

(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2005-535359

(P2005-535359A)

(43) 公表日 平成17年11月24日(2005.11.24)

| (51) Int. Cl. ⁷ | F I | テーマコード (参考) |
|----------------------------|----------------------|-------------|
| A 6 1 B 5/145 | A 6 1 B 5/14 3 1 0 | 4 C 0 1 7 |
| A 6 1 B 5/022 | A 6 1 B 5/08 | 4 C 0 3 8 |
| A 6 1 B 5/0245 | A 6 1 B 5/02 3 3 7 F | |
| A 6 1 B 5/08 | A 6 1 B 5/02 3 1 0 A | |
| | A 6 1 B 5/02 3 2 1 B | |

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2003-570689 (P2003-570689)
 (86) (22) 出願日 平成15年2月19日 (2003. 2. 19)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年9月28日 (2004. 9. 28)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/004836
 (87) 国際公開番号 W02003/071938
 (87) 国際公開日 平成15年9月4日 (2003. 9. 4)
 (31) 優先権主張番号 10/081, 719
 (32) 優先日 平成14年2月22日 (2002. 2. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/081, 887
 (32) 優先日 平成14年2月22日 (2002. 2. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/081, 165
 (32) 優先日 平成14年2月22日 (2002. 2. 22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

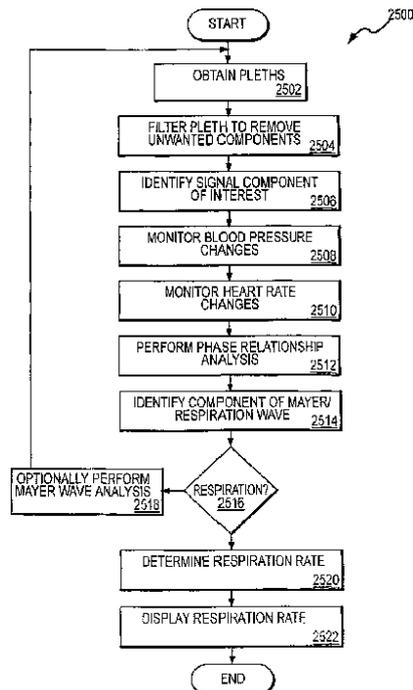
(71) 出願人 502075216
 デイテックス-オーメダ インコーポレイ
 テッド
 D a t e x - O h m e d a , I n c .
 アメリカ合衆国 5 3 7 0 7 ウィスコン
 シン州 マディソン オーメダ ドライブ
 3 0 3 0
 3 0 3 0 O h m e d a D r i v e ,
 M a d i s o n , W i s c o n s i n
 5 3 7 0 7 U . S . A .
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フォトプレステモグラフィ信号の変動に基づく生理的パラメータの監視

(57) 【要約】

呼吸数、心拍数、心拍数変動、血液量変動および/または自律神経系に関係した生理的パラメータ情報をフォトプレステモグラフィを使用して得るための方法および装置が開示される。一実施態様では、この方法が、プリーチ信号を取得し(2502)、プリーチ信号をフィルタリングして不要な成分を除去し(2504)、関心の信号成分を識別し(2506)、血圧変化を監視し(2508)、心拍数を監視し(2510)、血圧信号-心拍数信号の分析を実行して関心の成分に関連した関係を識別する(2512)ことを含む。この関係に基づいて、呼吸波またはマイヤー波に関係した関心の成分を識別することができる(2514)。呼吸波に関係している場合には(2516)、呼吸数などの呼吸パラメータを決定することができる(2520)。そうでない場合には、マイヤー波分析を実行して(2518)、自律神経系に関係したパラメータ情報を得ることができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の生理的パラメータを非侵襲的に監視する際に使用する方法であって、

送信された光学信号と該患者の血液との相互作用に基づいて変調された、該患者の呼吸器系の働きに関連した第 1 の成分と該患者の自律神経系に関連した第 2 の成分とを少なくとも含む、フォトプレスチモグラフィ（「プリーチ」）信号を取得する工程と、

該プリーチ信号を該第 1 および第 2 の成分に関して処理して、該第 1 および第 2 の成分の一方の成分に関連した効果をもう一方の成分に関連した効果から区別する工程と、

区別された該効果を使用して該生理的パラメータを監視する工程と、

からなる方法。

10

【請求項 2】

前記第 1 の成分が患者の呼吸洞性不整脈に関係している請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 2 の成分が患者のマイヤー波に関係している請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記取得工程が、

光学信号を送信する少なくとも 1 つの源を用意するサブ工程と、

該少なくとも 1 つの源を動作させて、患者に対して該光学信号を、該信号が患者の前記血液と相互作用するように送信するサブ工程と、

検出システムを用意し動作させて、該送信光学信号を検出し、検出された該光学信号を表すプリーチ信号を供給するサブ工程と、

プロセッサを用意し動作させて、該プリーチ信号を取得するサブ工程と、

からなる請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 5】

少なくとも 1 つの源を用意する前記サブ工程が、異なるスペクトル内容を有する 2 つの源を用意することからなる請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記処理工程が、前記第 1 の成分に関連した効果を区別するサブ工程からなり、前記使用工程が、前記患者の呼吸を監視するサブ工程からなる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記区別サブ工程が、前記プリーチ信号を使用して血圧と心拍数の両方に関係した情報を監視することからなる請求項 6 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記血圧が、前記プリーチ信号の少なくとも一部分を取得し、取得した該信号部分から少なくとも 1 つの成分をフィルタリングして除去し、前記第 1 および第 2 の成分に関係した、血液量の経時的な変動に関する情報を求めることによって監視される、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記心拍数が、前記プリーチ信号のパルス部分を少なくとも取得し、前記第 1 および第 2 の成分に関係した、心拍数の経時的な変動に関する情報を求めることによって監視される請求項 7 に記載の方法。

40

【請求項 10】

前記区別サブ工程が、血圧の経時的な変動によって規定される第 1 の信号に関係した第 1 の情報を求め、心拍数の経時的な変動によって規定される第 2 の信号に関係した第 2 の情報を求め、該第 1 の情報および該第 2 の情報を使用して、該第 1 の信号と該第 2 の信号との間の位相差に関係した第 3 の情報を得ること、からなる請求項 6 に記載の方法。

【請求項 11】

前記区別サブ工程がさらに、識別された前記位相差を使用して前記プリーチ信号を分析し、それによって前記第 1 の成分に関係した情報を得ること、を含む請求項 10 に記載の方法。

50

【請求項 1 2】

前記区別サブ工程が、血圧の経時的な変動によって規定される第 1 の信号に関係した第 1 の情報を求め、心拍数の経時的な変動によって規定される第 2 の信号に関係した第 2 の情報を求め、該第 1 の情報および該第 2 の情報を使用して、該第 1 の信号と該第 2 の信号との間の波形の違いに関係した第 3 の情報を得ること、からなる請求項 6 に記載の方法。

【請求項 1 3】

前記監視サブ工程が、前記患者の呼吸数を測定することからなる、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 1 4】

患者の呼吸を監視する際に使用する方法であって、

10

患者に対して光学信号を、該信号が患者の血液と相互作用するように送信する工程と、検出システムを動作させて、該送信光学信号を検出し、患者の呼吸器系の働きに関連した第 1 の成分と患者の自律神経系に関連した第 2 の成分とを少なくとも含む、検出された光学信号を表すフォトレチスモグラフィ(「プリーチ」)信号を供給する工程と、

該プリーチ信号を処理して、該第 1 の成分に関連した効果を該第 2 の成分に関連した効果から区別する工程と、

区別された該効果を使用して患者の呼吸を監視する工程と

からなる方法。

【請求項 1 5】

前記第 1 の成分が前記患者の呼吸洞性不整脈に関係している請求項 1 4 に記載の方法。

20

【請求項 1 6】

前記第 2 の成分が前記患者のマイヤー波に関係している請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記送信工程が、1 つ以上の源を動作させて、第 1 のスペクトル内容を有する前記信号の第 1 のチャンネルと、該第 1 のスペクトル内容とは異なる第 2 のスペクトル内容を有する該光学信号の第 2 のチャンネルとを供給することからなる、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記区別工程が、前記プリーチ信号を使用して血圧と心拍数のうちの一方に関係した情報を監視すること、からなる請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 9】

30

前記血圧が、前記プリーチ信号の少なくとも一部分を取得し、取得した該信号部分から少なくとも 1 つの成分をフィルタリングして除去し、前記第 1 および第 2 の成分に関係した、血液量の経時的な変動に関する情報を求めることによって監視される、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記心拍数が、前記プリーチ信号のパルス部分を少なくとも取得し、前記第 1 および第 2 の成分に関係した、心拍数の経時的な変動に関する情報を求めることによって監視される、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記区別工程が、血圧の経時的な変動によって規定される第 1 の信号に関係した第 1 の情報を求め、心拍数の経時的な変動によって規定される第 2 の信号に関係した第 2 の情報を求め、該第 1 の情報および該第 2 の情報を使用して、該第 1 の信号と該第 2 の信号との間の位相差に関係した第 3 の情報を得ること、からなる請求項 1 4 に記載の方法。

40

【請求項 2 2】

前記区別工程がさらに、識別された前記位相差を使用して前記プリーチ信号を分析し、それによって前記第 1 の成分に関係した情報を得ること、を含む請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記区別サブ工程が、血圧の経時的な変動によって規定される第 1 の信号に関係した第 1 の情報を求め、心拍数の経時的な変動によって期待される第 2 の信号に関係した第 2 の情報を求め、該第 1 の情報および該第 2 の情報を使用して、該第 1 の信号と該第 2 の信号と

50

の間の波形の違いに関係した第3の情報を得ること、からなる請求項14に記載の方法。

【請求項24】

前記監視サブ工程が、前記患者の呼吸数を測定することからなる請求項14に記載の方法。

【請求項25】

患者の呼吸を監視する際に使用する装置であって、

送信された光学信号と患者の血液との相互作用に基づいて変調された、患者の呼吸器系の働きに関連した第1の成分と患者の自律神経系に関連した第2の成分とを少なくとも含む、フォトプレスチモグラフィ(「プリーチ」)信号を受け取るポートと、

該プリーチ信号を処理して、該第1および第2の成分の一方の成分に関連した効果をも

10

う一方の成分に関連した効果から区別し、区別された該効果を使用して生理的パラメータを監視するように動作するプロセッサと、

からなる装置。

【請求項26】

患者に対して光学信号を、該信号が患者の前記血液と相互作用するように送信する少なくとも1つの源と、

該送信光学信号を検出し、検出された該光学信号を表す前記プリーチ信号を供給する検出システムと、

をさらに備える請求項25に記載の装置。

【請求項27】

20

前記検出システムが、前記送信光学信号を受け取り、受け取った該光学信号を表すセンサ出力を供給するセンサと、該センサ出力信号を処理して前記プリーチ信号を供給する回路と、からなる請求項26に記載の装置。

【請求項28】

前記少なくとも1つの源が、第1のスペクトル内容を有する前記光学信号の第1のチャンネルと、該第1のスペクトル内容とは異なる第2のスペクトル内容を有する該光学信号の第2のチャンネルとを供給するように動作する請求項26に記載の装置。

【請求項29】

前記プロセッサが、前記第1の成分に関連した効果を区別し、該効果を使用して前記患者の呼吸を監視するように動作する請求項25に記載の装置。

30

【請求項30】

前記プロセッサが、前記プリーチ信号を使用することによって前記効果を区別して、血圧と心拍数のうちの一方に関係した情報を監視するように動作する請求項25に記載の装置。

【請求項31】

前記血圧が、前記プリーチ信号の少なくとも一部分を取得し、取得した該信号部分から少なくとも1つの成分をフィルタリングして除去し、前記第1および第2の成分に関係した、血液量の経時的な変動に関する情報を求めることによって監視される請求項30に記載の装置。

【請求項32】

40

前記心拍数が、前記プリーチ信号のパルス部分を少なくとも取得し、前記第1および第2の成分に関係した、心拍数の経時的な変動に関する情報を求めることによって監視される請求項20に記載の装置。

【請求項33】

前記プロセッサが、血圧の経時的な変動によって規定される第1の信号に関係した第1の情報を求め、心拍数の経時的な変動によって規定される第2の信号に関係した第2の情報を求め、該第1の情報および該第2の情報を使用して、該第1の信号と該第2の信号との間の位相差に関係した第3の情報を得ることによって前記効果を区別するように動作する請求項25に記載の装置。

【請求項34】

50

前記プロセッサが、識別された前記位相差を使用して前記プリーチ信号を分析し、それによって前記第1の成分に関係した情報を得るように動作する請求項33に記載の装置。

【請求項35】

前記区別サブ工程が、血圧の経時的な変動によって規定される第1の信号に関係した第1の情報を求め、心拍数の経時的な変動によって規定される第2の信号に関係した第2の情報を求め、該第1の情報および該第2の情報を使用して、該第1の信号と該第2の信号との間の波形の違いに関係した第3の情報を得ることからなる請求項25に記載の方法。

【請求項36】

前記プロセッサが、患者の呼吸数を測定し、それを表現する出力を供給するように動作する請求項25に記載の装置。

10

【請求項37】

少なくとも1つの2次生理過程を、血液酸素レベルに関係した値を計算するために使用される、該2次過程によって引き起こされる光学信号の少なくとも一部分の変動に基づいて監視する方法であって、

少なくとも1つの既知の波長の電磁放射を組織の一部分に当てる工程と、

該組織の一部分に当てた該少なくとも1つの波長の電磁放射に関する信号を検出する工程と、

検出された該放射を表現する信号を生成する工程と、

生成された該信号を処理し、生成されたそれぞれの該信号の少なくとも第1の部分を使用して、該血液酸素レベルに関係した出力が生み出されるようにする工程と、

20

所定の時間間隔にわたって該出力を監視して、該2次生理過程を表現する変動を見つける工程と、

該2次生理過程を表現する信号を生成する工程と、

からなる方法。

【請求項38】

前記処理工程が、血液酸素レベルに関係した、前記組織の一部分の中の動脈血と静脈血の比に関係した出力を生み出す請求項37に記載の方法。

【請求項39】

前記監視工程がさらに、前記動脈血と静脈血の比を所定の時間間隔にわたって監視して、前記2次生理過程を決定することを含む請求項38に記載の方法。

30

【請求項40】

前記2次過程が呼吸過程である請求項39に記載の方法。

【請求項41】

前記所定の時間間隔が0ないし1.5ヘルツである請求項39に記載の方法。

【請求項42】

患者の血液濃度の変化によって患者の呼吸を監視する方法であって、

灌流組織の一部分を監視して、その中に含まれる静脈血と動脈血の相対濃度の変化を求める工程と、

動脈血と静脈血の該相対濃度を監視する該工程に基づいて、該相対濃度の増減から呼吸周波数を求める工程と、

40

からなる方法。

【請求項43】

静脈血と動脈血の前記相対濃度を監視する前記工程が非侵襲的に実施される、請求項42に記載の方法。

【請求項44】

非侵襲的に監視する前記工程が、フォトプレチスモグラフィによって実施される請求項43に記載の方法。

【請求項45】

フォトプレチスモグラフィによって監視する前記工程がさらに、

1つ以上の既知の波長の電磁放射を前記組織の一部分に当てる工程と、

50

該組織の一部分に当てた該1つ以上の波長の電磁放射に関する信号を該波長ごとに検出する工程と、

検出された該放射を表現する信号を生成する工程と、

生成された該信号の少なくとも一部分を、静脈血に比例する血液酸素に関係した第1の値が生成され、かつ動脈血に比例する血液酸素に関係した第2の値が生成されるように処理する工程と、

該第1および第2の値を所定の時間間隔にわたって監視して変動を見つける工程と、を含む請求項44に記載の方法。

【請求項46】

呼吸によって引き起こされる血液酸素レベルに関係した値の変化を光学信号を使用して識別することによって、呼吸を監視する装置であって、

少なくとも電磁放射の第1および第2の波長を生きた組織の一部分に制御可能に発射する少なくとも1つの第1の発射器と、

発射された該電磁放射の該第1および第2の波長に関する信号を検出し、それを指示する検出器信号を生み出す検出器と、

フィルタリングされた該信号を受け取るように動作するプロセッサと

からなり、同プロセッサがさらに、

該検出器信号の部分が分離されるように該信号をフィルタリングし、

フィルタリングされた該信号の少なくとも第1の部分を使用した数学計算によって、該組織の血液酸素レベルに関係した値を決定し、

該値を監視して、所定の周波数範囲にわたって呼吸を指示する該値の変動を決定し、

該呼吸を表現する出力信号を生成する、

ように動作する装置。

【請求項47】

前記少なくとも1つの第1の発射器が少なくとも1つの第1の発光ダイオードからなる請求項46に記載の装置。

【請求項48】

可視範囲および赤外範囲の電磁放射をそれぞれ発射する第1および第2の発光ダイオードをさらに備えた請求項47に記載の装置。

【請求項49】

前記検出器が、それぞれの前記波長ごとに成分を含む多重化された検出器を生み出す光検出器からなり、それぞれの波長がACおよびDC成分をさらに含む請求項46に記載の装置。

【請求項50】

前記フィルタが、前記検出器信号の前記ACおよびDC成分の一方を除去する請求項49に記載の装置。

【請求項51】

前記プロセッサが、フィルタリングされた前記信号のACおよびDC成分のうち、前記組織内の動脈血と静脈血の前記比に関係したほうの成分から酸素飽和度値に関係した値を求める請求項49に記載の装置。

