

(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2005-535407

(P2005-535407A)

(43) 公表日 平成17年11月24日(2005.11.24)

(51) Int.Cl.⁷A61B 5/145
G01N 21/27

F I

A61B 5/14 310
G01N 21/27 Z

テーマコード(参考)

2G059
4C038

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2004-529319 (P2004-529319)
 (86) (22) 出願日 平成15年8月12日(2003.8.12)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年4月18日(2005.4.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/025212
 (87) 国際公開番号 W02004/016169
 (87) 国際公開日 平成16年2月26日(2004.2.26)
 (31) 優先権主張番号 10/222,618
 (32) 優先日 平成14年8月16日(2002.8.16)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

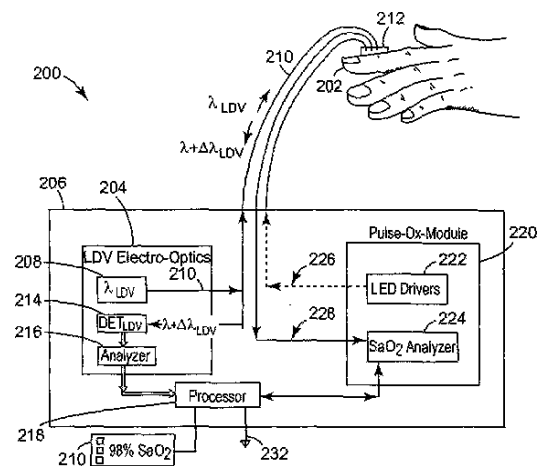
(71) 出願人 505013033
 オプティカル・センサーズ・インコーポレ
 ーテッド
 アメリカ合衆国 55344 ミネソタ、
 イーデン・プレーリー、テクノロジー・パ
 ーク・ファイブ、ゴールデン・トライアン
 グル・ドライブ、7615 スweet・シ
 ー
 (74) 代理人 100076222
 弁理士 大橋 邦彦
 (72) 発明者 キンボール、ヴィクター、イー
 アメリカ合衆国 55306 ミネソタ、
 バーンズヴィル、ラッシュモア・クレセン
 ト 1400

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 付加的な拍動信号を用いたパルスオキシメータ

(57) 【要約】

患者に結着された臨床治療監視機器において動作誘起人
 為物を補償或は排除する技術が必要である。また、患者
 の血液酸素飽和度が通常の生理学的領域よりかなり低い
 とき、或は低血流の環境では、患者に結着されたパルス
 オキシメータの精確な動作範囲を拡大することが必要で
 ある。従って、本発明は、パルスオキシメータのトリガ
 ーを補助するか或は該パルスオキシメータによって受信
 されたデータの分析を補助すべく付加的な信号を組み入
 れることによってパルスオキシメータを改善することに
 関する。これらのアプローチは、パルスオキシメトリ測定
 部位に近接した位置或は該測定部位における患者の拍動
 特性を測定すること、或は、患者の心臓の収縮から生ず
 る拍動特性を用いることを含む。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者に対する測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度を決定する方法であって、
前記測定部位での近傍の患者の第 1 拍動特性を検出することと、
前記測定部位でのヘモグロビン飽和度測定を為すことと、
前記測定部位で為された前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を分析することと、
を含み、

i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を為すことと、 i i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を分析することとの内の少なくとも 1 つが前記検出された第 1 拍動特性に応じて実行される、ことから成る方法。

10

【請求項 2】

前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を為すことが、前記第 1 拍動特性に対する所定時に前記ヘモグロビン酸素飽和度測定をトリガーすることを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記ヘモグロビン酸素飽和度測定が、前記第 1 拍動特性に応じてヘモグロビン酸素飽和度測定データを変調することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 拍動特性を検出することが、前記測定部位の近傍でのレーザドップラー速度 (L D V) 測定を為すことを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

20

前記測定部位で前記 L D V 測定を為すことを更に含む、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 1 拍動特性を検出することが、前記測定部位の近傍での患者のインピーダンスを測定することを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記測定部位における患者のインピーダンスを測定することを更に含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記ヘモグロビン酸素飽和度測定が、略最大吸収時における前記測定部位での光学的血液吸収測定を為すことと、略最少吸収時における前記測定部位での光学的血液吸収測定を為すこととを含む、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 9】

前記最大吸収時及び前記最少吸収時が前記拍動特性の特徴に対する所定時と対応する、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記測定部位が患者の指であり、前記第 1 拍動特性が前記指が結合される肢に対して検出される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記第 1 拍動特性が、前記指が結合される肢の下方肢部に対して検出される、請求項 10 に記載の方法。

40

【請求項 12】

前記測定部位が患者の指であり、前記拍動特性が前記患者の指の内の 1 つに対して検出される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記測定部位が患者の指であり、前記拍動特性が前記患者の指に対して検出される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 14】

前記測定部位が前記患者の頬領域である、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

前記方法が、前記患者の動作を検出することを更に含み、 i) 前記ヘモグロビン酸素飽

50

和度測定を為すことと、i i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を分析することとの内の少なくとも1つが前記検出された動作に応じて実行される、請求項1に記載の方法。

【請求項16】

前記方法が、前記患者の第2拍動特性を検出することを更に含み、i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を為すことと、i i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を分析することとの内の少なくとも1つが前記検出された第2拍動特性に応じて実行される、請求項1に記載の方法。

【請求項17】

前記方法が、前記第1拍動特性と関連された結果を出力することを更に含む、請求項1に記載の方法。

10

【請求項18】

前記方法が、前記第1拍動特性と関連された結果を表示することを更に含む、請求項1に記載の方法。

【請求項19】

前記測定部位が出産中の新生児の頭である、請求項1に記載の方法。

【請求項20】

患者の測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すシステムであって、
前記測定部位の近傍での患者の拍動特性を検出する手段と、
前記測定部位で為された前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を分析する手段と、
を備え、