【請求項52】

前記プロセッサが、所定の時間周期にわたって前記酸素飽和度値を監視して、呼吸を指示する該値の変化を見つける請求項46に記載の装置。

【請求項53】

前記所定の時間周期が0ないし1.5ヘルツである請求項52に記載の装置。

【請求項54】

患者を監視する際に使用する方法であって、

送信された光学信号と該患者の血液との相互作用に基づいて変調されたフォトプレスティモグラフィ(「プリーチ」)信号を取得する工程と、

該プリーチ信号を処理して、マイヤー波に関係した効果を識別する工程と、

10

20

30

40

50

該マイヤー波効果に関係した出力を供給する工程と
からなる方法。

【請求項 5 5】

前記処理工程が血液量の変動を識別することからなる請求項 5 4 に記載の方法。

【請求項 5 6】

前記処理工程が、前記プリーチ信号から、前記マイヤー波の振幅と周波数のうちの少なくとも一方に関する情報を抽出することからなる請求項 5 4 に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記処理工程が、前記プリーチ信号をフィルタリングして前記マイヤー波に関する情報を抽出することからなる請求項 5 4 に記載の方法。

10

【請求項 5 8】

前記フィルタリング工程が、約 0.05 Hz から 0.5 Hz までの間に位置する前記プリーチ信号のスペクトル・ピークを通過させる周波数帯を使用して、該プリーチ信号を帯域フィルタリングすることからなる請求項 5 7 に記載の方法。

【請求項 5 9】

前記フィルタリング工程が、約 0.1 Hz に位置する前記プリーチ信号のスペクトル・ピークを通過させる周波数帯を使用して、該プリーチ信号を帯域フィルタリングすることからなる請求項 5 6 に記載の方法。

【請求項 6 0】

出力を供給する前記工程が、前記マイヤー波の振幅と周波数のうちの少なくとも一方を示すグラフ出力を供給することからなる請求項 5 4 に記載の方法。

20

【請求項 6 1】

前記振幅と前記周波数のうちの一方を経時的に監視して関心の変動を検出することをさらに含む請求項 6 0 に記載の方法。

【請求項 6 2】

前記処理工程が、前記プリーチ信号を分析して心拍数情報を得る第 1 の分析工程を含む請求項 5 4 に記載の方法。

【請求項 6 3】

前記第 1 の分析工程が、前記プリーチ信号の波形の周期を決定することからなる請求項 6 2 に記載の方法。

30

【請求項 6 4】

前記第 1 の分析工程が、前記プリーチ信号をフィルタリングして前記心拍数情報を得ることからなる請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記処理工程がさらに、前記心拍数情報を経時的に監視して心拍数値の時系列を得ることを含む請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 6 6】

前記処理工程がさらに、前記心拍数情報を分析して心拍数変動に関する情報を得る第 2 の分析工程を含む請求項 6 2 に記載の方法。

【請求項 6 7】

前記心拍数情報が心拍数値の時系列からなり、前記処理工程がさらに、心拍数値の該時系列をフィルタリングしてその低周波数変動を識別することを含む請求項 6 2 に記載の方法。

40

【請求項 6 8】

前記低周波数変動が約 0.05 Hz から 0.5 Hz までの範囲にある請求項 6 7 に記載の方法。

【請求項 6 9】

前記低周波数変動が約 0.1 Hz にある請求項 6 7 に記載の方法。

【請求項 7 0】

患者を監視する際に使用する方法であって、

50

送信された光学信号と該患者の血液との相互作用に基づいて変調されたフォトプレスチモグラフィ（「ブリーチ」）信号を取得する工程と、

該ブリーチ信号を処理して、約 0.05 Hz から 0.5 Hz までの間に位置する前記ブリーチ信号のスペクトル・ピークに係した該患者の低周波数血液量変動に関する情報を得る工程と、

該低周波数血液量変動を経時的に監視して関心の特性を識別する工程とからなる方法。

【請求項 7 1】

前記処理工程が、約 0.05 Hz から 0.5 Hz までの間に位置する前記ブリーチ信号のスペクトル・ピークを通過させる周波数帯を使用して、該ブリーチ信号を帯域フィルタリングすることからなる請求項 7 0 に記載の方法。

10

【請求項 7 2】

前記処理工程が、約 0.1 Hz に位置する前記ブリーチ信号のスペクトル・ピークを通過させる周波数帯を使用して、該ブリーチ信号を帯域フィルタリングすることからなる請求項 7 0 に記載の方法。

【請求項 7 3】

前記低周波数血液量変動の振幅と周波数のうちの少なくとも一方を示すグラフ出力を供給する工程をさらに含む請求項 7 0 に記載の方法。

【請求項 7 4】

前記監視工程が、前記振幅と前記周波数のうちの一方を経時的に監視して関心の変動を検出することからなる請求項 7 1 に記載の方法。

20

【請求項 7 5】

患者を監視する際に使用する方法であって、

送信された光学信号と該患者の血液との相互作用に基づいて変調されたフォトプレスチモグラフィ（「ブリーチ」）信号を取得する工程と、

該ブリーチ信号を処理して心拍数情報を得る第 1 の処理工程と、

該心拍数情報を処理して心拍数変動に関する情報を得る第 2 の処理工程と、

該心拍数変動情報を監視して関心の特性を識別する工程と

からなる方法。

【請求項 7 6】

前記第 1 の工程が、前記ブリーチ信号の波形の周期を決定することからなる、請求項 7 5 に記載の方法。

30

【請求項 7 7】

前記第 1 の工程が、前記ブリーチ信号をフィルタリングして前記心拍数情報を得ることからなる請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 7 8】

前記第 1 の処理工程が心拍数値の時系列を得ることからなる請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 7 9】

前記心拍数情報が心拍数値の時系列からなり、前記第 2 の処理工程が、心拍数値の該時系列をフィルタリングしてその低周波数変動を識別することからなる請求項 7 5 に記載の方法。

40

【請求項 8 0】

前記低周波数変動が約 0.05 Hz から 0.5 Hz までの範囲にある請求項 7 6 に記載の方法。

【請求項 8 1】

前記低周波数変動が約 0.1 Hz にある請求項 7 9 に記載の方法。

【請求項 8 2】

患者を監視する際に使用する方法であって、

ブリーチ分析のために患者に対してフォトプレスチモグラフィ（「ブリーチ」）機器を配置する工程と、

50

該患者の呼吸数を少なくとも所与のしきい値にする工程と、該ブリーチ機器を動作させて患者のブリーチ信号を得る第1の動作工程と、

該ブリーチ機器を動作させて該ブリーチ信号を処理し、これによってマイヤー波に関係した効果を識別し、該マイヤー波効果に関係した出力を供給する第2の動作工程と、
からなる方法。

【請求項83】

前記配置工程が、前記患者の灌流組織に光学信号を送信するために前記機器のプロープを該患者に適用することからなる請求項82に記載の方法。

【請求項84】

所与のしきい値にする前記工程が、少なくとも所定のしきい値で呼吸するように前記患者に指示することからなる請求項82に記載の方法。 10

【請求項85】

前記所定のしきい値が少なくとも10呼吸/分である請求項84に記載の方法。

【請求項86】

前記所定のしきい値が少なくとも20呼吸/分である請求項84に記載の方法。

【請求項87】

所与のしきい値にする前記工程が、前記患者の呼吸数をレスピレータを用いて制御することからなる請求項82に記載の方法。

【請求項88】

前記第2の動作工程が、前記機器によって、前記ブリーチ信号を処理して心拍数情報を得、前記心拍数情報を処理して心拍数変動に関する情報を得ることからなる請求項82に記載の方法。 20

【請求項89】

前記第2の動作工程が、前記機器によって、前記ブリーチ信号を処理して前記患者の低周波数血液量変動に関する情報を得ることからなる請求項82に記載の方法。

【請求項90】

患者を監視する際に使用する装置であって、

送信された光学信号と該患者の血液との相互作用に基づいて変調されたフォトプレスティモグラフィ(「ブリーチ」)信号を受け取るポートと、

該ブリーチ信号を処理してマイヤー波に関係した効果を識別するプロセッサと、 30

該マイヤー波効果に関係した出力を供給する出力装置と、

からなる装置。

【請求項91】

前記プロセッサが、血液量の変動を識別するように動作する請求項90に記載の装置。

【請求項92】

前記プロセッサが、前記ブリーチ信号をフィルタリングして前記マイヤー波に関する情報を抽出するように動作する請求項90に記載の装置。

【請求項93】

前記出力装置が、前記マイヤー波の振幅と周波数のうちの少なくとも一方を示すグラフ出力を供給するように動作する請求項90に記載の装置。 40

【請求項94】

前記プロセッサが、前記ブリーチ信号を分析して心拍数情報を得るように動作する請求項90に記載の装置。

【請求項95】

前記プロセッサがさらに、前記心拍数情報を分析して心拍数変動に関する情報を得るように動作する請求項94に記載の装置。

【請求項96】

患者を監視する際に使用する方法であって、

送信された光学信号と患者の血液との相互作用に基づいて変調されたフォトプレスティモグラフィ(「ブリーチ」)信号を取得する工程と、 50

該ブリーチ信号を処理して該患者の心拍数に関する心拍数情報を得る第1の処理工程と

、
該心拍数情報を処理して該患者の呼吸に関する呼吸情報を得る第2の処理工程と、
からなる方法。

【請求項97】

ブリーチ信号を取得する前記工程が、パルス酸素濃度計を動作させて、送信された光の少なくとも1つの波長チャンネルに対応する検出器信号を得ることからなる請求項96に記載の方法。

【請求項98】

ブリーチ信号を取得する前記工程が、パルス酸素濃度計を動作させて、送信された光の少なくとも2つの異なる波長チャンネルに対応する検出器信号を得ることからなる請求項96に記載の方法。 10

【請求項99】

前記取得工程が、前記2つのチャンネルのうち的一方に対応する信号成分を前記ブリーチ信号として選択することからなる請求項98に記載の方法。

【請求項100】

前記取得工程が、両方の前記チャンネルに対応する信号成分を処理して前記ブリーチ信号を取得することからなる請求項98に記載の方法。

【請求項101】

前記第1の処理工程が、前記脈拍周期の周期と周波数のうち的一方を決定するために、前記患者の脈拍周期に対応した前記ブリーチ信号の波形の特性を識別することからなる請求項96に記載の方法。 20

【請求項102】

前記第1の処理工程が、前記ブリーチ信号のスペクトル分析を実行して前記心拍数情報を得ることからなる請求項96に記載の方法。

【請求項103】

前記第1の処理工程が、フィルタを使用して、前記患者の前記心拍数に対応するスペクトル・ピークを識別することからなる請求項96に記載の方法。

【請求項104】

前記第1の処理工程が、前記患者の心拍数値の時系列を表す心拍数信号を得ることからなる請求項96に記載の方法。 30

【請求項105】

前記第2の処理工程が、前記呼吸に関連した前記患者の前記心拍数の変動を識別することからなる請求項96に記載の方法。

【請求項106】

前記第2の処理工程が、前記心拍数情報をフィルタリングして、約0～1.5Hzの周波数範囲にあるその変動を識別することからなる請求項96に記載の方法。

【請求項107】

前記変動が、約0.15から0.5Hzまでの周波数範囲にある請求項106に記載の方法。 40

【請求項108】

前記変動が、約0.2～0.4Hzの周波数範囲にある請求項106に記載の方法。

【請求項109】

前記患者の呼吸数を指示する出力を供給する工程をさらに含む請求項96に記載の方法。

【請求項110】

患者を監視する際に使用する方法であって、

送信された光学信号と患者の血液との相互作用に基づいて変調されたフォトプレスチモグラフィ(「ブリーチ」)信号を取得する工程と、

少なくとも1つのフィルタを使用して該ブリーチ信号を処理して、該患者の呼吸数に対応する周波数を有する関心の信号成分を、0～0.5Hz周波数を有する潜在的に干渉性 50

の信号から区別する工程と、

該患者の該呼吸数を指示する出力を関心の前記信号成分に基づいて供給する工程と、
からなる方法。

【請求項 1 1 1】

前記処理工程が、前記プリーチ信号を処理して心拍数信号を得る第 1 の処理工程と、該心拍数信号を処理して前記呼吸数に対応する前記周波数を識別する第 2 の処理工程とからなる、請求項 1 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 1 2】

前記フィルタを使用して患者の心拍数を識別する請求項 1 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 1 3】

前記フィルタを使用して心拍数信号から前記呼吸数を識別する請求項 1 1 0 に記載の方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は一般に、呼吸数、低周波数の心拍数 / 血液量変動などの生理的パラメータを光学信号（可視および / または非可視スペクトル信号）に基づいて非侵襲的に監視することに関し、詳細には、患者の呼吸器系および / または自律神経系に関係した効果を区別するための受け取った光学信号の処理に基づいて該パラメータを監視することに関する。本発明は、パルス・オキシメトリ機器を用いて容易に実現することができ、それによってこの

20

【背景技術】

【0 0 0 2】

フォトプレスチモグラフィ (photoplethysmography) は、患者の血液、例えば動脈血または灌流組織を透過した光学信号、あるいはこれらによって反射された光学信号を使用して、患者の生理的パラメータを監視することに関する。このような監視が可能なのは、患者の血液との相互作用によって光学信号が変調されるからである。すなわち、吸収、反射および / または拡散による波長依存および / または時間依存減衰を一般に含む患者の血液との相互作用は、それを分析して関心の生理的パラメータに関する情報を得ることが可能な特性を送信信号に与える。このような患者の監視は非侵襲的であり、一般にほぼ瞬時に正確な結果を与え、最小限の医療資源しか利用せず、従って費用効果が大きいため、非常に望ましい。

30

【0 0 0 3】

一般的なフォトプレスチモグラフィ機器はパルス酸素濃度計 (pulse oximeter) である。パルス酸素濃度計は、患者の組織を透過した光または患者の組織から反射した光の透過 / 吸収特性に基づいて、患者の血液の酸素飽和レベルまたは関連する分析物の値を決定する。具体的には、パルス酸素濃度計は一般に、手指、耳垂、鼻中隔などの患者の付属器に取り付けるプローブを含む。このプローブを使用して、一般に赤色及び赤外波長である少なくとも 2 つの波長のパルス光学信号が患者の付属器を透過するようにする。透過した信号は検出器によって受け取られ、この検出器は、受け取った光学信号を表すアナログ電気出力信号を出力する。この電気信号を処理し、患者の脈拍周期の様々な部分でそれぞれの波長の信号値を分析することによって、血液酸素飽和度に関する情報を得ることが可能である。

40

【0 0 0 4】

血液酸素飽和度に関係した値を求めるアルゴリズムは通常、デジタル処理ユニット中で行われる。したがって一般に、検出器とデジタル処理ユニットの間には 1 つ以上のアナログ - デジタル (A / D) 変換器が配置される。使用する特定のシステム・アーキテクチャに応じて、デジタル処理ユニットは単一のマルチチャンネル・デジタル信号を受け取り、またはチャンネルごとに別々のデジタル信号を受け取ることができる。前者の場合には、デジタル処理ユニットを使用して、受け取った信号を別々のチャンネル成分に分離することがで

50

きる。したがってデジタル処理ユニットはいずれにせよ、それぞれのチャンネルを表すデジタル情報を処理する。

【0005】

このような情報は、入力デジタル・フォトプレスチモグラフィ信号ないしデジタル「ブリーチ (pleth)」信号を規定する。これらのブリーチ信号は一般に2つの成分を含む。関心の第1の成分は、時間増分に関して低周波数の成分または実質的に変化しない成分であり、血液酸素飽和度計算に関して考慮され、時に「DC成分」と呼ばれ、一般に灌流組織の非拍動性の体積に関係した減衰および透過プレスチモグラフィ信号に影響を及ぼす他の事項に対応する。第2の成分は時に「AC成分」と呼ばれ、一般に血液の脈動に起因する減衰の変化に対応する。AC成分は一般に、心拍動の波形と周波数が一致した変動波形を表す。心臓の拍動によって引き起こされる変動を考慮から除外した場合、調査対象の組織の有効体積はほとんど変化しないかまたは低い周波数で変化するので、DC成分は対照的に、より安定したベースライン成分である。

10

【0006】

パルス酸素濃度計は一般に血液酸素飽和度の値を出力し、時には心拍数および拍動波形のグラフを表示する。これらのそれぞれの出力を生み出すための情報は一般にブリーチ信号のAC成分から得られる。この点に関して、いくつかのパルス酸素濃度計は、例えばより良好なデジタル化されたAC成分波形を得るために、ブリーチ信号からDC成分を除去することを試みる。他のパルス酸素濃度計はDC成分を測定し、これを使用して、例えばAC成分から得られた測定された微分値を正規化し、あるいは運動または他の雑音補正に関連した測定値を提供することができる。しかし一般に、従来のパルス酸素濃度計は、上記の出力の他の生理的パラメータ情報を得るためにブリーチ信号のDC成分の変動を監視することはしない。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、フォトプレスチモグラフィを使用し、AC成分すなわちパルス波形とは別のブリーチ特性の分析、またはAC成分すなわちパルス波形も加えたブリーチ特性の分析に基づいて呼吸器系または自律神経系に関係した生理的情報を得ることを対象とする。したがって本発明は、重要な診断情報または監視情報を非侵襲的に提供する。さらに、従来のパルス酸素濃度計の1つ以上のチャンネルを使用して本発明の様々な態様を実現することができ、これによって広く使用され信頼されている機器に追加の機能を提供し、患者の治療のための重要な情報へのアクセスを費用効果の大きい方法で提供する。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

好ましい一実施態様では、本発明が、自律神経系に関係した効果を呼吸器系に関係した効果から区別するために、ブリーチ信号のDC成分(「ブリーチ・ベースライン信号」)の分析に基づいて生理的パラメータに関する情報を取得する。この点に関して、ブリーチ・ベースライン信号を分析して重要な情報を得ることが可能なことが分かっている。具体的には、ブリーチ・ベースライン信号は以下の少なくとも3つの主要な成分を含むことが分かっている: 1) 呼吸に関係した成分、すなわち「呼吸波」、2) 時に「マイヤー波」と呼ばれる、自律神経系または血管運動中枢に関連した低周波数成分、および3) 温度制御に関連した超低周波数成分。第2の成分に関して、マイヤー波の原因および性質については十分には分かっている。本発明の目的上、マイヤー波は、血圧、心拍数および/または血管収縮の低周波数変動に関係する。

40

【0009】

先に挙げた最初の2つの成分は、診断および患者の監視目的に特に重要である。具体的には、マイヤー波の振幅および周波数は、高血圧、心臓突然死、心室性頻拍、冠状動脈疾患、心筋梗塞、心不全、糖尿病および自律神経障害に伴って変化し、心臓移植術後にも変化することが分かっている。呼吸数は、例えば患者のストレス・レベルの指標として、ま

50

たは患者の呼吸困難を識別するために様々な医療手技中に監視される。本発明は、1つには、ブリーチ信号の分析に基づいてこれらの成分に関係した効果を監視して、生理的パラメータ情報を識別することが可能であるとの認識に基づく。具体的には、マイヤー波と呼吸波の両方が、血管運動中枢に対する直接の影響によって心拍数（および血圧変動、血液量変動などの関連パラメータ）に影響を及ぼすと予想される。後者の場合には、これが、吸息中に心拍数を増大させる呼吸中枢から血管運動中枢への「スピルオーバー（spill over）」による。

【0010】

マイヤー波および呼吸波に基づいて生理的パラメータ情報を得ることに関連した難しさは、これらの波に関連した効果を互いから区別することに関係し、特に、これらの波が生じる周波数範囲が重なり合うことに関係する。本発明によれば、これらの2つのブリーチ成分を様々な方法によって区別することによって、生理的パラメータ情報を得る。これらの方法には一般に、周波数に基づいて区別する方法、周波数以外の波の特性に基づいて区別する方法、およびマイヤー波/呼吸波比較から直接には導き出されない情報に基づいて区別する方法が含まれる。周波数に基づいて波を区別することに関しては、先に述べたとおり、マイヤー波と呼吸波の周波数帯が重なり合う場合がある。したがって、これらの一方または両方の波周波数を修正して認識可能な差異を生み出すことによって、周波数に基づいてこれらの波を区別する方法を支援することができる。ケースによっては、患者の呼吸数を制御し、または患者が自身の呼吸数を制御することによってこれを達成することが可能である。

10

20

【0011】

あるいは、波形、位相などの周波数以外の波特性に基づいてこれらの波を区別することもできる。これに関して、呼吸波およびマイヤー波は、心拍数および血管収縮の変化を通して血圧に影響を及ぼし得ることが分かっている。しかし、呼吸は、吸息中と呼息中の胸郭の圧力差のため血圧の変化を引き起こす。吸息は、左心室充満の低減を引き起こし、血圧を低下させる。したがって、吸息中は血圧が低下し、心拍数が上昇する。対照的に、マイヤー波の立上り部分では、血圧と心拍数が同時に増大する。したがって、血圧変化と拍数変化は、呼吸によって引き起こされている場合には位相がずれ、マイヤー波によって引き起こされている場合には位相がそろふ。

【0012】

マイヤー波と呼吸波は、マイヤー波/呼吸波比較からは直接に導き出せない情報に基づいて区別することもできる。例えば、所定の周波数範囲の血液酸素レベルの増大は、呼吸によって引き起こされる既知の生理作用と相関する。具体的には、周波数0から0.5 Hz（新生児の場合には1 Hz以上）の酸化ヘモグロビンと酸素脱離ヘモグロビンの比の増大は、組織内の静脈血の量を低下させる効果を有し、したがって組織内の動脈血と静脈血の比を増大させる吸息に起因する可能性がある。このような効果は例えば、複数のチャンネルに関連したブリーチ信号を監視して関連周波数帯内の血液の酸素付加の変動を識別することによって示すことができる。これによって、呼吸波成分とマイヤー波成分を直接に分離することなく、または別の方法で呼吸波成分とマイヤー波成分を比較することなく呼吸波に関連した効果を区別することができることを理解されたい。

30

40

【0013】

呼吸波とマイヤー波のうち的一方に関連した効果が区別されたら、これを使用して生理的パラメータ情報を得ることができる。これまでに論じた特定の実施態様に応じ、一方の波の既知の特性、または波と波の間の既知の差異、あるいは一方の波に関連した2次的な効果に基づいて、これらの波を区別することができる。一方の波の既知の特性または一方の波の2次的効果に基づいて波を区別する場合には、既知の特性または2次的効果を有する波から、または別の波から、あるいは両方の波成分を含む信号から、生理的パラメータ情報を導き出すことができる。

【0014】

本発明の1態様によれば、患者の生理的パラメータを監視する方法が提供される。この

50

方法は、患者の呼吸器系の働きに関連した第1の成分と患者の自律神経系に関連した第2の成分とを少なくとも含むプリーチ信号を取得する工程と、プリーチ信号を処理して、第1および第2の成分の一方の成分に関連した効果をもう一方の成分に関連した効果から区別する工程と、区別された効果を使用して生理的パラメータを監視する工程とを含む。特定の実施態様に依りて、プリーチ信号を取得する工程は、送信された光（可視および/または非可視スペクトル）の単一のチャンネルまたは複数のチャンネルに対応する情報を取得することからなる。例えば、本発明は、少なくとも2つの別個のチャンネルと対応するプリーチ信号とを供給する従来のパルス酸素濃度計を用いて実現することができる。関心の生理的パラメータの監視には、これらの一方または両方のプリーチ信号を利用することができる。プリーチ信号を処理する工程は、マイヤー波の効果を呼吸波の効果から、例えばこれまでに論じた任意の方法を使用して区別することを含むことができる。監視する生理的パラメータは、呼吸数などの呼吸パラメータ、または低周波数の心拍数変動、血液量変動などのマイヤー波パラメータとすることができる。関連装置は、プリーチ信号を受け取るポートと、プリーチ信号を処理して第1および第2の成分に関連した効果を区別するように動作するプロセッサとを含む。このような装置を含むシステムは、光学信号を送信する1つ以上の送信器と、送信された光学信号を検出し、それに基づいてプリーチ信号を供給する検出器信号とを含む。

10

【0015】

本発明の他の態様によれば、患者の呼吸を監視する方法が提供される。この方法は、患者に対して光学信号を、この信号が患者の灌流組織と相互作用するように送信する工程と、検出システムを動作させて、送信光学信号を検出し、患者の呼吸器系に関連した第1の成分と患者の自律神経系に関連した第2の成分とを少なくとも含む、検出された光学信号を表すプリーチ信号を供給する工程と、プリーチ信号を処理して、第1の成分に関連した効果を第2の成分に関連した効果から区別する工程と、区別された効果を使用して患者の呼吸を監視する工程とを含む。一実施態様では、関連する波と波の間の位相差に基づいて、呼吸の効果が自律神経系の効果から区別される。具体的には、血圧変化と心拍数変化が、呼吸によって引き起こされた場合に、ある位相関係を有し、マイヤー波に関連している場合には別の位相関係を有する。したがって、血圧変化と心拍数変化の両方を取得することによって、位相関係を求めて、呼吸波に関連した効果をマイヤー波に関連した効果から区別することが可能である。次いでこの情報を使用して呼吸に関連したプリーチ特性を識別し、次いでこの特性を監視して呼吸数を決定する。

20

30

【0016】

本発明の他の態様では、少なくとも1つの2次生理過程を、血液の酸素付加レベルに関係した値を計算するために使用される、この2次過程によって引き起こされる光学信号の少なくとも一部分の変動に基づいて監視する方法が提供される。この方法は、1つ以上の既知の波長の電磁放射を組織の一部分に当てる工程と、この組織の一部分に対する電磁放射の強度を検出する工程と、検出された放射を指示する少なくとも1つの第1の信号を生成する工程と、この信号を処理し、血液酸素レベルに関係した少なくとも1つの第1の値が生み出されるようにする工程と、所定の時間にわたってこの第1の値を監視して、2次生理過程を指示する変動を識別する工程とを含む。最後にこの方法は、2次生理過程を表現する出力信号を生成する工程を含む。

40

【0017】

処理は、検出された信号の一部分を使用して、血液酸素レベルに関係した第1の値を生み出すことを含むことができる。具体的には、検出された信号をフィルタリングして信号の別個の部分を分離することができる。信号をフィルタリングした後、血液酸素に関係した第1の値を求めることができるように、別個のそれぞれの信号部分の値を監視することができる。第1の値が決定されたら、この値を監視して、心肺過程などの2次過程に関連していることが分かっている変動を検出する。例えば、第1の値が患者の HbO_2 / Hb 比である場合、既知の時間間隔にわたるこの比の増大は呼吸を表現する。呼吸によって引き起こされたこの比の変動が識別された場合には、呼吸を表現する出力を生成することが

50

できることを理解されたい。

【0018】

本発明の他の態様では、呼吸によって引き起こされる血液酸素レベルに関係した値の変化を光学信号を使用して識別することによって呼吸を監視する装置が提供される。この装置は、電磁放射の第1および第2の波長を生きた組織の一部に発射する発射器と、組織に適用されたこの電磁放射の第1および第2の波長を検出し、それを表現する検出器信号を生み出す検出器と、プロセッサとを備える。このプロセッサは、検出器信号をフィルタリングして検出器信号の個々の部分を分離するように動作する。プロセッサは、監視対象組織の血液酸素レベルに関係した値を、フィルタリングされたそれぞれの信号の少なくとも第1の部分を使用した数学計算によって決定するように構成されている。この組織の血液酸素に関係した値を決定した後、これを、断続的、定期的またはほぼ連続的に監視して、患者の呼吸を表現する増大および低減を判定することができる。最後に、呼吸を表現する血液値の変化を判定した後、プロセッサは、患者の呼吸周波数を表示する出力信号を生成することができる。

10

【0019】

それぞれの信号の1つ以上の部分を分離できるように、この検出器出力信号をプロセッサおよび関連フィルタリング・モジュールによって受け取ることができる。例えば、検出信号がAC成分とDC成分の両方を含む場合、フィルタリング・モジュールは、ACまたはDC成分を除去し、かつ/または分離するように動作することができる。さらに、このフィルタは、検出された信号の部分を周波数に従って分離する能力を有する帯域フィルタからなることができる。AC成分は一般に、DC成分よりも高周波数の成分であり、したがって、高域フィルタを使用して、検出された信号からAC成分を除去することができることを理解されたい。

20

【0020】

このプロセッサをさらに、監視対象組織の血液酸素レベルに関係した血液分析値を、フィルタリングされた第1の信号の第1の部分およびフィルタリングされた第2の信号の第1の部分を少なくとも使用した数学計算によって決定するように構成することができる。例えば、酸素飽和レベルを決定する際に従来から使用されている比の比(Ratio of Ratios)に関係した値を決定できるようにプロセッサを構成することができる。DCまたはAC成分だけを含むフィルタリングされた信号を使用することによって、決定された酸素飽和レベルがその成分だけに関係づけられることを理解されたい。例えば、検出された電磁気信号のDC成分は、組織全体に適用された電磁放射の検出された部分を表し、AC部分は、脈拍によって引き起こされた血液量の変動に起因する組織のその部分の量の変動を表す。したがって、DC信号を使用することによって、パルスAC成分から独立した組織内の血液分析物値を決定することができる。

30

【0021】

検出された信号の所望の成分(例えばACまたはDC)の血液酸素分析物に関係した値を決定した後、この値を監視して、呼吸を指示する値の増大および低減を検出することができる。例えば、所定の周波数範囲の血液酸素レベルの増大は、呼吸によって引き起こされた既知の生理作用と相関する。具体的には、周波数0から0.5ヘルツの酸化ヘモグロビンと酸素脱離ヘモグロビンの比の増大は、組織内の静脈血の量を低下させる効果を有し、したがって組織内の動脈血(酸素付加血)と静脈血の比を増大させる吸息(吸気)に起因する可能性がある。

40

【0022】

本発明の他の態様によれば、血圧、心拍数、血液量および/または血管収縮の低周波数変動などのマイヤー波効果を監視する方法が提供される。この方法は、送信された光学信号と患者の血液(例えば動脈血および/または灌流組織)との相互作用に基づいて変調されたプリーチ信号を取得し、プリーチ信号を処理してマイヤー波に関係した効果を識別し、マイヤー波効果に関係した出力(例えば、波形、1つ以上の値、あるいは例えばマイヤー波の振幅および/または周期/周波数あるいはその変動に関係したその他の情報)を供

50

給することを含む。この方法は、従来のパルス酸素濃度計を用いて実現することができる。この点に関して、ブリーチ信号を取得する工程は、パルス酸素濃度計を動作させて、患者に対して光学信号を送信し、受け取った光学信号を表す検出器信号を供給すること、および送信光学信号の1つ以上のチャンネルに対応する検出器信号の少なくとも一部分にアクセスすることを含むことができる。例えば、酸素濃度計を動作させて、単一のまたは複数のチャンネル（例えば赤色および赤外チャンネル）の信号を送信することができる。いずれにしても、検出器信号は一般にブリーチ信号を含む。マルチチャンネル検出器信号の場合、それぞれのチャンネルは一般にブリーチ信号を含み、1つのチャンネルに関する情報は本発明に従ってアクセスされ、複数のチャンネルに関する情報は、例えばチャンネル信号を組み合わせることによって使用される。

10

【0023】

ブリーチ信号を取得した後、これを様々な方法で処理して、関心のマイヤー波効果を識別することができる。一実施態様では、このような処理が、関心の効果を識別するための周波数ベースのフィルタリングを含む。具体的には、取得したブリーチ信号を表す信号または一連の値、あるいは取得したブリーチ信号に基づく信号または一連の値をフィルタリングして、約0.05 Hzからび0.5 Hzまでの間に位置するスペクトル・ピークを選択的に通過させる。この範囲の下端は、少なくとも温度制御に関連した先に述べた超低周波数のピークに関係したスペクトル・パワーの実質的な部分が排除されるように選択することができる。この範囲の上端は、患者の呼吸数の制御に合わせて選択することができる。この点に関して、上端の0.5 Hzは、多くの応用におけるマイヤー波と呼吸波の分離を考慮したものである。先に述べた潜在的に干渉性のスペクトル・ピークからマイヤー波を分離するためには約0.08~0.2のフィルタリング範囲が好ましい。マイヤー波は一般に、約0.1 Hz付近の幅の狭い周波数帯に見られるので、約0.05 Hz以下の公称通過帯域幅（従来の方法で表わす）を有し、このような通過帯域（実質的にこれの中心に位置することが好ましい）または周波数0.1 Hzの中に含まれる、幅の狭い帯域フィルタを利用することがより好ましい。このようなフィルタリングは一般に、分析対象の信号からマイヤー波効果を識別することを可能にする。

20

【0024】

本発明の他の態様によれば、患者の低周波数血液量変動を監視する。その関連方法は、ブリーチ信号（例えば先に説明した信号）を取得し、このブリーチ信号を処理して患者の低周波数血液量変動に関する情報を得、低周波数血液量変動を経時的に監視して、患者の監視または診断上の関心の特性を識別することを含む。低周波数血液量変動は一般に、約0.05 Hzから0.5 Hzまでの間に位置するブリーチ信号のスペクトル・ピークに関係している。したがって、得られたブリーチ信号を先に論じたように帯域フィルタリングして、先に述べた血液変動に関する情報を抽出することができる。このような低周波数血液量変動はマイヤー波に関係しているので、先に述べたように、その振幅および/または周波数の変化は診断上重要である。

30

【0025】

本発明の他の態様によれば、患者の低周波数心拍数変動を監視する。その関連方法は、ブリーチ信号を取得し、このブリーチ信号を分析して心拍数情報を得、この心拍数情報を分析して心拍数変動情報に関する情報を得、この心拍数変動情報を監視して関心の特性を識別することを含む。その結果得られた心拍数変動情報を監視して、例えば診断上潜在的に重要なマイヤー波現象を識別することができる。

40

【0026】

ブリーチ信号を取得する工程は一般に、患者の灌流組織との相互作用に基づいて変調された光学信号を表すデジタル信号を受け取ることを含む。このような信号は、従来のパルス酸素濃度計の構成要素を使用して得ることができる。パルス酸素濃度計は一般に赤色および赤外信号を送信し、これによって赤色および赤外ブリーチ信号を生み出す。本発明によれば、これらの一方または両方のブリーチ信号を利用することができる。具体的には、これらのブリーチ信号はそれぞれ一般に、患者の心拍数に対応した基本周波数を有する。

50

したがって、いずれのプリーチ信号を使用しても所望の心拍数情報を得ることが可能である。一般に、通常どおりに酸素付加された患者では、赤外チャネルは一般に相対的に強いプリーチ波形を有し、心拍数計算には好ましい。酸素付加が不十分な患者では赤色プリーチ信号のほうが好ましいことがある。多くの場合、これらの2つの信号の組合せは、どちらか一方だけの場合よりも心拍数分析に対して良好な波形を提供することができる。

【0027】

このプリーチ信号を処理して、心拍数情報を様々な方法で得ることができる。先に述べたとおり、プリーチ信号は一般に、患者の心拍数に対応した基本周波数を有する周期的な信号である。したがって、プリーチ信号のピーク-ピーク測定を実行して脈拍周期したがって脈拍周波数を決定することによって心拍数を求めることができる。例えば、このよう
10
なピークは、プリーチ信号に沿った連続した標本または標本群間の微分値あるいはプリーチ信号に適合させた関数の符号の変化を識別することによって得ることができる。あるいは、公称ゼロなど波形上の他の点（または平均プリーチ値）の交差を監視することもできる。このようなゼロ交差は、心拍数の2倍の周波数を有すると予想される。プリーチ信号の一般にノイズの多い波形のため、このような周期測定は複雑になり得る。したがって複
数の波形を利用することができる。