20

i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を為す前記手段と、i i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を分析する前記手段との内の少なくとも1つが、前記検出された拍動特性に反応することから成るシステム。

【請求項21】

患者に対する測定部位でのヘモグロビンの酸素飽和度を測定する装置であって、
前記測定部位の近傍で測定された第1拍動患者特性に基づく第1拍動入力信号を受信する第1入力と、ヘモグロビン酸素飽和度測定を制御する第1出力と、前記測定部で為されたヘモグロビンの酸素飽和度の前記測定と関連された信号を受信する第2入力とを有すると共に、i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定の制御と、i i) 前記検出された第1拍動特性に応じての前記受信信号の分析との内の少なくとも1つを為すプロセッサを有することから成るコントローラを備える装置。

30

【請求項22】

前記コントローラと結合されると共に、患者に結着可能であって、前記ヘモグロビン酸素飽和度測定を為し且つ前記部位の近傍での第1拍動特性を測定するセンサ・セットを更に備える、請求項21に記載の装置。

【請求項23】

前記コントローラが、前記拍動入力信号に対する所定時に前記第1出力で信号をトリガーする、請求項21に記載の装置。

【請求項24】

前記コントローラが、前記拍動入力信号に応じて前記第2入力から獲得されたデータを選択する、請求項21に記載の装置。

40

【請求項25】

前記コントローラがレーザドップラー速度(LVD)ユニットを含み、前記第1入力が患者からLDVデータを受信し、請求項21に記載の装置。

【請求項26】

前記コントローラLDVユニットが、患者から受信した前記LDVデータの発生に使用される光を発生する光源を含む、請求項25に記載の装置。

【請求項27】

前記コントローラがインピーダンス測定ユニットを更に含み、前記第1入力が患者からインピーダンス測定データを受信する、請求項21に記載の装置。

50

【請求項 28】

前記コントローラが、インピーダンス測定を発生するための信号を運ぶべく前記インピーダンス測定ユニットからの第2出力を更に含む、請求項27に記載の装置。

【請求項 29】

前記コントローラが前記第1出力及び前記第2入力と結合されたパルスオキシメータ・モジュールを含む、請求項21に記載の装置。

【請求項 30】

前記パルスオキシメータ・ユニットが略最大吸収時と略最少吸収時に前記測定部位から光学的吸収データを受信する、請求項29に記載の装置。

【請求項 31】

前記最大吸収時及び最少吸収時が前記拍動入力信号の特徴に対する所定時と対応する、請求項30に記載の装置。

【請求項 32】

前記コントローラと結合されると共に、ヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すために患者と結合可能であるセンサヘッドを更に備える、請求項21に記載の装置。

【請求項 33】

前記センサヘッドが、LDV探査信号を患者に伝送してその患者からのLDV戻り信号を受信する少なくとも1つの光学的ポートも含む、請求項32に記載の装置。

【請求項 34】

前記センサヘッドが、ヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すために第1及び第2の波長で患者に光を配送し、前記第1波長が前記第2波長とは異なっている、請求項32に記載の装置。

【請求項 35】

前記センサヘッドが患者に対してLDV測定を為すために第3波長で該患者に光を配送する、請求項34に記載の装置。

【請求項 36】

前記センサヘッドが患者に対してLDV測定を為すために前記第1及び第2の波長の内の一方で該患者に光を配送する、請求項34に記載の装置。

【請求項 37】

患者の動作検出情報を受信する第3入力を更に備え、前記プロセッサが、i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定の制御を為すか、或は、ii) 前記動作検出情報に応じて前記受信信号の分析を為す、請求項21に記載の装置。

【請求項 38】

前記第3入力と結合された動作検出器を更に備える、請求項37に記載の装置。

【請求項 39】

第2拍動特性に基づく第2拍動入力信号を受信する第4入力を更に備え、前記プロセッサが、i) 前記ヘモグロビン酸素飽和度測定の制御を為すか、或は、ii) 前記検出された第2拍動特性に応じて前記受信信号の分析を為す、請求項21に記載の装置。

【請求項 40】

前記コントローラが、前記第1拍動特性と関連されたデータを出力するデータ出力を更に含む、請求項21に記載の装置。

【請求項 41】

前記コントローラが、前記第1拍動特性と関連されたデータを表示するディスプレイを更に含む、請求項21に記載の装置。

【請求項 42】

患者に対するヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すセンサユニットであって、

患者に結着されたボディであり、ヘモグロビン酸素飽和度を測定するために少なくとも第1及び第2の波長で患者に光を配送する1つ或はそれ以上の光学的ポートを有するボディと、

前記ボディ上に取り付けられて前記患者の拍動特性を測定する検出器の内の少なくとも

10

20

30

40

50

一部と、
を備えるセンサユニット。

【請求項 4 3】

前記ボディが、患者インターフェースが前記患者に結着されると、第 1 及び第 2 の光学的波長で前記患者に光を配送する第 1 及び第 2 の光学的ポートを含む、請求項 4 2 に記載のセンサユニット。

【請求項 4 4】

前記ボディが、
患者インターフェースが前記患者に取り付けられると、前記患者に光を指向すべく少なくとも第 1 及び第 2 の波長でそれぞれ動作する少なくとも第 1 及び第 2 の光源を含むと共に、前記少なくとも第 1 及び第 2 の光源から前記患者を介して受信された光を検出する光学的検出器をも含む、請求項 4 2 に記載のセンサユニット。 10

【請求項 4 5】

前記検出器の内の前記少なくとも一部が、前記患者からレーザドップラー速度 (LDV) 信号を受信する光学的ポートを含む、請求項 4 2 に記載のセンサユニット。

【請求項 4 6】

前記光学的ポートが光ファイバを含む、請求項 4 5 に記載のセンサユニット。

【請求項 4 7】

前記検出器の内の前記少なくとも一部が、前記インターフェースが前記患者に取り付けられると、該患者に接触すべくハウジングの表面を伴って取り付けられた電極を含む、請求項 4 2 に記載のセンサユニット。 20