【0028】

さらに、心拍数計算は周波数領域で実施することができる。この点に関して、プリーチ信号のフーリエ変換が得られるようにプロセッサを構成することができる。フーリエ変換
20
が得られたら、患者の心拍数に対応するプリーチ信号の基本周波数として、脈拍数を識別
することができる。いずれにしても、心拍数が決定されれば、これを監視して関心の低周
波数変動を識別することが可能である。具体的には、先に論じたマイヤー波に関連した周
波数を有する振動性の変動を、診断目的で監視することができる。例えば、1実施形態で
は、約0.15から0.5 Hz、特に約0.2から0.4 Hzの周波数を有する振動性変動を監視して呼吸数を識別する。他の実施形態では、新生児のより高い呼吸数に対応する
ため、この範囲を0~5 Hzまで広げることができる。

【0029】

本発明によれば、プリーチ信号に基づいて心拍数変動情報を得る際に1つ以上のフィル
タを使用することができる。この点に関して、適応フィルタを使用して、プリーチ信号の
基本周波数したがって患者の脈拍数を追跡することができる。例えば、このようなフィル
30
タは、プリーチ信号の基本周波数を中心とする帯域通過を有する幅の狭い帯域フィルタと
して機能する。このフィルタの伝達関数を例えば連続する波形の分析に基づいて変化させ
て、潜在的に変化する基本周波数を追跡することができる。したがって、フィルタまたは
その関連論理を、脈拍数値の時系列を出力するように適合させることができる。適応フィ
ルタ系の出力として得たものか、または他の方法で得たものかに関わらず、このような脈
拍数値の時系列を、この時系列の選択されたスペクトル・ピークを追跡する適応フィルタ
を使用してフィルタリングして、これに関係した出力を提供することができる。このよう
なフィルタリングは、低周波数心拍数変動をプリーチ信号に基づいて非侵襲的に監視する
高速でロバストな計算効率の高い機構を提供する。

【0030】

本発明の他の態様によれば、プリーチ信号を分析して、呼吸数に関連した心拍数変動パ
ラメータを識別する。その関連方法は、プリーチ信号を取得し、このプリーチ信号を処理
して心拍数標本を得、この心拍数標本を監視して心拍数変動を識別し、この心拍数変動に
基づいて呼吸数を決定することを含む。心拍数は呼吸周期とともに変化することが知られて
おり、この効果は呼吸洞性不整脈と呼ばれている。本発明は、プリーチ信号に基づいて
この効果を監視し呼吸数を決定するロバストな方法を提供する。本発明によれば、このよ
うな方法が組み込まれた新規のプロセッサおよびパルス酸素濃度計も提供される。

【0031】

本発明の他の態様によれば、プリーチ機器を使用して患者を監視する方法が提供される
。この方法は、プリーチ分析のために患者に対してプリーチ機器を、例えば患者にプロ
40
50

ブを取り付けることによって配置し、患者の呼吸数を少なくとも所与のしきい値にし、ブリーチ機器を動作させてブリーチ信号を取得し、ブリーチ機器を動作させてブリーチ信号を処理し、これによってマイヤー波に関係した効果を識別し、マイヤー波効果に関係した出力を供給することを含む。先に述べたとおり、マイヤー波は一般に約 0.1 Hz の周波数を有する。したがって、しきい値は 0.1 Hz よりも大きいことが好ましく、例えば少なくとも約 0.167 Hz、すなわち 10 呼吸 / 分とすることができる。この点に関して、患者の呼吸数は例えばレスピレータを使用して制御することができ、または自身の呼吸を制御するよう患者に指示することができる。ブリーチ機器を動作させて、シングルまたはマルチチャンネル・ブリーチ信号を得ることができ、このような 1 つ以上のチャンネルを処理して、血液量、脈拍数、血圧または血管収縮の低周波数変動などの適当なブリーチ効果を識別することができる。先に論じたとおり、関心の効果に関する情報を出力することができる。このように、患者の呼吸の周波数を制御してブリーチ機器を使用すると、マイヤー波を都合良く監視することができる。

10

【0032】

本発明に基づく装置は、ブリーチ信号を受け取る入力ポートと、ブリーチ信号を処理してマイヤー波に関係した効果を識別するプロセッサと、関心の効果に関係した出力情報を供給する出力ポートとを含む。例えば、入力ポートは、プローブに接続されたケーブルを受け取るように適合させ、またはデジタル信号にアクセスするように構成されたプロセッサ・モジュールとすることができ、出力ポートは、外部モニタまたは他の表示装置とインターフェースするように構成されたポートとし、あるいはデジタル形態の出力情報へのアクセスを提供するように構成されたプロセッサ・モジュールとすることができる。プロセッサは、マイヤー波の効果に関する情報をブリーチ信号から直接に、またはブリーチ信号から得られた処理された情報から抽出する際に使用するフィルタを含むことが好ましい。例えば、ブリーチ信号をフィルタリングして低周波数血液量変動情報を得、あるいはブリーチ信号を処理して心拍数情報を得、この情報をフィルタリングして低周波数心拍数変動情報を得ることができる。この装置を、パルス酸素濃度計などの従来のブリーチ機器に組み込むことができる。このようにして、パルス酸素濃度計の機能を有利に拡張することができる。

20

【0033】

したがって本発明は、ブリーチ信号を分析して、呼吸器系および / または自律神経系の働きに関係した生理的パラメータを監視することを可能にする。このようなパラメータは、患者に対して送信された光学信号の 1 つ以上のチャンネルに基づいて非侵襲的に監視することが可能である。本発明は、従来のパルス・オキシメトリ構成要素を用いて実現することが可能であり、これによってこのような機器の機能が拡張され、重要な生理的パラメータ情報が費用効果的に提供される。

30

【0034】

次に、本発明および本発明のこの他の利点をより完全に理解できるように、以下の詳細な説明を図面とともに参照する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

本発明は、ブリーチ信号のマイヤー波 (Mayer Wave) 成分に関連した効果を識別することを含むブリーチ信号の分析に基づいて患者の生理的パラメータ情報を得ることに関する。以下の議論では、従来のパルス酸素濃度計の構成要素を利用した実施態様の文脈で本発明を説明する。本発明はこの点に関して、従来のパルス酸素濃度計の機能を増強し、重要な生理的パラメータ情報を費用効率の大きい方法で提供するという、特定の利点を有する。しかし、本発明の様々な態様は、このようなパルス酸素濃度計または他のマルチチャンネル信号実施態様に限定されず、本発明は、専用のシングルチャンネルまたはマルチチャンネル・フォトプレスチモグラフィ機器として具体化することができることを理解されたい。したがって、以下の議論は、本発明を例示するものとして理解すべきであって、本発明を制限するものと理解してはならない。

40

50

【0036】

本発明によれば、生理的パラメータ情報が、マイヤー波に関連した効果と呼吸波に関連した効果とを区別することに基づいて得られる。このような効果が区別されれば、マイヤー波または呼吸波、あるいはその両方を分析して、所望の情報、例えば呼吸器系、自動神経系またはこれらに関連する診断に関する情報を得ることが可能である。

【0037】

後に詳細に論じるが、マイヤー波と呼吸波は様々な方法で区別することができる。これらの方法には、周波数に基づいて区別する方法、周波数以外の波の特性に基づいて区別する方法、およびマイヤー波/呼吸波比較から直接には導き出されない情報に基づいて区別する方法が含まれる。この1つ目の方法に関して、周波数に基づく波の区別が、いくつかのケースでは、患者の呼吸数を制御し、または患者が自分の呼吸数を制御することによって達成することができる。最初に、これによってマイヤー波を分離しマイヤー波の効果を分析する、関連する方法/処理システムについて説明する。本発明の他の態様は、ブリーチ信号を分析して心拍変動を識別し、その変動に基づいて呼吸数を決定する方法/処理システムを提供する。具体的には、呼吸波(例えばマイヤー波から)を分離することによって、呼吸洞性不整脈および患者の心拍数に対する呼吸洞性不整脈の効果を監視することができる。本発明の他の態様は、生理的パラメータを監視するために、波形および/または波の位相を利用してマイヤー波と呼吸波とを区別することを取り扱う。マイヤー波/呼吸波比較から直接には導き出されない情報に基づいて波を区別する上述の最後の方法に関して、この方法は、呼吸周期に関連した考慮の下で組織中の動脈血と静脈血の比の変動に係した効果を識別するマルチチャンネル血液分析物分析によって達成することが可能である。したがって、呼吸波を分離しその効果を分析する関連方法/処理システムを以下に説明する。

10

20

【0038】

図1を参照すると、本発明に基づくパルス酸素濃度計100の概略図が示されている。酸素濃度計100は一般に、機器ハウジング102と、分析対象患者の手指101または他の付属器に取り付けるプローブ104とを含む。図示の実施形態では、プローブ104が2つ以上の源(source)106および検出器110を含んでいる。あるいは、これらの一方または両方の構成要素をハウジング102の中に配置し、光ファイバなどによってプローブ104に光学的に接続することもできる。さらに、源106および/または検出器110を、プローブ104とハウジング102の間のケーブルまたは他のカップリングの中に動作可能に配置することもできる。源106は源駆動機構108によって駆動される。源駆動機構108は、様々な方法のうちの1つの方法で信号103を変調する。この点に関して、源106によって送信される信号103は例えば、時分割多重化、周波数分割多重化または符号分割多重化することができる。このような多重化は、ハードウェアまたはソフトウェア・ベースの信号処理の際のそれぞれのチャンネルからの信号の分離を容易にする。源106は2つ以上の信号チャンネル103を送信する。それぞれのチャンネルは固有のスペクトル内容、例えば波長または波長帯を有する。図示の実施形態には2つの源106が示されている。一方の源は例えば中心波長が赤色域にある波長、もう一方は例えば中心波長が赤外域にある波長を有する。

30

40

【0039】

信号103は患者の組織を透過し、または患者の組織によって反射される。どちらの場合も、信号は患者の血液によって変調されて、血液酸素飽和度に関する情報を周知の方法で提供する。送信された信号103は検出器110によって受け取られ、図示の実施形態では検出器110が、検出された信号103を表すアナログ電流出力信号105を出力する。この検出器信号105は次いで信号処理モジュール112によって処理される。処理モジュール112は、ソフトウェア、ファームウェアおよび/またはハードウェアとして具体化することができるいくつかの構成要素を含むことができる。これらの構成要素には例えば、信号105を増幅する要素、信号を電流信号から電圧信号へ変換する要素、信号をフィルタリングして雑音成分を除去する要素、および信号を調整する他の要素が含まれ

50

る。図示の実施形態では、信号処理モジュール 112 がさらに、信号をデジタル信号に変換するアナログ - デジタル変換器、および一般に 2 つの別個のチャンネル信号 103 に対応する 2 つの別個の出力信号 118 またはプリーチ信号を出力するデマルチプレクサ構成要素を含む。これらのプリーチ信号 118 は次いで、血液酸素飽和度に関係した値、例えば血液酸素飽和度の百分率を計算するために酸素付加 (oxygenation) 計算モジュール 116 によって使用される。このような計算を実行するアルゴリズムはいくつか知られており、このような計算技法は、ともに本願明細書に援用するモルツ (Mortz) の米国特許第 5934277 号およびジャーマン (jarmann) の米国特許第 5842979 号に開示されている。

【0040】

本発明のこの態様は、低周波数の血液量 / 心拍数変動などのマイヤー波に関係した効果を監視することを含む。最初に心拍数の変動を監視するための実施態様について論じ、続いて血液量の変動を監視するための実施態様について以下に論じる。これらはどちらもプリーチ信号の分析を含む。

【0041】

図 2 に、プリーチ信号の波形の 1 例を示す。このような情報はパルス酸素濃度計のプロセッサによって得ることができる。具体的にはこのような情報は、A/D 変換器によるデジタル信号出力として、すなわち検出器出力に関係した値の時系列として得ることができる。このような値が図 2 にグラフして示されている。先に述べたとおり、本発明によれば、いずれかのオキシメトリ・チャンネルまたはチャンネルの組合せに対応するプリーチ信号を使用することができる。波形およびパルス・レートを正確に識別することが可能なように強いプリーチ信号を得ることが望ましい。したがって、普通に酸素付加された患者に対しては、赤外チャンネル・プリーチ信号を利用することができる。酸素付加が不十分な患者に対しては赤色プリーチ信号のほうが好ましいことがある。この点に関して、赤外プリーチ信号を使用すべきか、または赤色プリーチ信号を使用すべきかを決定するのに、例えば 85% などのカットオフ酸素付加レベルを使用することができる。あるいは、その時点の酸素付加レベルに応じて 2 つのプリーチ信号を数学的に混合して、本発明に基づく以降の分析のために最適化されたプリーチを得ることもできる。個々のチャンネル・プリーチ信号のこのような選択または混合は、本願明細書に援用するハンナ (Hanna) による米国特許出願番号 09/975289 に詳細に記載されている。

【0042】

図 2 に示すように、プリーチ信号は、 T_p で表す周期を有するパルス成分を含む。この周期は患者の心拍数に対応する。心拍数は、波形の微分値の符号の変化を識別する方法、A によって指示された平均値との交差を追跡する方法、後により詳細に論じるフィルタを使用してプリーチ信号の基本周波数を追跡する方法など、様々な方法によってこのプリーチ信号を監視することによって求めることができる。

【0043】

本発明によれば、低周波数の心拍数変化を追跡することによって患者の呼吸を監視する。図 3 に、プリーチ信号のパワー・スペクトルの 1 例を示す。このスペクトルは離散した 3 つのピークによって特徴づけられる。これらは、一般に約 0.3 ~ 0.5 Hz のピーク、一般に約 0.1 Hz のピーク、および 0.05 Hz 未満のピークを含む。0.05 Hz 未満のピークは一般に血管運動調節および温度調節に関連する。約 0.1 Hz のピークは一般にマイヤー波に関連する。先に述べたとおり、この現象についてはよく理解されていないが、高血圧、心臓突然死、心室性頻拍、冠状動脈疾患、心筋梗塞、心不全、糖尿病および自律神経障害との関係が認められており、心臓移植の後に変化することが分かっている。約 0.3 ~ 0.5 Hz の残りのピークは呼吸に関係すると考えられている。このピークは、乳児でかなり高い周波数を有することがある。

【0044】

以上の議論から、マイヤー波に関連した低周波数心拍変動は、1) プリーチ信号の分析に基づいて心拍数を決定し、2) この心拍数を経時的に監視して心拍数値の時系列を得、

10

20

30

40

50

3) この心拍数値の時系列を分析して低周波数変動を識別することによって、監視することが可能であることが理解される。これらの工程は後に論じる適応フィルタを使用して実行することができる。

【0045】

図4にブリーチ信号のパワー・スペクトルを示す。このようなパワー・スペクトルは、時間領域ブリーチ信号のフーリエ変換が数学的に得られるように酸素濃度計のプロセッサを構成することによって得ることができる。図示のとおり、このブリーチ信号のパワー・スペクトルは、患者の心拍数に対応する基本周波数 f_0 を有する。図示のパワー・スペクトルの追加のピークは基本周波数の高調波に対するものである。本発明は、この基本周波数を包含する幅の狭い帯域通過を有する帯域フィルタとして機能するように適合された適応フィルタを利用する。このフィルタの伝達関数は一般に関数500によって指示される。この点に関しては異なる様々なタイプのフィルタを使用することができる。一般に、このようなフィルタは、信号の性質に関するあるプログラムされた情報に基づいて、ならびに連続した信号波形を監視することによって信号の基本周波数を追跡する。このようなフィルタはその動作においてロバストであり、絶えず更新される出力、この場合にはパルス・レートに関する出力を供給することが可能である。したがって、このようなフィルタは、出力として、値のパルス・レートの時系列すなわちパルス・レート信号を供給することができる。

10

【0046】

追加のデジタル・フィルタを使用して、このパルス・レート信号からその中のマイヤー波に関連した低周波数変動を抽出することが可能である。再び図3を参照する。マイヤー波は約0.1 Hzの周波数を有する。したがって、マイヤー波の周波数を包含する通過帯域を有する帯域フィルタを使用してパルス・レート信号をフィルタリングすることによって、マイヤー波に関連したパルス・レートの低周波数変動をパルス・レート信号から抽出することが可能である。このような帯域フィルタの伝達関数が図3の関数300によってグラフとして示されている。この帯域通過は、マイヤー波成分を通過させ、先に論じた超低周波数ピークおよび呼吸波に関連したピークからの干渉を実質的に排除するように選択された幅 w および中心周波数を有する。その一方で、幅 w は、診断目的に重要なマイヤー波周波数の小変動を収容できるだけの十分な大きさのものでなければならない。したがって、通過帯域の下端は少なくとも0.05 Hzであることが好ましい。先に述べたとおり、通過帯域の上端は、制御することができる患者の呼吸数に合わせて選択することが可能である。したがって、通過帯域の上端は約0.5 Hz以下、または新生児応用に対応するために1.5 Hz以下とすることが好ましく、約0.3 Hz以下とすることがより好ましい。図示の実施形態では、帯域フィルタが約0.08 Hzの下限および約0.4 Hzの上限を有する。あるいは、適応フィルタを使用してマイヤー波成分を追跡することもできる。具体的にはこのような適応フィルタは、マイヤー波成分の周波数を追跡するためにシフトすることが可能な伝達関数を有する帯域フィルタとして機能することができる。

20

30

【0047】

図5は、ブリーチ信号に基づいて心拍数の低周波数変動を監視する本発明に基づく1つの方法を示す流れ図である。方法500は、患者の呼吸を少なくとも所定のしきい値の頻度に制御し(501)、検出器出力またはブリーチ信号を得る(502)ことから開始される。患者の呼吸は、所望の呼吸数で呼吸するように患者に指示することによって、またはレスピレータを使用することによって制御することができる。しきい値は、フィルタの通過帯域に基づいて先に論じたように選択することができる。パルス酸素濃度計の文脈では、ブリーチ信号を得ることが、検出器信号を表すデジタル出力をA/D変換器から受け取り、この信号を復調して個々のチャンネル成分を得、以降の処理のためにブリーチ信号を選択することを含むことができる。選択されるブリーチ信号は、一方のチャンネルの信号、または両方のチャンネル成分に基づく最適化されたブリーチ信号とすることができる。次いでこのブリーチ信号を、例えばブリーチ信号の基本周波数を追跡する適応フィルタを使用してフィルタリングして、心拍数値の時系列を得る(504)。これらの値を経時的に監

40

50

視して心拍数信号を得る(506)。次いでこの心拍数信号を、先に論じた帯域フィルタまたは適応フィルタを使用してフィルタリングして、マイヤー波に関係した周波数成分を抽出する(508)。次いで、この周波数成分に関する情報を、例えば波形のグラフまたは数値として出力する(510)。この情報は、抽出されたマイヤー波成分に基づく振幅、周波数またはこれらの変動に関することが好ましい。この情報は、このような情報を提供するようにプログラムされた従来のパルス酸素濃度計の表示領域に表示することができる。

【0048】

パルス酸素濃度計の処理ユニットの対応する構成要素を図6に示す。例示的なユニット600はA/D変換器602を含む。A/D変換器602は、パルス酸素濃度計の検出器が受け取った光学信号を表わすアナログ信号を受け取る。このアナログ入力信号は、変換器(602)によって処理されてデジタル検出器信号603に変換される。次いでデジタル検出器信号603は復調器604によって処理されて、チャンネルA(605)およびチャンネルB(607)で示された、例えばパルス酸素濃度計の赤色および赤外チャンネルに対応する別々の2つのチャンネル信号を提供する。図示の実施形態ではこれらのチャンネル信号は次いで、最適化プリーチ信号発生器606によって処理されて、最適化プリーチ信号波形609を提供する。先に論じたとおり、最適化プリーチ信号波形は、一方のチャンネル信号または両方の信号の組合せに対応する。患者の心拍数に対応する波形の基本周波数を追跡するために、この最適化信号波形609は心拍数フィルタによって処理される。心拍数フィルタ608の出力は心拍数値の時系列611である。関連する低周波数心拍数変動を識別するために、この心拍数値の時系列は次いで、対応するスペクトルのマイヤー波成分を通過させる帯域フィルタ610によって処理される。表示装置612によって関連情報613を使用者に定期的に出力することができる。

【0049】

図7~17は、マイヤー波の他の効果、すなわち低周波数血液量変動の監視に関する。先に述べたとおり、マイヤー波は、心拍数、血液量、血圧および血管収縮の低周波変動などを含むいくつかの効果に関連する。血液量の変動は、プリーチ信号から直接に監視することが可能であることを理解されたい。具体的には、パルス酸素濃度計内の光学信号の減衰は有効光路長に比例し、有効光路長は血液量に関係する。いくつかの要因、特に患者の脈拍が血液量に影響を及ぼす。したがって、プリーチ信号はパルス波形を有する成分を含む。このパルス波形はマイヤー波によって効果的に変調されている。したがって、患者の呼吸などの潜在的に干渉的な効果を考慮する場合、マイヤー波成分を、図3に関して先に論じた帯域フィルタまたは適応フィルタ(このケースでは、心拍数信号ではなくプリーチ信号をフィルタリングするために使用される)を使用した帯域通過フィルタリングによってプリーチ信号から抽出することが可能である。患者の呼吸は、このフィルタの通過帯域の外側に周波数を有するように制御することが可能である。具体的には、可能な場合、少なくとも0.167Hz(10呼吸/分)、より好ましくは少なくとも約0.333Hz(20呼吸/分)の周波数で呼吸するように患者に指示することが可能である。あるいは、レスピレータを使用して患者の呼吸を制御することも可能である。

【0050】

パルス酸素濃度計処理ユニットの対応する構成要素を図7に示す。図示のユニット700はA/D変換器702を含む。A/D変換器は、図6に関して先に説明したとおりに機能し、パルス酸素濃度計の検出器が受け取った光学信号を表すアナログ信号を受け取り、対応するデジタル検出器信号701に変換する。デジタル検出器信号701は次いで復調器704によって処理されて、チャンネルA(703)およびチャンネルB(705)で示された、例えばパルス酸素濃度計の赤色および赤外チャンネルに対応する別々の2つのチャンネル信号を提供する。次いで、これらのチャンネルの一方に対応するプリーチ信号、または両方のチャンネルに基づく結合信号に対応するプリーチ信号を先に説明した帯域フィルタ706によってフィルタリングして、血液量変動に関係した成分707を抽出する。次いで、血液量変動に関係した情報が表示装置708によって表示される。このような情報は、血

10

20

30

40

50

液量変動信号の波形、血液量変動波形の周波数または振幅、および/あるいは振幅または周波数の変動に関係した値を含むことができる。

【0051】

図8は、血液量変動を監視するための方法800を示す流れ図である。方法800は、患者の呼吸数を選択されたしきい値よりも高くする(802)ことから開始される。先に論じたとおり、可能なときには、自身の呼吸を制御するよう患者に指示することができる。あるいは、患者の呼吸を人為的に制御することもできる。例えば、患者の呼吸数は少なくとも約10呼吸/分に制御することができ、約20呼吸/分に制御することがより好ましい。次いで、パルス・オキシメトリ機器を、例えばプローブを患者の手指に置くことによって、プリーチ信号が得られるように配置し(804)、機器を動作させてプリーチ信号を得る(806)。次いで、1つ以上の酸素濃度計チャンネルに対応するこのプリーチ信号を帯域フィルタリングして(808)、マイヤー波に関連した低周波数血液量変動成分を抽出する。フィルタリングされた信号を監視して、関心の変動を識別する(810)。この点に関して、マイヤー波の振幅または周波数の変動は診断上重要である。

10

【0052】

図9~16に、本発明に従って実行された手順の結果を示す。具体的には、25、20、15および10呼吸/分で呼吸している対象者に対して2分間の測定を計4回実施した。図9は25呼吸/分の1分めの結果を示し、図10は呼吸数25呼吸/分の2分めの結果を示し、図11は20呼吸/分の1分めの結果を示し、図12は20呼吸/分の2分めの結果を示し、図13は15呼吸/分の1分めの結果を示し、図14は15呼吸/分の2分めの結果を示し、図15は10呼吸/分の1分めの結果を示し、図16は10呼吸/分の2分めの結果を示す。これらの図はそれぞれ、パルス酸素濃度計の検出器信号の赤色および赤外チャンネルにそれぞれ対応する上および下のパネル列を含む。それぞれのパネル列は、フィルタリング前のプリーチ信号を示す第1のパネルと、血液量変動のマイヤー波関連成分を抽出するためにフィルタリングした後のプリーチ信号を示す第2のパネルと、その結果得られたマイヤー波に関連した低周波数血液量変動のスペクトルを示す最後のパネルとを含む。図に示されているように、それぞれの検査結果で、マイヤー波に関連した成分の振幅および周波数がはっきりと見え、したがって診断上潜在的に重要なマイヤー波効果を監視することができる。

20

【0053】

本発明の他の実施態様では、プリーチ信号を分析して、呼吸数に関連した心拍数変動パラメータを識別する。この点に関して、図17に、図3に関して論じた呼吸波に関連した呼吸洞性不整脈現象をグラフによって示す。具体的には、図17は、後に論じる心拍数フィルタの出力を時間に対してプロットしたグラフである。図示のとおり、この結果は、 T_B で示された周期を有する周期的波形である。これは全体として、呼吸周期の呼息部分の間の心拍数の低下および呼吸周期の吸息部分の間の心拍数の増加に対応する。この波形の周期は概ね呼吸数に対応し、本発明によればこれはパルス酸素濃度計を使用して追跡される。

30

【0054】

以上の議論から、呼吸数は、1)プリーチ信号の分析に基づいて心拍数を決定し、2)この心拍数を経時的に監視して心拍数値の時系列を得、3)この心拍数値の時系列を分析して呼吸数を識別することによって監視することが可能であることを理解されたい。これらの工程は、先に論じた適応フィルタおよび/または静的帯域フィルタを使用して実行することが可能である。

40

【0055】

先に述べたとおり、図4は、時間領域プリーチ信号のフーリエ変換が数学的に得られるように酸素濃度計のプロセッサを構成することによって得られたプリーチ・パワー・スペクトルを示す。この場合、適応フィルタが、基本周波数を包含する幅の狭い帯域通過を有する帯域フィルタとして機能する。本発明の追加の態様によれば、呼吸数を追跡するために追加のデジタル・フィルタを使用してプリーチ信号を処理する。具体的には、心拍数フ

50

フィルタの出力を処理して、図18に示すような呼吸パワー・スペクトルを得ることが可能である。例えば、酸素濃度計のプロセッサを、心拍数フィルタによって出力されたパルス・レート値の時系列にフーリエ変換を実行するように構成することが可能である。その結果得られる呼吸パワー・スペクトルは、呼吸数に関連した t_0 で示した周波数ピークを含む。図18のパワー・スペクトルに示された追加のピークは、これらの高調波または他の心拍数変動に関係している。一般に関数1800によって指示される伝達関数を有する適応フィルタを使用して、基本周波数を追跡することが可能である。このようなフィルタは、先に説明した心拍数フィルタと同様のフィルタとすることができ、このようなフィルタは、呼吸数に対応する呼吸パワー・スペクトルの上記周波数を適応的に追跡するようにプログラムされる。このフィルタの出力は周期的に更新される呼吸数値である。あるいは、静的帯域フィルタを使用して、呼吸に関係したピークを分離し、したがって呼吸数を識別することもできる。このようなフィルタは、0~0.5Hz、または新生児応用に対応するために0~1.5Hzの通過帯域を有することができる。

10

【0056】

図19は、プリーチ信号に基づいて呼吸数を決定する本発明に基づく方法を示す流れ図である。方法1900は、検出器出力またはプリーチ信号を得ることから開始される。パルス酸素濃度計の文脈では、これが、検出器信号を表すデジタル出力をA/D変換器から受け取り、この信号を復調して個々のチャンネル成分を得、後続の処理のためにプリーチ信号を選択することを含むことができる。選択されるプリーチ信号は、一方のチャンネルの信号、または両方のチャンネル成分に基づく最適化されたプリーチ信号とすることができる。次いでこのプリーチ信号をフィルタリングして、心拍数値の時系列を得る(1904)。これらの値を経時的に監視して心拍数信号を得る(1906)。次いでこの心拍数信号をフィルタリングして、呼吸に関連した周波数ピークを識別する(1908)。次いでこのピークの周波数を呼吸数として出力する(1910)。この呼吸数を、このような情報を提供するようにプログラムされた従来のパルス酸素濃度計の表示領域に表示することができる。

20

【0057】

パルス酸素濃度計の処理ユニットの対応する構成要素を図20に示す。例示的なユニット2000はA/D変換器2002を含む。このA/D変換器は、パルス酸素濃度計の検出器が受け取った光学信号を表すアナログ信号を受け取る。このアナログ入力信号は、変換器(2002)によって処理されてデジタル検出器信号2003に変換される。次いでデジタル検出器信号2003は復調器2004によって処理されて、チャンネルA(2005)およびチャンネルB(2007)で示された、例えばパルス酸素濃度計の赤色および赤外チャンネルに対応する別々の2つのチャンネル信号を提供する。これらのチャンネル信号は次いで、最適化プリーチ信号発生器2006によって処理されて、最適化プリーチ信号波形2009を提供する。先に論じたとおり、最適化プリーチ信号波形は、一方のチャンネル信号または両方の信号の組合せに対応する。患者の心拍数に対応する波形の基本周波数を追跡するために、この最適化信号波形2009は心拍数フィルタによって処理される。心拍数フィルタ2008の出力は心拍数値の時系列2011である。呼吸数2013を決定するために、この心拍数値の時系列は次いで、対応するスペクトルの選択された周波数を追跡する呼吸数フィルタ2010によって処理される。表示装置2012によって患者の呼吸数2013を使用者に定期的に出力することができる。

30

40

【0058】

本発明の他の実施態様では、プリーチ信号を利用して呼吸器系または自律神経系に関連した生理的パラメータ情報を得る方法が提供される。この点に関して、図21は、全体的に周波数以外の波特性に基づいてマイヤー波と呼吸波とを区別するのに利用することができる、2つの光チャンネル(例えば赤色および赤外チャンネル)の一方に対応するプリーチ波形を示す。図示のとおり、波形2100は、一般により大きなベースライン成分2104によって運ばれる相対的に小さなパルス成分2102を含む。このパルス成分2102は、血液の酸素付加を求めるためにパルス・オキシメトリで主に使用される成分である。こ

50

の成分または信号全体 2 1 0 0 を本発明に従って使用して、例えば脈拍数を監視することもできる。ベースライン成分 2 1 0 4 は時に「DC成分」と呼ばれ、本発明に従って監視することができる重要な生理情報を表す低周波数成分を含む。具体的には、このベースライン成分は、マイヤー波成分、呼吸波成分、および温度制御に関連した超低周波数成分などの他の成分を含む、いくつかの副成分を含むことが分かっている。呼吸波およびマイヤー波に関係した効果は、後に説明する本発明の諸態様の実施態様に関して特に重要である。

【0059】

呼吸は、ブリーチ信号に反映される可能性がある、血液循環に対するいくつかの効果を有すると考えられる。第1に、脳の中の呼吸中枢は血管運動中枢に直接に影響を及ぼし、吸息の間の心拍数の増加および呼息の間の心拍数の減少に関連した呼吸洞性不整脈を引き起こす。さらに、胸郭の圧力は吸息と同時に低下し、胸部の血液量を増大させ、1) 左心室への血液還流の低下、2) 右心室への血液還流の増大、および3) 静脈圧の低下を引き起こす。呼吸はさらに、呼息の初期に動脈圧の上昇を引き起こし、呼吸周期の残り部分の間に動脈圧の低下を引き起こすと考えられる。したがって、動脈圧に対する突出した効果は明らかに上の項目1)である。深呼吸の間に、血圧は20 mmHgも上下し得る。さらに、本発明に関して、胸郭の外の静脈血に対する呼吸の効果は、吸息の間の静脈充満および静脈圧の低下、ならびに呼息の間の静脈充満および静脈圧の増大であることが分かっている。

10

【0060】

先に述べたとおり、マイヤー波は完全には理解されていない。しかし、マイヤー波は、主に圧受容器反射によるものと考えられる圧力反射制御系の振動に関係すると考えられる。関連する周期は以下のとおりである。1) 圧受容器は圧力の増大を感知し、交感神経系を抑制してこの圧力を低下させ、2) この圧力低下によって圧受容器が交感神経系を興奮させ、血圧が上昇し、この周期が繰り返される。この反射に対する圧力の応答は瞬間的なものではなく、数秒かかることもある。マイヤー波の周期は一般にヒトで約6~20秒かかり、すなわち約0.05~0.15 Hzである。他の対象では持続時間は異なる。波の振幅は40 mmHgにもなり得るが、人によって異なり、年齢とともに低下し、集中すると増大する。

20

【0061】

以下の説明は、マイヤー波と呼吸波を周波数以外の波特性に基づいて区別することに関する。この点に関しては認知可能な差異を与える任意の特性を利用することができるが、適当な特性は波形と位相の2つである。図22に、マイヤー波の効果と呼吸波の効果から区別するのに使用することができる波形の違いを示す。具体的には、図22はマイヤー波 2 2 0 2 および呼吸波 2 2 0 4 の波形を示す。図示のとおり、マイヤー波 2 2 0 2 は一般に、似たような立上り時間と立下り時間とを有する単純な正弦波形状を有すると予想される。呼吸波 2 2 0 4 はそうではない。一般に、吸息 2 2 0 6 に関連した時間間隔は呼息 2 2 0 8 に関連した時間間隔よりも短い。さらに、呼吸周期中、特に低呼吸数時には、かなりの静止時間 2 2 1 0 がある。したがって、心拍数または血圧の変化などの測定パラメータ(一般にpで表す)に反映される関連波形は、図22に一般的に示したマイヤー波形とは異なる。したがって、マイヤー波効果と呼吸波効果の区別は、ブリーチ信号の中の関心の成分を識別し、適当な測定パラメータを使用してマイヤー波と呼吸波の波形を監視し、一方の波形を関心のブリーチ成分に関連づけることによって達成することが可能である。

30

40

【0062】

この点に関して、患者の心拍数および/または血圧を、フォトプレスチモグラフィによって、または他の適当な方法で監視することが可能である。心拍数などの測定パラメータをフォトプレスチモグラフィによって監視する適当な方法は先にすでに開示されている。したがって、本発明によれば、帯域フィルタなどのフィルタを使用してブリーチ信号から成分波を抽出し、抽出された波の波形を例えば心拍数の波形と比較して、抽出された成分波がマイヤー波であるのか、または呼吸波であるのかを確かめ、次いで抽出された成分波

50

を分析して生理的パラメータ情報を得ることが可能である。例えば、抽出された成分波がマイヤー波である場合、これを監視して、診断上重要である場合がある周波数および振幅の変化を識別することが可能である。抽出された成分波が呼吸波である場合、その周波数を監視して呼吸数を追跡することが可能である。

【0063】

マイヤー波と呼吸波は、関連パラメータの位相関係に基づいて区別することも可能である。これを図23および24に示す。具体的には、図23は、時間に対してプロットした、マイヤー波に関連した血圧2302および心拍数2304のプロットを示す。図示のとおり、マイヤー波は、心拍数および血管収縮の変化によって血圧に影響を与える。マイヤー波の立上り部分では、血圧と心拍数が同時に増大する。したがって図の波はほぼ同相である。