【請求項 4 8】

前記ボディに結着された動作センサを更に備える、請求項 4 2 に記載のセンサユニット。

【請求項 4 9】

患者に対する測定部位でヘモグロビン酸素飽和度を決定する方法であって、
前記患者の心臓の収縮で生ずる第 1 拍動特性を測定することと、
前記測定部位を少なくとも 2 つの異なる波長の光で照射することと、
検出信号をもたらしべく前記測定部位で前記少なくとも 2 つの異なる波長の前記光を検出することと、 30
前記測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度レベルを決定すべく前記検出信号を分析することと、を含み、
i) 前記測定部位の照射及び ii) 前記検出光の分析の内の少なくとも 1 つを前記測定された第 1 拍動特性に応じて実行することから成る方法。

【請求項 5 0】

前記測定部位を照射することが、前記第 1 拍動特性に対する所定時に 1 つ或はそれ以上の光源をトリガーすることを含む、請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 1】

前記検出光を分析することが、前記第 1 拍動特性に応じてヘモグロビン酸素飽和度測定を選択することを含む、請求項 4 9 に記載の方法。 40

【請求項 5 2】

前記患者の第 2 拍動特性を測定することを更に含み、i) 前記測定部位の照射及び ii) 前記検出光の分析の内の少なくとも 1 つが前記測定された第 2 拍動特性に応じて実行される、請求項 4 9 に記載の方法。

【請求項 5 3】

前記第 2 拍動特性が心臓の収縮で生ずる拍動特性である、請求項 5 2 に記載の方法。

【請求項 5 4】

前記第 2 拍動特性が脳波 (ECG) 信号である、請求項 5 2 に記載の方法。

【請求項 5 5】

前記光を検出することが、略最大の光学的血液吸収時での光吸収を測定することと、略 50

最少の光学的血液吸収時での光吸収を測定することを含む、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 56】

前記最大吸収時及び前記最少吸収時が、前記血流特性の特徴に対する所定時と対応する、請求項 55 に記載の方法。

【請求項 57】

動作検出信号をもたらしべく前記患者の少なくとも部分の動作を検出することを更に含み、前記検出信号を分析することが、前記動作検出信号に応じて前記検出信号を分析することを含む、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 58】

前記第 1 拍動特性を測定することが、血流速度を測定することを含む、請求項 49 に記載の方法。 10

【請求項 59】

前記第 1 拍動特性を測定することが、インピーダンスを測定することを含む、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 60】

前記第 1 拍動特性を測定することが、血圧を測定することを含む、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 61】

前記第 1 拍動特性を測定することが、心臓の収縮の結果として発生する音響的信号を測定することを含む、請求項 49 に記載の方法。 20

【請求項 62】

前記患者の少なくとも部分の動作を検出することを更に含み、前記検出信号を分析することが、前記検出信号が患者動作期間中に獲得されたか否かに基づく検出信号を選択することを含む検出信号を分析することを含む、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 63】

前記患者の心臓の収縮で生ずる前記第 1 拍動特性と関連された結果を出力することを含む、請求項 49 に記載の方法。

【請求項 64】

前記患者の心臓の収縮で生ずる前記第 1 拍動特性と関連された結果を表示することを含む、請求項 49 に記載の方法。 30

【請求項 65】

患者に対する測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度を決定するシステムであって、
前記患者の心臓の収縮で生ずる第 1 拍動特性を測定する手段と、
2つの異なる波長での光で前記測定部位を照射する手段と、
検出信号をもたらしべく、前記測定部位での前記 2つの異なる波長での光を検出する手段と、

前記測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度レベルを決定すべく前記検出信号を分析する手段と、を備え、

i) 前記測定部位を照射する前記手段及び ii) 前記検出光を分析する前記手段の内の少なくとも 1つが、前記測定第 1 拍動特性に応じて実行することから成るシステム。 40

【請求項 66】

患者に対する測定部位でのヘモグロビンの酸素飽和度を測定するシステムであって、
患者からの患者心臓の収縮の結果としての第 1 拍動特性を表す第 1 拍動測定信号を受信する第 1 入力と、ヘモグロビン酸素飽和度測定を制御する第 1 出力と、前記測定部位で為されたヘモグロビンの酸素飽和度の測定と関連された信号を受信する第 2 入力と、を有すると共に、前記ヘモグロビン酸素飽和度測定の制御、或は、ii) 前記受信された第 1 拍動測定信号に応じての前記受信された信号の分析の内の少なくとも 1つを為すプロセッサを含むコントローラを備えることから成るシステム。

【請求項 67】

前記第 1 拍動特性が血流速度である、請求項 66 に記載のシステム。 50

【請求項 68】

前記コントローラがレーザドップラー速度 (LVD) モジュールを含み、それが患者に LDV 光学的探査信号を指向する出力を有すると共に前記第 1 拍動測定信号を受信すべく結合されている、請求項 67 に記載のシステム。

【請求項 69】

前記第 1 拍動特性がインピーダンスである、請求項 66 に記載のシステム。

【請求項 70】

前記コントローラがインピーダンス・モジュールを含み、それが患者に探査電流を指向する出力を有すると共に前記第 1 拍動測定信号を受信すべく結合されている、請求項 67 に記載のシステム。