10

【0064】

対照的に図24は呼吸波に関連した波形を示す。呼吸は、吸息と呼息の間の胸郭の圧力差のために血圧(波形2402によって示されている)の変化を引き起こす。吸息は、左心室充満の低下を引き起こし、血圧を低下させる(波形2404によって示されている)。したがって図示の波形2402と2404の位相はずれている。したがって、血圧の変化と心拍数の変化は一般に、呼吸によって引き起こされている場合には位相がずれており、マイヤー波によって引き起こされている場合には位相がそろっている。血圧の変化および心拍数の変化を得ることによって位相差の存在を判定することが可能であり、これによって呼吸波とマイヤー波を区別することができる。血圧変化と心拍数変化はともに、パルス酸素濃度計を使用して以下の方法で得ることが可能である。

20

【0065】

1. 血圧変化は、血圧に正比例する手指中の血液量に関係したプリーチ信号を得ることによって監視することが可能である。プリーチ信号を取得し、超低周波、心拍数などの不要な成分を除去することによって、マイヤー波および呼吸波の血液量の変動、したがって圧力の変動が得られる。この点に関して、パルス酸素濃度計の1つ以上のチャンネルに対応する信号を使用することが可能である。

【0066】

2. 心拍数変化は、フィルタリングしていないプレチスモグラフィ信号中のパルスを検出し、それらの間の時間間隔を求めることによって決定することが可能である。心拍数は、呼吸およびマイヤー波によって変化する。したがって、関心の効果を、適当な処理、例えばプリーチの数学的またはスペクトル分析に基づいて識別することが可能である。この効果または関心の成分が識別されれば、対応する心拍数および血圧波形を先に説明したように得ることができる。これらの波形の間の位相関係に関してこれらの波形を分析することによって、分析対象の効果がマイヤー波に関連したものであるのか、または呼吸波に関連したものであるのかについての情報が得られる。理解を容易にするためにこの方法をグラフによって示したが、関連する方法は、ソフトウェアまたは他の処理構成要素として容易に実現することが可能であることを理解されたい。最後に、これによって効果が区別されれば、それを使用して生理的パラメータ情報を得ることが可能である。例えば、先に述べたとおり、呼吸波は呼吸周期を反映している。プリーチ信号のベースライン信号をそのマイヤー波成分と呼吸波成分とに分解すれば、呼吸波成分を分析して、例えば波形の連続したピークを識別して呼吸周期を得ることに基づいて、またはスペクトル分析/フィルタリング(例えば呼吸波の基本呼吸数を得るための高速フーリエ変換を含む)に基づいて、呼吸数を得ることが可能である。

30

40

【0067】

図25の流れ図を参照することによって関連方法2500の概要を示す。方法2500は、分析のために1つ以上のプリーチ信号を取得する(2502)ことによって開始される。本発明は、従来のパルス酸素濃度計を用いて実現することができる。この点に関して、赤色チャンネルと赤外チャンネルのうち的一方に対応するプリーチ信号、例えば信号対雑音比が相対的によさそうな信号、または複合信号を利用することができる。次いでこのプリ

50

ーチを信号フィルタリングして不要な成分を除去する(2504)。例えば、1つ以上の帯域フィルタ、高域フィルタ、低域フィルタあるいは他のハードウェアまたはソフトウェア構成要素によって、プリーチ信号のベースライン成分からパルス成分を分離することができる。この点に関して、パルス成分は一般に、マイヤー波および呼吸波を含むプリーチ信号のベースライン成分から容易に区別し得るより高い周波数を有することに留意されたい。

【0068】

プリーチ信号をフィルタリングした後、フィルタリングされたプリーチ信号のベースライン成分の分析に基づいて関心の効果を識別する(2506)。例えば、数学的分析またはスペクトル分析を使用して、プリーチ信号のベースライン信号を2つの1次成分に分解することができる。次いで、フィルタリングされたプリーチ信号(プリーチ信号のベースライン成分)を使用して、識別された効果に対する血圧の変化を監視する(2508)。フィルタリングしていないプリーチ信号すなわちパルス成分を使用して心拍数を監視する(2510)。得られた血圧および心拍数信号を使用して、関心のプリーチ成分に関連した位相関係を識別する分析を実行し(2512)。これによって、この位相関係に基づいて、呼吸波またはマイヤー波に関する関心のプリーチ信号成分を識別する(2414)。呼吸波に関連した成分が識別された場合には(2516)、周期測定または1次周波数分析に基づいて呼吸数を決定することができる(2520)。この点に関して、関心の周波数帯は一般に成人患者に対して0~0.5Hzであるが、新生児に対してはその範囲を広げること、例えば0~1.5Hzとすることができる。次いで、得られた呼吸数を、パルス酸素濃度計の表示装置上に出し、かつ/またはハード・コピーの形態で、例えばテープに出力することができる(2522)。識別された成分が呼吸波に関連したものではない場合には、例えば自律神経系に関連したパラメータを監視するために、任意選択でマイヤー波分析を実行し(2518)、希望に応じて呼吸波効果を識別するために追加のプリーチ信号を分析することができる。

【0069】

本発明の他の態様によれば、血液分析物分析を利用して、呼吸波およびマイヤー波によって引き起こされるプリーチ信号の変動を区別する。図26に、光検出器18が受け取った信号を表す赤色および赤外プレチスモグラフィ波形を示す。これらの波形は、「生」(すなわち未処理)のプレチスモグラフィ信号を表し、組織を通過した光の強度または吸収を経時的に示している。それぞれの信号のパルスは、心臓の拍動によって引き起こされた、組織を透過しまたは組織から反射された光の上下する強度または減衰を表している。心臓が拍動するたびに、組織内の血液量が増大し、これによって組織内の血液に吸収される光量が増大し、プレチスモグラフィ信号の強度の読みが低下する。心拍動と心拍動の間に血管が弛緩すると、組織内の血液量が低減し、吸収される光量も低減する。赤色光と赤外光は実質的に同じ組織を通過するため、赤色チャンネルのフォトプレチスモグラフィ波形は、赤外チャンネルの波形とほとんど同じ形状となるが、振幅だけはかなり異なることに留意されたい。さらに、図26に示されているように、赤色波長および赤外波長のプレチスモグラフィ波はそれぞれにAC成分とDC成分の組合せであり、図から分かるとおり、プレチスモグラフィ信号の振幅変化がよく分かるようにDC成分の大きなベース部分は除去されている。これらの振幅変化は患者の脈拍数パルス・レートに対応し、この生プレチスモグラフィ信号から患者の脈拍数を容易に求めることができる。それぞれのプレチスモグラフィ波のACおよびDC成分を互いに分離(すなわちフィルタリング)して、これらの成分を別々に監視できるようにすることができる。

【0070】

図27に、AC成分をフィルタリングで除去し、DCベースライン信号だけを残し赤外および赤色プレチスモグラフィ波を示す。図27に示されているように、プレチスモグラフィ信号からパルスAC成分が除去されてはいても、DC信号の振幅は時間の経過とともにわずかに変動する。振幅のこのゆっくりした変動は、組織に吸収される光量の変動を引き起こす測定対象組織(例えば指先)の厚さの緩やかな変化によって引き起こされる。

10

20

30

40

50

プレチスモグラフィ波のDC成分のこれらのゆっくりとした変動の原因となる3つの非パルス因子が知られている。すなわちマイヤー波、呼吸および組織内の温度変化である。組織内の温度変化の寄与は比較的小さい。組織内の温度変化は一般に、プレチスモグラフィ波に対する呼吸およびマイヤー波の効果から容易に区別可能な低い周波数で生じる。しかし、マイヤー波は、先に論じたとおり、呼吸の周波数に似た周波数で変動し、このことが、マイヤー波だけ、または呼吸だけによって引き起こされた生プレチスモグラフィ信号の変動を分離することを難しくしている。具体的には、マイヤー波の周期/周波数は一般に、ヒトでは約6から22秒、すなわち約0.05から0.15ヘルツに維持される。マイヤー波は、水銀40ミリグラム(40 mmHg)もの影響を動脈および静脈圧に及ぼし得る。しかし、マイヤー波の強さは人によって異なり、一般に年齢とともに低下し、集中すると増大する。同様に、呼吸周期も、水銀20ミリグラム(20 mmHg)もの血圧の上昇および低下を引き起こし得る。さらに、呼吸は、0から30回/分で生じると予想することが可能であり、一般的な成人安静時呼吸周期は4から12回/分すなわち約0.07から0.2ヘルツである。

10

【0071】

マイヤー波の周波数と呼吸波の周波数は部分的に重なり合い、血圧に対して同様の効果を有する可能性がある。組織内の血液量に対するそれらの効果を互いに打ち消し合い、それらが生DC波形の中に存在するという指示を残さない可能性がある。例えば、マイヤー波によって圧受容器が交感神経系を抑制し、それによって血圧が低下し、一方で、患者が息を吐いており、それによって圧力が増大する場合、組織の血液量の変化に関する限り、この2つの効果は互いに打ち消される可能性がある。したがって、生プレチスモグラフィ信号から、呼吸だけによって引き起こされた効果とマイヤー波だけによって引き起こされた効果を区別することは不可能または困難である。

20

【0072】

しかし、人体に対するそれらの効果と同様に、マイヤー波の効果と呼吸の効果の間には違いがある。呼吸の際、動脈血圧および/または静脈血圧の変化は、主に胸郭の圧力変化によって引き起こされる。胸郭の圧力変化は、呼吸中の胸腔(すなわち胸郭)の膨張および収縮によって引き起こされることを理解されたい。呼吸による胸郭の圧力変化は、吸息(吸気)中の胸壁の内側の血管への血液の集積を引き起こす。血圧変化は一般に、吸息中の左心室充満の低減および呼息中の左心室充満の増大から生じると考えられている。静脈圧したがって静脈充満は、吸息中の胸部に向けての血液の吸引および呼息中の胸部からの血液の圧出の直接の結果として変化する。この胸部への血液の吸引は組織内の静脈血の変化を引き起こすが、組織内の動脈血には影響を及ぼさない。したがって、呼吸は、組織内の動脈血と静脈血の比の変動を引き起こす。対象的に、マイヤー波によって引き起こされる動脈血圧、心拍数および/または血管収縮の変動は、静脈血と動脈血の比に対して独立した効果を持たない。実際には、心拍数、血圧および/または血管収縮の変化は一般に、動脈血と静脈血の両方にほぼ同じように影響を及ぼし、それらの相対量(すなわち比)をほぼ一定に保つ。したがって、マイヤー波は、組織内の動脈血と静脈血の比に影響を及ぼさない。したがって、この比を監視して、呼吸に対応した周波数の変化を検出することによって、パルス酸素濃度計を使用して呼吸を監視することができる。

30

40

【0073】

静脈血と動脈血の比を生プレチスモグラフィ信号から測定することは難しく、または実質的に不可能であり、したがって、この比を決定するためには生の信号を処理しなければならない。流入する血液の酸素飽和度および組織内での酸素消費が一定であると仮定すると、一般に動脈血は酸素に富んでおり、静脈血は酸素が乏しいので、動脈血と静脈血の比は、組織全体のオキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビン(HbO_2 / Hb)の濃度比に比例する。したがって、上記の比の変化を測定することによって動脈血と静脈血の比の変化を監視することが可能である。例えば、 HbO_2 / Hb 比は、0から1.5ヘルツの周波数で吸息中に上昇し、呼息中に低下する。

【0074】

50

組織全体の HbO_2 / Hb を監視するアルゴリズムの導出

マイクロプロセッサは、測定された信号の分離された DC 成分を使用して、酸素が付加した血液と酸素が脱離した血液の比を計算する。プレチスモグラフィ信号の DC 成分だけを使用することによって、組織全体の酸素付加血と酸素脱離血の比を計算する。ランバート-ベールの法則を使用すると、第 1 の波長 λ_1 を有する光の吸収係数 α_1 での吸収は以下のとおりである。

【0075】

【数 1】

$$\left[\log \frac{I}{I_0} \right]_{\lambda_1} = -[\alpha_{1HbO_2}(HbO_2) + \alpha_{1Hb}(Hb)]L \quad (1) \quad 10$$

これを比 HbO_2 / Hb について解くと下式が得られる。

【0076】

【数 2】

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{-1}{\alpha_{1HbO_2}L(Hb)} \left[\log \frac{I}{I_0} \right]_{\lambda_1} - \frac{\alpha_{1Hb}}{\alpha_{1HbO_2}} \quad (2)$$

第 2 の波長 λ_2 および吸収係数 α_2 に対しては下式のとおりである。

20

【0077】

【数 3】

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{-1}{\alpha_{2HbO_2}L(Hb)} \left[\log \frac{I}{I_0} \right]_{\lambda_2} - \frac{\alpha_{2Hb}}{\alpha_{2HbO_2}} \quad (3)$$

両方の光波長は組織の同じ部分を通過するので、両方の式の長さは同じであることを理解されたい。上式を並び替え、解くと下式が得られる。

【0078】

【数 4】

30

$$\frac{-1}{L(Hb)} = \left\{ \frac{HbO_2}{Hb} + \frac{\alpha_{2Hb}}{\alpha_{2HbO_2}} \right\} / \left\{ \frac{1}{\alpha_{2HbO_2}} \left(\log \frac{I}{I_0} \right)_{\lambda_2} \right\} \quad (4)$$

この値を式 (2) に代入し通分すると、下式が得られる。

【0079】

【数 5】

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{\alpha_{2Hb}Q - \alpha_{1Hb}}{\alpha_{1HbO_2} - \alpha_{2HbO_2}Q} \quad (5) \quad 40$$

上式で、

【0080】

【数 6】

$$Q = \log \left(\frac{I}{I_0} \right)_{\lambda_1} / \log \left(\frac{I}{I_0} \right)_{\lambda_2} \quad (6)$$

である。

λ_1 を赤色光とし、 λ_2 を赤外光とすると、最終結果は以下のようになる。

50

【 0 0 8 1 】

【 数 7 】

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{\alpha_{IRHb}Q - \alpha_{redHb}}{\alpha_{redHbO_2} - \alpha_{IRHbO_2}Q} \quad (7)$$

上式で、

【 0 0 8 2 】

【 数 8 】

$$Q = \log\left(\frac{I}{I_0}\right)_{red} / \log\left(\frac{I}{I_0}\right)_{IR} \quad (8)$$

10

である。

組織全体の HbO_2 / Hb を計算する実用的アルゴリズム

I_0 は一般に不明なので、 Q は直接には計算されない。そこで、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの比を決定するために、この比を測定できる項で表現する。この問題を解決するために動脈血飽和度（すなわち AC 成分）計算で使用される 1 つの方法は、微分吸収である。微分吸収計算では、以下のベールの法則の別の式を使用する。

【 0 0 8 3 】

20

【 数 9 】

$$I = I_0 \exp(-\epsilon d) \quad (9)$$

上式で、 ϵ は血液の消衰係数（すなわち色）、 d は動脈血量である。この場合もやはり不明の I_0 が残っている。しかし上式の導関数をとることによって、測定強度範囲にわたる強度の変化を下式のように求めることができる。

【 0 0 8 4 】

【 数 10 】

30

$$\frac{\Delta I}{I} \approx -\epsilon \cdot \Delta d \quad (10)$$

動脈血量の変化（ d ）は両方の波長で同じなので、後続の計算ではこれが相殺され、直接に測定する必要がなくなる。しかし、DC 成分が使用されるので、 d は脈拍に起因する動脈血の変化ではなく、呼吸およびマイヤー波に起因する組織体積のゆっくりとした変化である。

【 0 0 8 5 】

比の比（Ratio of Ratios）は、患者の血液の酸素飽和度レベルを計算する際に使用される変数であり、赤色および赤外波形の瞬時微分値またはピーク - トラフ測定値を使用して計算することができる。瞬時微分値は、チャンネルごとに近接する 2 つ以上の標本に関して求める。ピーク - トラフ測定値は、赤色プレチスモグラフィ信号のピーク値を赤色プレチスモグラフィ信号の谷値で除した比の自然対数をとることによって得られる。次いで上述の値を、赤外プレチスモグラフィ信号のピーク値を赤外プレチスモグラフィ信号の谷値で除した比の自然対数で割るか、またはその逆の操作をする。いずれにせよ、所与の時間間隔の間に信号を数回測定し、これを平均し、または回帰分析を実行して、所望の比の比を得ることができる。しかし、微分吸収を使用するときには、同じ比の比を以下のように表現することができる。

40

【 0 0 8 6 】

50

【数 1 1】

$$R = \left(\frac{\Delta I}{I} \right)_{\lambda_1} / \left(\frac{\Delta I}{I} \right)_{\lambda_2} \quad (11)$$

したがって、ベール-ランバート関数の導関数をとることによって、対数を使わずに R を導き出すことができる。この微分吸収に波長ごとに $I / I = d$ を代入し (体積の変化 (d) は両方の波長で同じであり、したがって相殺される)、 $HbO_2 + Hb = 1$ と仮定すると、下式が得られる。

【0087】

【数 1 2】

$$R = \frac{\epsilon_1}{\epsilon_2} = \frac{\epsilon_{1HbO_2}(HbO_2) + \epsilon_{1Hb}(Hb)}{\epsilon_{2HbO_2}(HbO_2) + \epsilon_{2Hb}(Hb)} \quad (12)$$

この式を並べ替えて解くと下式が得られる。

【0088】

【数 1 3】

$$\frac{HbO_2}{Hb} = \frac{\epsilon_{1Hb} - R\epsilon_{2Hb}}{R\epsilon_{2HbO_2} - \epsilon_{1HbO_2}} \quad (13)$$