10

【請求項 71】

前記第 1 拍動特性が心臓の収縮と関連された音響学的信号である、請求項 66 に記載のシステム。

【請求項 72】

前記コントローラが前記第 1 拍動測定信号を受信すべく結合された音響学的信号モジュールを含む、請求項 71 に記載のシステム。

【請求項 73】

前記第 1 拍動特性が血圧である、請求項 66 に記載のシステム。

【請求項 74】

前記コントローラが前記第 1 拍動測定信号を受信すべく結合された血圧測定モジュールを含む、請求項 73 に記載のシステム。

20

【請求項 75】

前記コントローラが前記第 1 拍動測定信号に対する所定時に前記第 1 出力で信号をトリガーする、請求項 66 に記載のシステム。

【請求項 76】

前記コントローラが前記第 1 拍動測定信号に応じて前記第 1 入力から獲得されたデータを選択する、請求項 66 に記載のシステム。

【請求項 77】

前記コントローラが患者の第 2 拍動特性と関連された該患者からの第 2 拍動測定信号を受信する第 3 入力を更に含む、請求項 66 に記載のシステム。

30

【請求項 78】

前記第 2 拍動特性が患者の心臓の収縮の結果としての拍動特性である、請求項 77 に記載のシステム。

【請求項 79】

前記第 2 拍動特性が脳波 (ECG) 信号である、請求項 77 に記載のシステム。

【請求項 80】

前記コントローラが前記第 1 出力及び前記第 2 入力と結合されたパルスオキシメータ・ユニットを更に含む、請求項 66 に記載のシステム。

【請求項 81】

前記パルスオキシメータ・ユニットが略最大吸収時及び略最少吸収時に前記測定部位から光学的吸収データを受信する、請求項 80 に記載のシステム。

40

【請求項 82】

前記最大吸収時及び前記最少吸収時が前記第 1 拍動測定信号の特徴に対する所定時と対応する、請求項 81 に記載のシステム。

【請求項 83】

前記コントローラと結合されると共に、患者に結着できてヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すセンサヘッドを更に備える、請求項 66 に記載のシステム。

【請求項 84】

前記センサヘッドが前記第 1 拍動特性を検出するセンサの少なくとも部分をも含む、請求項 83 に記載のシステム。

50

【請求項 8 5】

前記センサヘッドがヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すために第 1 及び第 2 波長で患者に光を配送し、前記第 1 波長が前記第 2 波長とは異なる、請求項 8 4 に記載のシステム。

【請求項 8 6】

前記センサヘッドが患者に対する L D V 測定を為すために第 3 波長で該患者に光を配送する、請求項 8 4 に記載のシステム。

【請求項 8 7】

前記センサヘッドが患者に対する L D V 測定を為すために前記第 1 及び第 2 の波長の内の一方で該患者に光を配送する、請求項 8 4 に記載のシステム。

10

【請求項 8 8】

センサヘッドが患者のインピーダンスを測定するインピーダンス・センサを含む、請求項 8 4 に記載のシステム。

【請求項 8 9】

前記センサヘッドが患者の血圧を測定する圧力モニタを含む、請求項 8 4 に記載のシステム。

【請求項 9 0】

前記センサヘッドが患者の心臓の収縮と関連された音響学的信号を測定する音響学的センサを含む、請求項 8 4 に記載のシステム。

【請求項 9 1】

20

前記コントローラが患者動作情報を受信する第 4 入力を更に含む、請求項 6 6 に記載のシステム。

【請求項 9 2】

前記コントローラが前記第 4 入力を介して受信された患者動作情報に応じて前記受信された信号を更に分析する、請求項 9 1 に記載のシステム。

【請求項 9 3】

前記第 4 入力と結合された動作検出器を更に備え、該動作検出器が患者に結着可能である、請求項 9 1 に記載のシステム。

【請求項 9 4】

a) 患者からの前記第 1 拍動測定信号及び b) 光学的吸収データの内の少なくとも 1 つを受信するために患者に結着可能であるセンサユニットを更に備え、前記動作センサが該センサユニットと一体的である、請求項 9 3 に記載のシステム。

30

【請求項 9 5】

前記コントローラが患者の心臓の収縮の結果としての前記第 1 拍動特性と関連されたデータを出力するデータ出力を更に含む、請求項 6 6 に記載のシステム。

【請求項 9 6】

前記コントローラが患者の心臓の収縮の結果としての前記第 1 拍動特性と関連されたデータを表示するデータ・ディスプレイを更に含む、請求項 6 6 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0 0 0 1】

本出願は、引用することによって本明細書に組み込まれる、整理番号第 1 5 3 5 . 5 U S 0 1 を有する V . E . K i m b a l l によっての本明細書と同日に出願された「P u l s e O x i m e t e r W i t h M o t i o n D e t e c t i o n」に関する。

【0 0 0 2】

本発明は、一般的には、医療装置に関し、そしてより具体的には、血液酸素飽和度含量等の生理学的パラメータの非侵襲性光センサに関する。

【背景技術】

【0 0 0 3】

光学的な分光法は医療界における広範な用途で開発されてきた。例えばパルス酸素

50

測定器及びカプノグラフィ測定器は病院において、手術室及び術後ＩＣＵで広く使用されている。これらの技法は、歴史的には吸収をベースとした分光学的技法に基づくものであり、通常は救命環境におけるトレンドモニターとして使用されている。このような環境では、患者の生命パラメータが大きな生理的变化を受けているかどうかを素早く判定することが求められている。この動作環境では、救命状況にある患者のリアルタイムでの看護時点又はポイント・オブ・ケア(point of care)のデータに対する臨床上の必要性から、これらの機器の精密さ及び正確さの要求性能がある程度において緩和されていることは許容できるものであった。

【 0 0 0 4 】

パルスオキシメトリー測定器及びカプノグラフィ測定器はどちらも、外皮或は組織を突き通して測定する必要がなく、個々の患者に対して測定器を個別に較正するための患者からの血液或は血清試料を必要としないという点で、非侵襲的であるというレッテルを貼ることができる。これらの測定器は、通常、大きな患者母集団での臨床試験結果から求められた、予め選択されたグローバルな較正係数を持っている。臨床試験結果は、患者の年齢、性別、人種等の変数等にわたっての統計的な平均値を表している。

10

【 0 0 0 5 】

しかし、命にかかわる状況にある患者に対して迅速且つ正確なデータが求められる、緊急救命室、救命ＩＣＵ、及び外傷センター等の領域に使用するための非侵襲的測定器の要望が医学界において増大している。典型的には、これらの患者は麻酔をかけられず、動作誘起アーティファクト（又は人為物）は患者に結着された監視機器からのデータを損なう可能性はある。また、ショック状態或は急性トラウマの患者は、通常の生理学的領域よりかなり低い酸素飽和度レベルを有する可能性があり、或は、血流の減少を呈示する可能性がある。

20

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

上述された状況が与えられると、患者に結着された臨床治療監視機器において運動誘起アーティファクトを補償或は排除する技術が必要である。また、患者の血液酸素飽和度が通常の生理学的領域よりかなり低いとき、或は低血流の環境では、患者に結着されたパルスオキシメータの精確な動作範囲を拡大することが必要である。従って、本発明は、パルスオキシメータのトリガーを補助するか或は該パルスオキシメータによって受信されたデータの分析を補助すべく付加的な信号を組み入れることによるパルスオキシメータに関する。これは、パルスオキシメトリー測定部位に近接した位置或は該測定部位における患者の拍動特性を測定すること、或は、患者の心臓の収縮から生ずる拍動特性を用いることを含む。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の１つの特定の実施例は、患者に対する測定部位におけるヘモグロビン酸素飽和度を決定する方法に関する。この方法は、測定部位の近傍における患者の第１拍動特性を検出して、その測定部位でヘモグロビン酸素飽和度測定を為すことを含む。次いで、測定部位で為されたヘモグロビン酸素飽和度測定は分析される。i) ヘモグロビン酸素飽和度測定及びii) そのヘモグロビン酸素飽和度測定の分析の内の一方は、検出された第１拍動特性に応じて実行される。

40

本発明の別の実施例は、測定部位での患者のヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すシステムに関する。このシステムは、測定部位の近傍における患者の拍動特性を検出する手段と、その測定部位でヘモグロビン酸素飽和度測定を為す手段とを含む。i) ヘモグロビン酸素飽和度測定を成す手段と、ii) そのヘモグロビン酸素飽和度測定を分析する手段との内の一方は、検出された第１拍動特性に反応する。

【 0 0 0 8 】

本発明の別の実施例は、患者に対する測定部位でのヘモグロビンの酸素飽和度を測定す

50

る装置に関する。この装置はコントローラを含み、該コントローラが、測定部位の近傍で測定された第1拍動患者特性に基づく第1拍動入力信号を受信する第1入力と、ヘモグロビン酸素飽和度測定を制御する第1出力と、ヘモグロビン酸素飽和度測定を制御する第1出力と、測定部で為されたヘモグロビンの酸素飽和度の測定と関連された信号を受信する第2入力とを有する。このコントローラは、i)ヘモグロビン酸素飽和度測定を制御するか、或は、ii)検出された第1拍動特性に応じて受信された信号を分析するプロセッサを含む。

【0009】

本発明の別の実施例は、患者に対するヘモグロビン酸素飽和度の測定を為すセンサユニットに関する。このセンサユニットは患者に結着可能なボディを含む。そのボディは、ヘモグロビン酸素飽和度を測定するために第1及び第2の波長で患者に光を配送する1つ或はそれ以上の光学的ポートを有する。検出器の内の少なくとも一部はボディ上に取り付けられて、患者の拍動特性を測定する。

10

【0010】

本発明の別の実施例は患者に対する測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度を決定する方法に関する。この方法は、患者の心臓の収縮から生ずる第1拍動特性を測定して、2つの異なる波長の光で測定部位を照射することを含む。2つの異なる波長での光はその測定部位に指向されて、検出信号をもたらす。検出信号は分析されて、その測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度レベルを決定する。i)測定部位を照射することと、ii)検出された光を分析することとの内の一方は、測定された第1拍動特性に応じて実行される。

20

【0011】

本発明の別の実施例は、患者に対する測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度を決定するシステムに関する。このシステムは、患者の心臓の収縮から生ずる第1拍動特性を測定する手段と、2つの異なる波長での光で測定部位を照射する手段とを含む。またこのシステムは、測定部位において2つの異なる波長の光を検出して検出信号をもたらす手段と、検出信号を分析して測定部位でのヘモグロビン酸素飽和度レベルを決定する手段とを含む。i)測定部位を照射する手段とii)検出された光を分析する手段との内の一方は、測定された第1拍動特性に応じて実行する。

【0012】

本発明の別の実施例は患者に対する測定部位でのヘモグロビンの酸素飽和度を測定するシステムに関する。この発明はコントローラを含み、該コントローラが、患者からの該患者の心臓の収縮の結果としての第1拍動特性を表す第1拍動測定信号を受信する第1入力と、ヘモグロビン酸素飽和度測定を制御する第1出力と、測定部位で為されたヘモグロビンの酸素飽和度の測定と関連された信号を受信する第2入力とを有する。またコントローラは、i)ヘモグロビン酸素飽和度測定の制御を為すか、或は、ii)受信された第1拍動測定信号に応じての受信された信号の分析を為すプロセッサを含む。

30

【0013】

本発明の上記概要は本発明の各図示実施例或はあらゆる具現化例を記述すべく意図されていない。図面や以下に続く詳細な記載がこれら実施例をより詳細に例示する。

【0014】

本発明は、添付の図面と関連して本発明の様々な実施例の以下の詳細な記述を考慮することにより、より完全に理解されることが可能である。

40

【0015】

本発明は、様々な変更及び代替の形態を受けることが可能であるが、その詳細は、図面の例によって示されて、詳細に記述される。しかしながら理解して頂きたいことは、本発明を記述された特定の実施例に限定することが意図されていないことである。対照的に、添付の請求項によって規定される本発明の精神及び範囲内にある全ての変更物、等価物、並びに、代替物を包含することが意図されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