式 (1 3) の変量は全て、組織を通過したプレチスモグラフィ信号を、当業者に知られているいくつかの方法の 1 つで処理することによって求めることができることを理解されたい。例えば、消衰係数を (対数または導関数を使用して) 求めて、波長ごとに、モルツ (M o r t z) の米国特許第 5 9 3 4 2 7 7 に教示されておりに式 (9) を解くことができる。あるいは、ジャーマン (J a r m a n) の米国特許第 5 8 4 2 9 7 9 号に教示されているように、プロセッサは、患者の組織を通過した光の中心波長対する R H b および H b O ₂ の消衰曲線を含むルックアップ・テーブルを記憶することができる。比の比は、プレチスモグラフィ信号の DC 成分のピークおよび谷を使用した先に説明した自然対数法を使用して計算することができる。得られた式 (1 3) の値を所定の時間間隔 (すなわち周波数) にわたって監視して周期的な変動を見つけることによって、プレチスモグラフィ信号を使用して呼吸を監視することが可能である。例えば、得られた値を時間に対してプロットして、呼吸波を生み出すことができる。

【0089】

図 2 8 を参照すると、パルス酸素濃度計を用いて呼吸を監視する本発明に基づく方法が記載されている。先に説明したとおり、最初の工程は、対応する異なる中心波長で発射された複数の光信号を用いて、対象の組織を照明する工程 (2 8 0 0) である。組織内の血液の量および / または色を決定するために、異なる中心波長を有する少なくとも 2 つの光源を利用する。第 1 の光源は赤外範囲の第 1 の波長を有し、第 2 の光源は赤色範囲の第 2 の波長を有することが好ましい。検査対象組織を透過しまたは検査対象組織から反射した光の強度を、受け取った光の強度に対応する信号を生み出す 1 つ以上の光検出器を使用して測定する (2 8 0 2) 。この信号は、組織に対して送信された光の第 1 の波長と第 2 の波長の両方の強度を表す単一の多重化信号またはそれぞれの波長に対する別々の信号を含むことができる。アナログ形態で表現されたこの強度測定値 (すなわち検出器信号) をプレチスモグラフィ監視器に送信する (2 8 0 4) 。監視器がこれを受け取ったら、アナログ - デジタル (A / D) 変換器を使用してこのアナログ信号をデジタル信号に変換する (2 8 0 6) 。A / D 変換器は、監視器とのプローブ・インターフェースの一部とすることができる。得られたデジタル信号は監視器によって記憶し、その中に記憶された命令に従ってプロセッサがこれを操作する。具体的には、デジタル信号をフィルタリングして、赤

10

20

30

40

50

外波形と赤色波形が互いに分離され、それによってこれらを別々に監視できるようにする(2808)。赤色波形と赤外波形を互いから分離した後、当技術分野で知られている方法で赤色および赤外波形のピークおよび谷から比の比を計算することによって、組織の血液酸素飽和度レベルを計算する(2810)。より好ましくは、瞬時微分値に基づいて比の比を計算し、複数の値を回帰分析で分析して、血液酸素付加に関係した結果を得る。赤色および赤外波形をさらにフィルタリングして、その中に含まれるADおよびDC成分を分離する(2812)。赤色波形と赤外波形のDC成分がともに使用可能になれば、プロセッサは、所定の時間間隔にわたってこれらの波形から標本をとることを開始する。これらの標本またはデータ点から、プロセッサは、所定の時間間隔にわたって赤色および赤外DC波形のピーク値および谷値の平均または他の微分値をとり、これらの値を用いて対数計算を実行することによって、DC成分の比の比を計算する(2814)。さらに、プロセッサは、 HbO_2 およびRHbの赤色波形と赤外波形の消衰係数を計算する(2816)ように構成される。DC成分の比の比および消衰係数を計算した後、プロセッサは HbO_2 / Hb 比を計算し(2818)、それを指示する出力を生成する。例えば、監視器は、この比を時間に対してプロットして、呼吸波が生み出すことができる。この場合の呼吸波は、呼吸周期とともに増減する循環波形を含む。したがってそれぞれのピーク-ピークまたは谷-谷測定値は、パルス酸素濃度計によって一般に得られる血液酸素飽和度レベルとともに容易に監視することができる(2820)完全な呼吸サイクルに対応する。他の波形関連分析を利用して呼吸情報を得ることもできることを理解されたい。

10

【0090】

20

本発明の様々な実施形態を詳細に説明してきたが、当業者なら本発明の他の修正および適応に気づくことは明白である。しかし、このような修正および適応は、本発明の趣旨および範囲に含まれることを明確に理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】本発明に基づくパルス酸素濃度計の概略図。

【図2】本発明に従って生理的パラメータ情報を取得するために使用することができるプリーチ信号の波形を示す図。

【図3】プリーチ信号の低周波数パワー・スペクトルおよび本発明に従って使用されるフィルタの通過帯域を示すグラフ。

30

【図4】プリーチ信号のパワー・スペクトルおよび本発明に従って使用されるフィルタの通過帯域を示す図。

【図5】フォトプレスチモグラフィ心拍数信号に基づいてマイヤー波の効果を監視する本発明に基づく方法を説明する流れ図。

【図6】フォトプレスチモグラフィ心拍数信号に基づいてマイヤー波の効果を監視するように適合されたパルス・オキシメトリ・システムの概略図。

【図7】低周波数血液量変動を監視するように適合された本発明に基づくパルス・オキシメトリ・システムの概略図。

【図8】低周波数血液量変動を監視する本発明に基づく方法を説明する流れ図。

【図9】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す図

40

【図10】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す図。

【図11】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す図。

【図12】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す図。

【図13】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す図。

【図14】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す

50

図。

【図15】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す図。

【図16】本発明に従ってマイヤー波の効果を監視するために実施した手順の結果を示す図。

【図17】本発明に基づく適当なフィルタを使用して生み出された心拍数時系列を示す図。

【図18】本発明に基づく他のフィルタの伝達関数を示す呼吸パワー・スペクトル。

【図19】ブリーチ信号を使用して呼吸を監視する本発明に基づく方法を説明する流れ図。

【図20】本発明に基づく信号処理システムを示す図。

【図21】本発明に従って生理的パラメータ情報を取得するために使用することができるブリーチ信号の波形を示す図。

【図22】マイヤー波および呼吸波の波形を示すグラフ。

【図23】ブリーチ信号のマイヤー波成分に対応する血圧信号と心拍数信号の位相関係を示す図。

【図24】ブリーチ信号の呼吸波成分に対応する血圧信号と心拍数信号の位相関係を示す図。

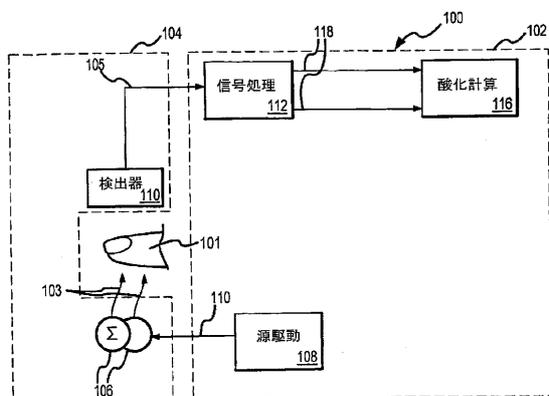
【図25】マイヤー波に関連した効果を呼吸波に関連した効果から区別することに基づいて生理的パラメータ情報を取得する本発明に基づく方法を説明する流れ図。

【図26】例示的なフォトプレスチモグラフィ波形の赤色および赤外チャネルを示す図。

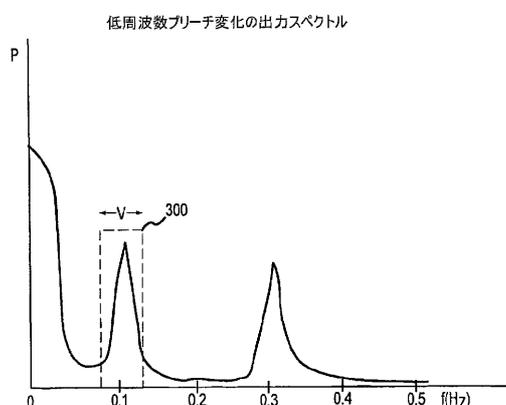
【図27】フォトプレスチモグラフィ波形の赤色および赤外チャネルのフィルタリングされたDC成分を示す図。

【図28】血液分析物比を利用して呼吸を監視する本発明に基づく方法を説明する流れ図。

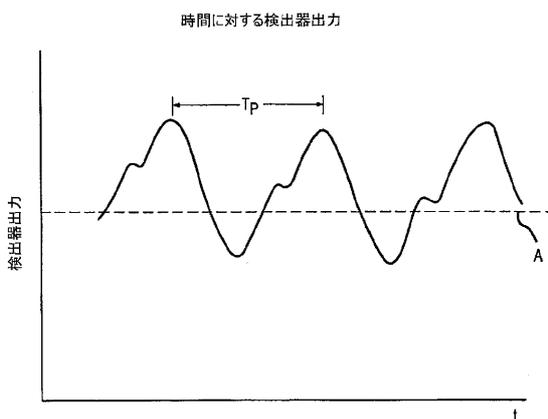
【図1】



【図3】



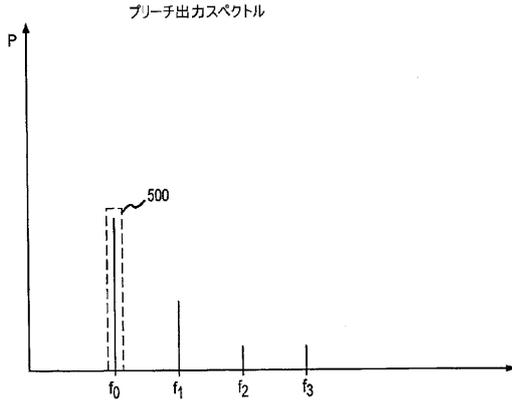
【図2】



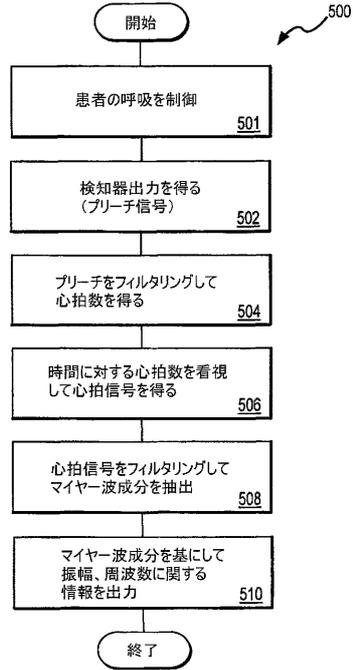
10

20

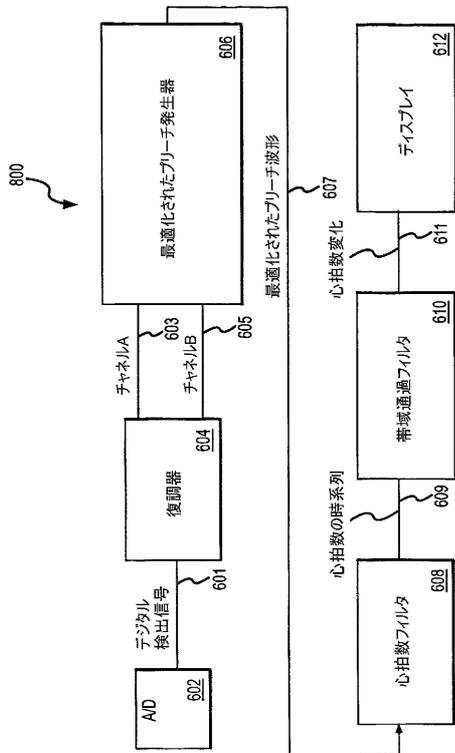
【 図 4 】



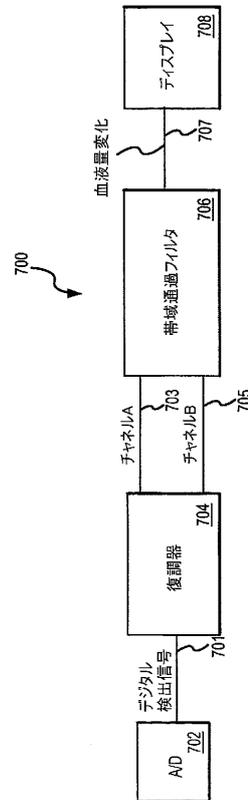
【 図 5 】



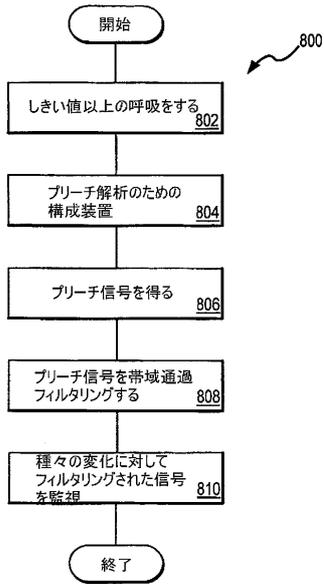
【 図 6 】



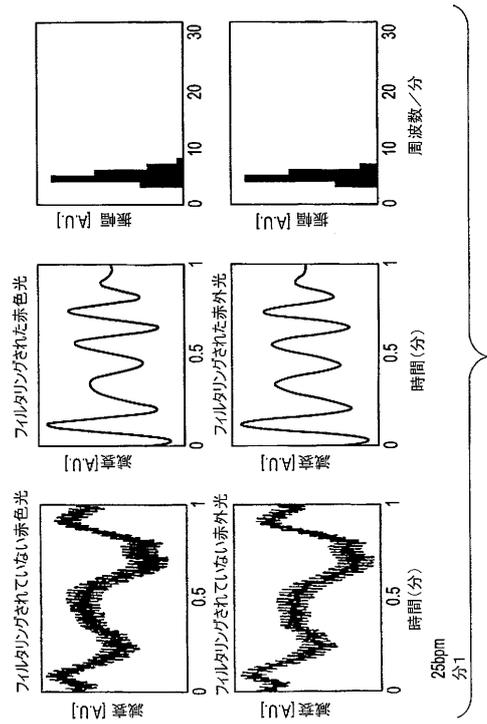
【 図 7 】



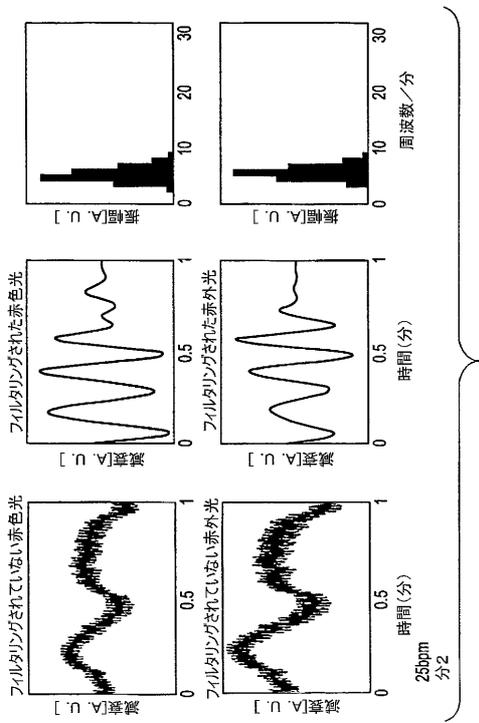
【 図 8 】



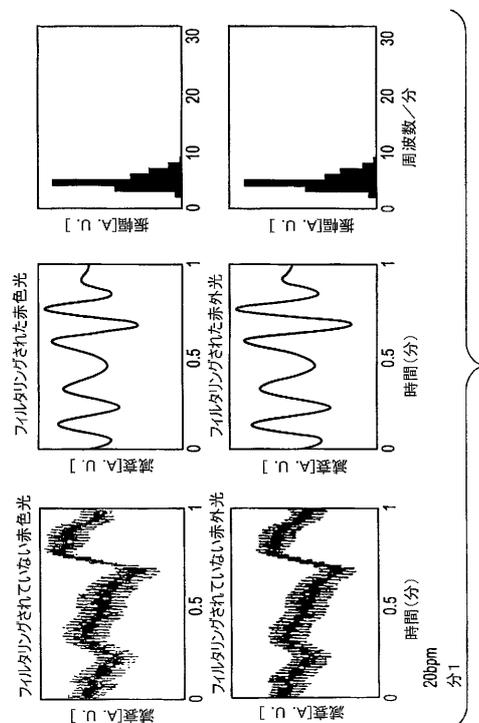
【 図 9 】



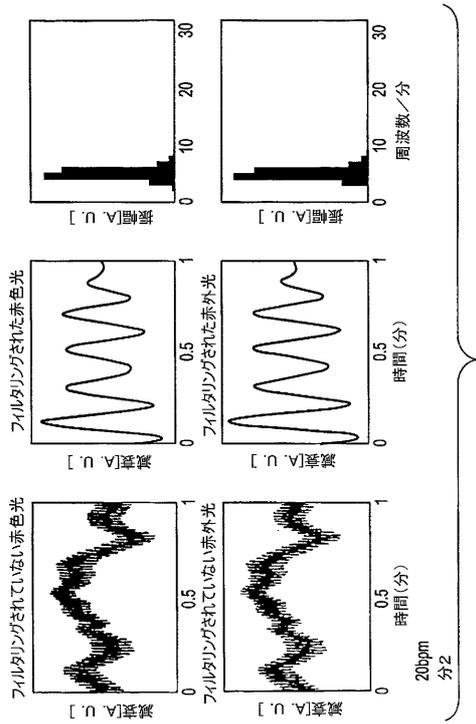
【 図 10 】



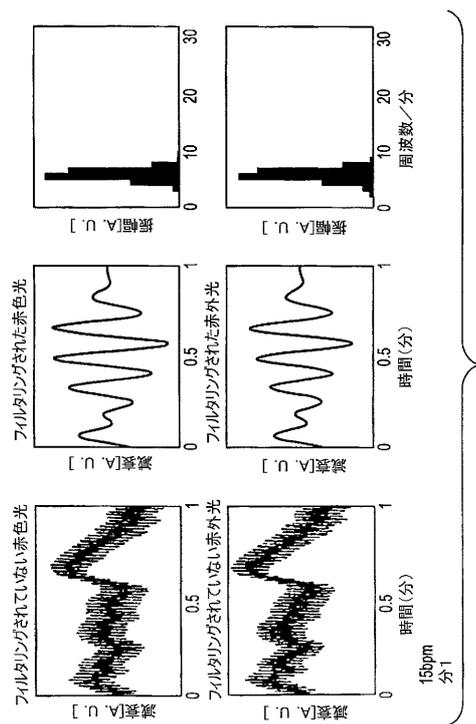
【 図 11 】



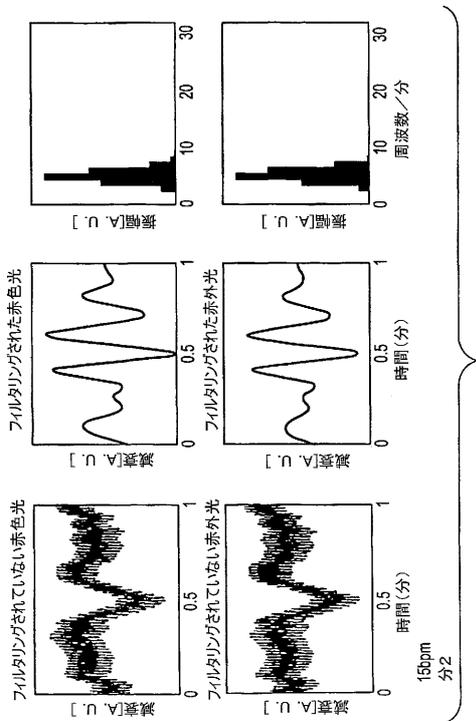
【 図 1 2 】



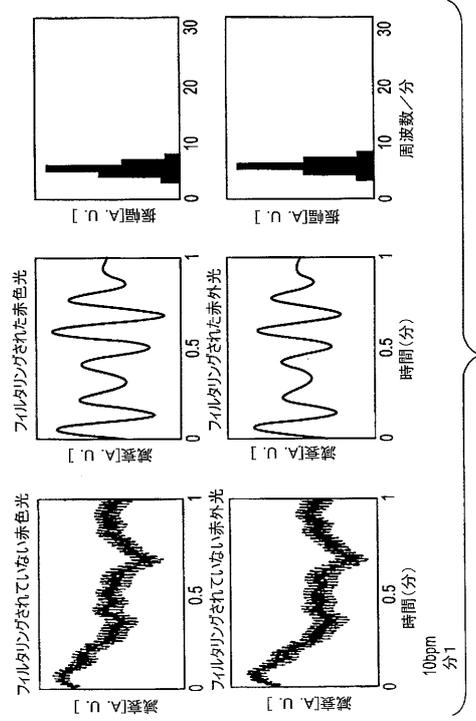
【 図 1 3 】



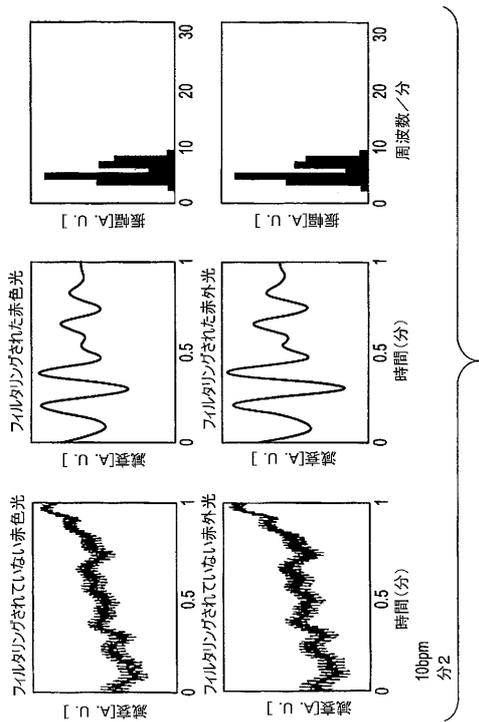
【 図 1 4 】



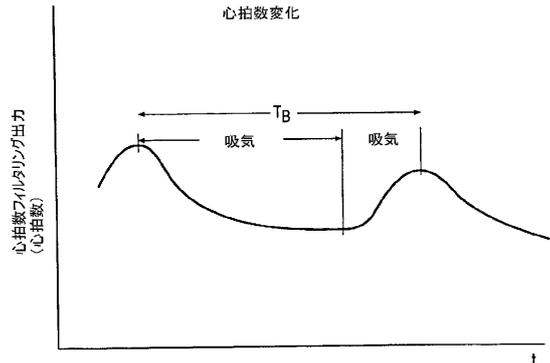
【 図 1 5 】



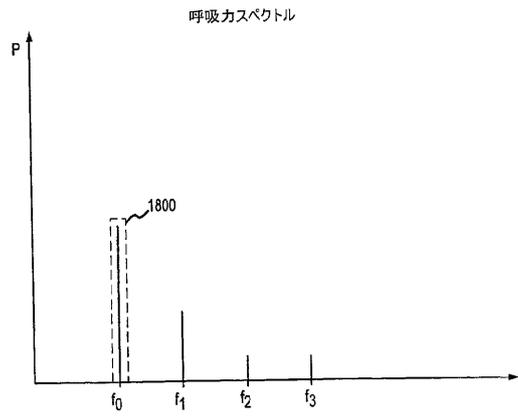
【 図 1 6 】



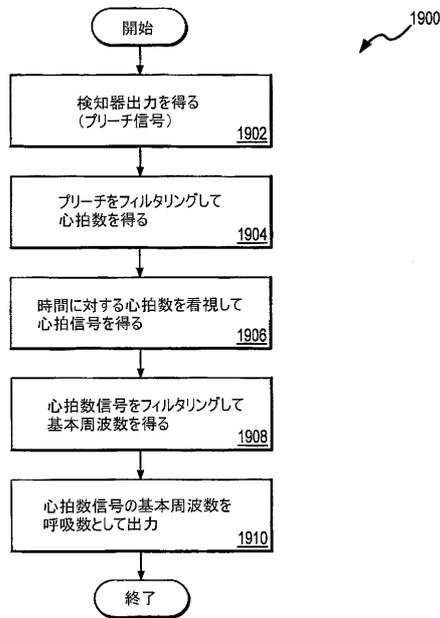
【 図 1 7 】



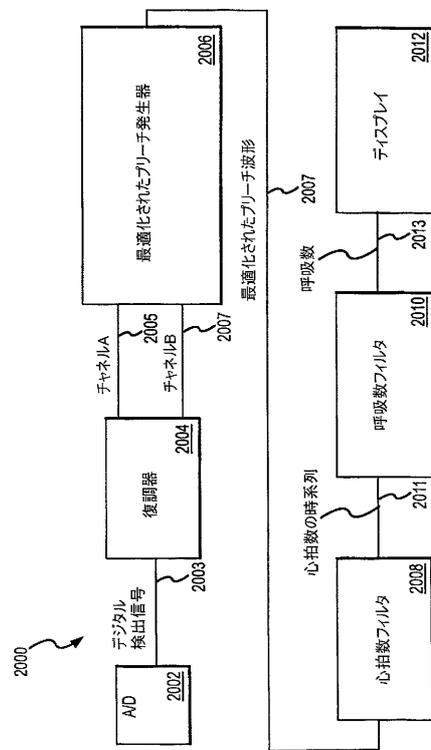
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



【 図 2 1 】

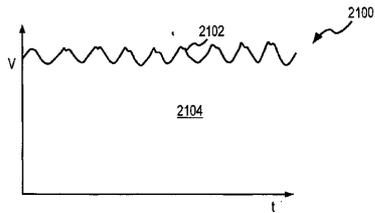


FIG.21

【 図 2 3 】

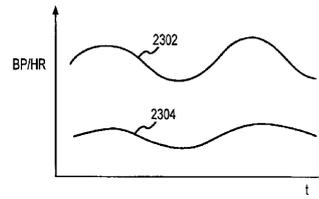


FIG.23

【 図 2 2 】

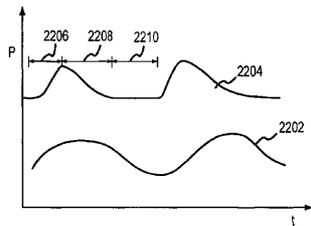


FIG.22

【 図 2 4 】

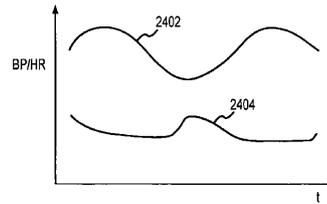
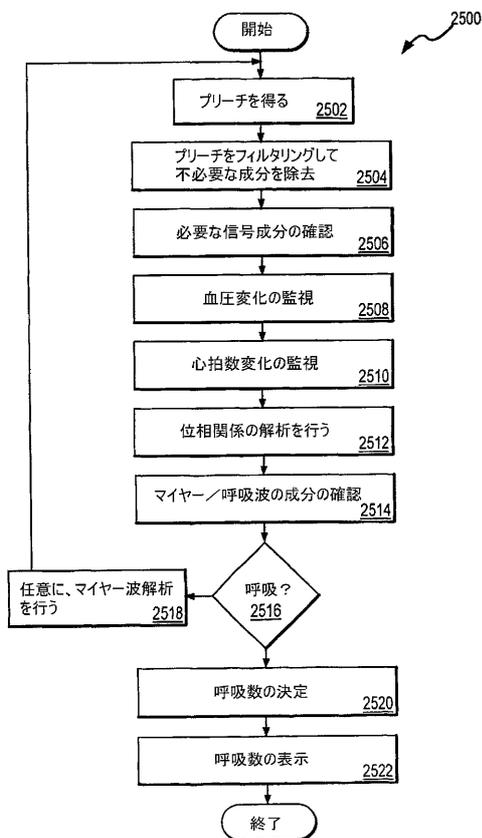
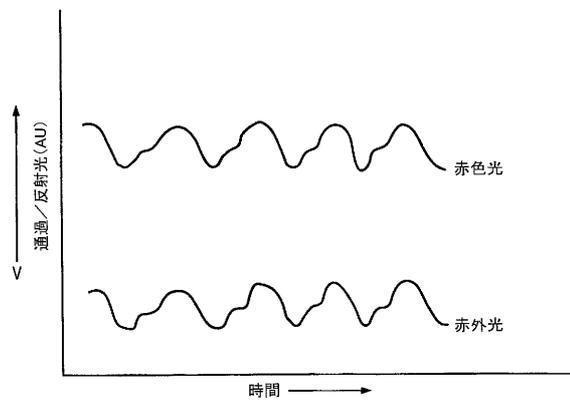


FIG.24

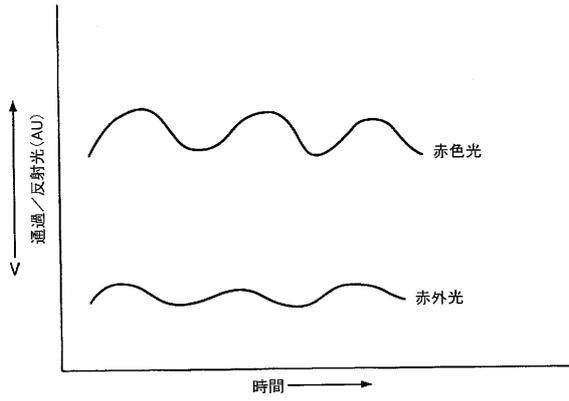
【 図 2 5 】



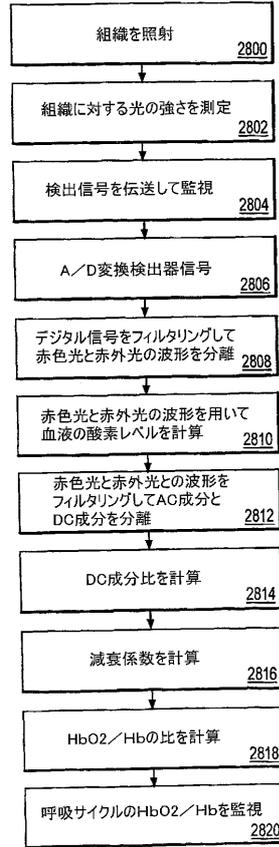
【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



【 図 2 8 】



【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/US03/04836 |
|---|---|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER | | |
| IPC(7) : A61B 5/00, 5/02, 5/05, 5/08, 6/00, 81/00 US CL : 600/300-301, 309, 310, 322, 324, 480-484, 423-429, 500-508, 529-543 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) U.S. : 600/300-301, 309, 310, 322, 324, 480-484, 423-429, 500-508, 529-543 | | |
| 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 practicable, search terms used) EAST, Medline | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X --- A | US 6,129,675 A (JAY) 10 October 2000 (10.10.2000), col. 8, line 20-col. 9, line 52. | 1-4, 6, 9, 13-16, 18, 20, 22-27, 29, 32, and 36 ----- 5, 7, 8, 10-12, 17, 19, 21-23, 28, 30, 31 33- 35, 37-113 |
| X --- Y A | US 5,273,036 A (KRONBERG et al) 28 December 1993 (28.12.1993), col. 3, lines 49-65, col. 4, line 50-col. 5, line 2; col. 5, lines 29-37. | 1-9, 13-20, 22-32, and 36 ----- 98-100 23, 33-35, 37-97, and 101-113 |
| X ---, P Y | US 6,480,733 B1 (TURCOTT) 12 November 2002 (12.11.2002), col. 15, line 63-col. 16, line 2; col. 18, line 50-col. 19, line 25; col. 20, lines 13-22, figs. 1 & 4. | 54-81 and 90-95 ----- 82-89 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input 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 | "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 |
| "E" | earlier application or patent published on or after the international filing date | "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 |
| "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) | "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 |
| "O" | document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means | "&" document member of the same patent family |
| "P" | document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | |
| Date of the actual completion of the international search 15 June 2003 (15.06.2003) | | Date of mailing of the international search report 09 JUL 2003 |
| Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (703)305-3230 | | Authorized officer Max F. Hindenburg <i>Diane Amick f</i> Telephone No. (703) 308-0858 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/US03/04836

| C. (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|---|---|--|
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A ✓ | US 6,155,992 A (HENNING et al.) 05 December 2000 (05.12.2000). | 1-53 and 96-113 |
| Y ✓ | US 6,099,481 A (DANIELS et al) 08 August 2000 (08.08.00), col. 12, lines 32-42. | 82-89 |
| Y ✓ | US 4,813,427 A (SCHLAEFKE et al) 21 March 1989 (21.03.1989), col. 2, lines 25-49. | 82-89 |
| A ✓ | US 6,027,455 A (INUKAI et al) 22 February 2000 (22.02.2000), entire document. | 1-113 |
| X ✓ | US 6,081,742 A (AMANO et al) 27 June 2000 (27.06.2000), col. 7, lines 1-16; col. 10, line 57-col. 11, line 37; col. 14, lines 17-col. 15, line 15; col. 17, line 65-col. 18 line 14; col. 20, lines 36-49; Figs. 22c, 23. | 37, 40, 42, 46-49, |
| --- | | 52-53, 96, 97, and |
| Y | | 101-113 |
| | | ----- |
| | | 98-100 |
| A | | 1-36, 38, 39, 42-45, 50, 51, and 95 |

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 10/081,168

(32)優先日 平成14年2月22日(2002.2.22)

(33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,IT,LU,MC,NL,PT,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,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,M X,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 デッカー、アンドレアス リュッベルトゥス アロイシウス ヨハネス
オランダ国 NL - 6 2 2 9 WB マーストリヒト ルナリアベームト 3
Fターム(参考) 4C017 AA08 AA10 AA12 AA14 AB03 AC27 BC11 BC16
4C038 KK01 KL05 KL07 KX02 SS08 SV00

| | | | |
|-------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 基于照片按压信号波动的生理参数监测 | | |
| 公开(公告)号 | JP2005535359A | 公开(公告)日 | 2005-11-24 |
| 申请号 | JP2003570689 | 申请日 | 2003-02-19 |
| 申请(专利权)人(译) | 特克斯日 - Omeda公司 | | |
| [标]发明人 | デッカーアンドレアスリュッベルトゥスアロイシウスヨハネス | | |
| 发明人 | デッカー、アンドレアス リュッベルトゥス アロイシウス ヨハネス | | |
| IPC分类号 | A61B5/022 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/08 A61B5/103 A61B5/145 A61B5/1455 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0816 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/1073 A61B5/14551 A61B5/4035 A61B5/7278 | | |
| FI分类号 | A61B5/14.310 A61B5/08 A61B5/02.337.F A61B5/02.310.A A61B5/02.321.B | | |
| F-TERM分类号 | 4C017/AA08 4C017/AA10 4C017/AA12 4C017/AA14 4C017/AB03 4C017/AC27 4C017/BC11 4C017/BC16 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX02 4C038/SS08 4C038/SV00 | | |
| 代理人(译) | 昂达诚 | | |
| 优先权 | 10/081719 2002-02-22 US 10/081887 2002-02-22 US 10/081165 2002-02-22 US 10/081168 2002-02-22 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

呼吸率，心脏速率，心脏心率变异，该方法公开了一种用于与血液相关的体积变化和/或自主神经系统可以使用光体积描记的生理参数的信息。在一个实施方案中，该方法获得Purichi信号（2502），过滤Purichi信号中去除不必要的分量（2504），以识别感兴趣（2506）的信号分量，以监测血压的变化（2508），以监测心脏速率（2510），所述血压信号 - 包括通过执行心脏速率信号（2512）的分析鉴定到的感兴趣的组分的相关关系。基于该关系，可以识别与呼吸波或迈耶波相关的感兴趣分量（2514）。如果它与呼吸波有关（2516），则可以确定呼吸参数，例如呼吸率（2520）。否则，可以执行Meier波分析（2518）以获得与自主神经系统相关的参数信息。