50

本発明は、医療装置に適用可能であり、非侵襲性光学式生理学的センサに特に有用であると考えられる。

【0017】

一般に、本発明は、既存の非侵襲性パルスオキシメトリ方法を増補する測定方法に関する。高度なアルゴリズムが、ヘモグロビン酸素飽和度測定のみに基づいてパルスオキシメトリ測定を改善するために、最近開発されてきた。本発明は、パルスオキシメトリ測定の品質を改善するために、新しいアルゴリズムと共に使用され得る付加的な入力信号の使用を対象とする。パルスオキシメトリに加えて、血液グルコースの非侵襲性測定等の他の光学測定技術は、本発明から利益を得ることができる。

【0018】

パルスオキシメトリは、酸化ヘモグロビン及び還元（脱酸化）ヘモグロビンの光学測定を同期させるために、血流の拍動の性質を利用する。通常の市販されているパルスオキシメータは、2つの異なる波長 λ_1 及び λ_2 において動作する2つの発光ダイオード（LED）を有し、一方が、酸化ヘモグロビン（ HbO_2 ）の吸収と還元ヘモグロビン（ Hb ）の吸収との差が最大である660ナノメートル（nm）に近い赤領域にあり、第2のLEDが、近赤外線（NIR）領域にある。NIR LEDは、 HbO_2 及び Hb の吸収度が略同じである（等吸収波長）805 nm付近において、或は感度が増大される940 nm付近において通常動作する。光検出器は、典型的には、LEDと共にハウジングユニット内に取り付けられて、患者組織の透過或は患者組織からの反射の何れかによる光エネルギーを検出する。パルスオキシメータ感知ヘッドが、患者の指先にクリップ留めされるか、或は、患者は指先をセンサハウジングユニットに挿入することが可能である。他の手法では、パルスオキシメータは、患者の耳たぶ或は額等の、患者の頭に結着されることが可能である。パルスオキシメトリ測定に頭を使用することは有利であるが、その理由は、頭の動作は、手の動作より小さくあり得るからであり、血流が低減される状況では、頭への血液の流れは、指等の末端への血液の流れより少なく低減され得るからである。パルスオキシメトリの増大している重要性な適用分野は、出産中の胎児のヘモグロビン酸素飽和度監視である。この適用分野では、パルスオキシメータは新生児の頭に配置される。

【0019】

パルスオキシメトリ測定が実施され得る頭の他の位置は、反射測定及び透過測定の両方に適切である頬領域（頬）である。頬の内側でパルスオキシメトリ測定を実施することにより、特に測定が反射について実施される場合、測定に対する皮膚の色（メラニン）の影響を低減され得る。測定が透過について実施される場合、光は表皮を1回だけ通過するが、耳たぶ或は指に対して実施される反射測定或は透過測定では、光が表皮を2回通過することを必要とし、従って、透過パルスオキシメトリ測定でさえ、メラニンによる妨害が低減される利点を有する。

【0020】

殆どのパルスオキシメトリシステムでは、信号対雑音比或は信号対背景比を増大させるために、複数の血液パルスに対する平均が取られる。各個々の血液パルスが感知LED及び検出器の近傍の領域を進行する際に、時間領域において血液パルスの山及び谷に測定を同期させるために、様々な手法が開発されてきた。1つの手法では、ECG-R波が、連続光パルスの山及び谷を捕獲するように時間シーケンスを開始するトリガーとして使用される。しかし、患者が測定時間間隔中に自分の腕或は指を動かす場合、腕或は指のこの運動或は加速度は、感知領域に入る血液の速度変化を誘起する可能性がある。これにより、固定時間シーケンスが拍動波の山を見逃し、従って、測定プロセスを損なう可能性がある。また、患者が動くことにより、センサが皮膚に対して動く可能性があり、これにより、測定が歪曲される。最後に、測定の信号対雑音は、血流が低減されるとき減少し、従って、低血流の条件下では、良好なパルスオキシメトリ測定を得ることは困難である。以下の記述は、パルスオキシメトリシステムにおいて、動作誘起及び低流量誘起のエラー機構を低減するために提案される解決法を対象とする。

【0021】

患者の指先 102 に結着されたパルスオキシメトリシステム 100 の概略図が、図 1 において提示される。患者の手 104 は、通常、不動ではなく、測定時間間隔にわたって自由に動く。LED 及び検出器を含むセンサヘッド 106 が、患者の指先 102 に結着される。感知ヘッド 106 は、相互接続 110 によって主要信号処理ユニット 108 に結合される。相互接続 110 は、電氣的或は光学的とすることが可能である。システムは、ヘモグロビン酸素飽和度の測定レベル、及びあらゆる他の情報を表示するデータ・ディスプレイ 112 を含むことが可能である。

【0022】

動作誘起エラーを低減する手法の幾つかは、脳波記録 (ECG) 信号、心拍、血圧、血流、インピーダンス等、患者の拍動特性を監視することと、パルスオキシメータ測定をトリガーするために、或は、パルスオキシメータ測定の分析に、この測定された拍動特性を使用することを含む。患者の拍動特性は、任意の適切な手法を使用して測定されることが可能である。例えば、拍動特性が心拍である場合、聴診器等、ソノメータが使用されることが可能である。他の例では、血圧が、血圧カフを使用して測定されることが可能であり、血流速度が、レーザドップラー速度測定 (LDV) を使用して測定されることが可能であり、インピーダンスが、インピーダンス測定システムを使用して測定されることが可能である。以下で議論される例は、LDV 及びインピーダンス測定の使用を特に対象とするが、これらは、例として呈示され、本発明は、LDV 及びインピーダンス測定の使用に限定されず、他の拍動特性と共に使用されることが可能であることが理解されるであろう。LDV の具体的な利点は、良好な信号対雑音比を有する LDV 信号が、低血流の条件下でも依然として得られることが可能であるということである。測定が患者の皮膚を貫通しない装置を使用して実施される、拍動特性の非侵襲性測定が列挙されたが、拍動特性の侵襲性測定も使用されることが可能であることを理解されたい。

【0023】

また、ヘモグロビン酸素飽和度のレベルは、パルス変化と共に心拍の期間にわたって変化するが、ヘモグロビン酸素飽和度は、本議論の目的では、拍動特性とは考慮されないことにも留意されたい。

【0024】

血圧、血流、及びインピーダンス等の幾つかの拍動特性は、ECG 波形とは性質が非常に異なる。ECG 波形は、心拍を駆動する電気インパルスに関係し、中央神経システムにおいて開始される。対照的に、血圧、心拍、血流、変動インピーダンス等の他の拍動特性は、心臓の収縮から生じる。

【0025】

更に、パルスオキシメトリ測定は、患者の指に対して実施されることに限定されず、患者の身体の他の箇所について実施されることも可能である。パルスオキシメトリ測定を実施するための幾つかの他の適切な領域には、つま先、耳たぶ、頬領域、及び舌下領域があるが、これに限定されるものではない。

【0026】

LDV を使用する本発明の 1 つの特定の実施例では、感知ヘッド 106 は、パルスオキシメトリ測定が実施されるのと略同じ領域において、血流のメークレーザドップラー速度 (LDV) 測定を実施する要素を含むことが可能である。LDV 測定を実施する電気光学信号処理技術が、発明者サトル・カトウ等による「Laser Doppler Velocimeter」という発明の名称の下記の特許文献 1、また発明者ジェームズ・H・メンダース (James H. Menders) 等による「Laser Doppler Velocimeter」という発明の名称の下記の特許文献 2 において開示されており、両方とも、参照によって本明細書に組み込まれている。

【特許文献 1】米国特許第 5,587,785 号

【特許文献 2】米国特許第 5,502,558 号

【0027】

LDV 改良パルスオキシメトリシステムの一実施例では、レーザ、検出器、離散光学構

10

20

30

40

50

成要素等、LDV測定を実施するために使用される能動電気光学機器は、パルスオキシメータ主要信号処理ユニット108に收容されることが可能である。そのような場合、光ファイバ導波路が、感知ヘッド106から光エネルギーを配送及び受信するために、相互接続ケーブル110に組み込まれることが可能である。この構成は、センサヘッド106及び相互接続ケーブル110によって形成される再使用可能センサユニットに膨大なコストを追加しないという商業的観点から魅力的である。この構成では、LDV感知領域/体積はパルスオキシメトリ感知領域/体積と略同じであり、LDV信号とパルスオキシメトリ信号との間の固有の時間遅延は、ゼロに近い。従って、LDV信号は、信号対雑音比を改善した SaO_2 測定を導出するために使用されることが可能である。例えば、LDV信号は、患者の動作誘起アーティファクトを予測及び/或は補償するために、アルゴリズムとして使用されることが可能である。 10

【0028】

患者の指先202に結着されたLDV改良パルスオキシメータ・システム200の一実施例の概略図が、図2において提示される。LDV電気光学ユニット204は、LDV改良パルスオキシメータ200の主要ハウジングユニット206に組み込まれることが可能である。LDVレーザユニット208の出力は、光ファイバ導波路210の中に結合され、この導波路は、波長 λ_{LDV} のレーザエネルギーをパルス酸素感知ヘッド212に配送し、波長 $\lambda + \lambda_{LDV}$ のドップラーシフト信号をLDV検出器ユニット214に返す。LDV検出器ユニット214の出力は、分析器ユニット216に結合され、この分析器ユニットは、血液速度の大きさを決定するために、離散フーリエ変換分析等の動作を実施することが可能である。分析器ユニット216は、LDV信号に存在する速度変化、即ち付随加速度成分を検出することも可能である。分析器ユニット216の出力は、パルスオキシメトリモジュール220によって使用されるタイミング信号を生成することが可能である。プロセッサユニット218に結合される。 20

【0029】

ユニット206は、パルスオキシメトリ測定及び/或は拍動測定の結果をディスプレイ230に直接出力することも可能である。表示された情報は、一連の数値等、デジタル方式で提示されることが可能であり、或は、時間の関数として等、グラフで提示されることが可能であり、或は、ある他の方式で提示されることが可能である。更に、システム200は、パルスオキシメトリデータ及びLDVデータの両方を含めて、データを転送するための他のタイプの出力232を有することが可能である。例えば、出力232は、他のコンピュータ機器と通信するための平行或は直列のデータポートとすることが可能である。 30

【0030】

パルスオキシメトリモジュール220は、LEDドライバ回路222を介してLED励起信号を生成する電極と、 SaO_2 分析器ユニット224において実施される、戻りLED信号を処理して、血液酸素飽和度を計算するために必要なハードウェア/アルゴリズムとを含むことが可能である。LEDドライバ信号は、電気相互接続226によってセンサユニット212に配送される。戻りパルスオキシメトリ信号は、電気相互接続228によって、 SaO_2 分析器ユニット224に搬送される。 40

【0031】

SaO_2 分析器224によって受信されるパルス酸素信号は、心拍サイクル中の左心室の収縮の結果である、血液のピーク流量に対応するピーク吸収を心拍サイクル中に通常示す。心拍サイクル中の他の時間において、吸収は、次のサイクルが再び開始される前に、再び最小値になる。プロセッサユニット218は、LDVユニット204から受信された入力に基づいて、血液酸素飽和度を計算するためにアルゴリズムにおいて通常使用される反復パルスオキシメトリ信号の山及び谷を同期して検出するために、タイミングパルス或はゲーティングパルスを生成する。

【0032】

プロセッサ218は、LDVユニット204及びパルスオキシメータ・モジュール22 50

0 から離れて示されているが、この分離は、単に別々の機能を示すためのものであることが理解されるであろう。実際には、単一のプロセッサユニット、或は複数のマイクロプロセッサが、LDV 及びパルスオキシメトリを介して得られたデータを処理して、プロセッサ 218 の機能を実施するために使用されることが可能であることが理解されるであろう。これは、以下で示されるパルスオキシメトリシステムの追加の実施例にも当てはまる。

【0033】

患者の指 304 の上のセンサヘッドユニット 302 の一実施例を示す感知領域の拡大図が、図 3A において概略的に示される。センサヘッドユニット 302 は、光源 306 及び 308 からの光 316 及び 318 が患者の指 304 を照射するように構成された、第 1 光源 306 及び第 2 光源 308 ならびに光検出器 310 を含むことが可能である。通常 LED である光源 306 及び 308 は、検出器 310 から略等距離にあるように、検出器 310 を跨ぐことが可能である。第 1 源 306 からの λ_1 の光 316 は、患者の指 304 を通過して検出器 310 に進行する。第 2 光源 308 からの λ_2 の光 318 も、患者の指 304 を通過して検出器 310 に進行するが、異なる光路に沿う。 λ_1 及び λ_2 において検出器 310 に到達する光の量の時間依存変化は、ヘモグロビンの酸素飽和度のレベルを決定するために使用される。ヘモグロビン酸素飽和度測定は、2 つ以上の波長の光で実施されることも可能であることを理解されたい。

10

【0034】

LDV 測定が、ヘモグロビン酸素飽和度測定と略同じ患者位置において実施されるように、LDV 測定のためにドップラーシフト光を受光する光ファイバ導波路 312 が、検出器 310 に近接して位置決めされることが可能である。一実施例では、光ファイバ導波路 312 は、導波路 312 から指に入射する光が、垂直以外の角度で指 304 の表面に入射するように配向されるが、光ファイバ導波路 312 は、その軸が指 304 に垂直であるように配向されることも可能である。更に、光ファイバ導波路 312 からの光は、直接、或はレンズ、プリズム等の 1 つ或は複数の光学要素を経て、患者に結着されることが可能である。LDV 測定用の光検出器は、LDV モジュール 204 において位置決めされることが可能であり、この場合、光ファイバ導波路 312 は、拍動特性である LDV 信号を測定する検出器の一部を形成する。

20

【0035】

他の構成も使用されることが可能であることが理解されるであろう。例えば、パルスオキシメータは、光源 306 及び 308 をセンサヘッドユニット 304 の上に配置する代わりに、パルスオキシメトリモジュール 220 自体において光源 306 及び 308 を含むことが可能であり、1 つ或は 2 つの光ファイバ導波路を介して、 λ_1 及び λ_2 における光を患者に向けることが可能である。更に、検出器 310 は、患者の皮膚の表面上に配置される必要はなく、例えば光ファイバを介して、患者の皮膚に光学的に結合されることが可能である。

30

【0036】

他の実施例では、LDV ユニット 204 の能動電気光学構成要素の 1 つ或は複数が、センサヘッドユニット 302 において位置決めされることが可能である。例えば、LDV レーザユニット 208 及び / 或は LDV 検出器ユニット 214 は、センサヘッドユニット 302 の上において位置決めされることが可能である。他の実施例では、LDV レーザユニット 208 は、光源 306 及び 308 の 1 つと置き換わるように使用されることが可能であり、それにより、パルスオキシメトリ測定は、波長 λ_{LDV} 及び λ_1 或は λ_2 の光を使用して実施される。そのような場合、 λ_{LDV} は、パルスオキシメトリ測定に有用な波長にあるように通常選択される。

40

【0037】

LDV 測定は、パルスオキシメトリ測定と同じ患者組織部分において実施される必要はなく、LDV 測定は、患者の異なる位置において実施されることも可能である。例えば、パルスオキシメトリ測定が、手指或は足指等、患者の指において実施される場合、パルスオキシメトリ測定は、同じ手或は足の他の指において、指が付属される下方肢において、

50

或は指が付属される肢に近接して等、その指に近接して実施されることが可能である。LDV測定が、パルスオキシメトリ測定の部位に近接して実施されると、測定された拍動特性とパルスオキシメトリ測定の特徴との間の時間遅延が小さくなる。しかし、LDV測定は、患者の身体の任意の位置において実施されることが可能であることが理解されるであろう。直前で記述されたこれらの様々な変形形態は、以下で議論される他の実施例においても使用されることが可能である。

【0038】

LDV測定を含むセンサヘッド350の他の実施例が、図3Bにおいて概略的に示される。このセンサヘッド350は、患者の組織を経る透過について実施されるパルスオキシメータに適合される。そのような測定は、指、耳たぶ、及び頬を含むが、これに限定されない患者の多くの位置において実施されることが可能である。頬及び他の上皮組織において実施される患者の生理学的特性の測定は、参照によって本明細書に組み込まれている「Method For Measuring A Physiologic Parameter Using A Preferred Site」という発明の名称の下記の特許文献3において更に議論されている。

10

【特許文献3】米国特許出願第10/195,005号

【0039】

この特定の実施例では、センサヘッド350は、指、耳たぶ、頬等、組織フラップ352の両側に位置する2つの部分に分割される。センサヘッド350の第1部分350aは、異なる波長 λ_1 及び λ_2 において動作する2つの光源356及び358を含む。センサヘッド350のセンサ部分350bは、2つの源356及び358からの光を検出する光検出器360を含む。光ファイバ導波路362が、波長 λ_{LDV} のLDB探査光364を組織フラップ352の中に向け、LDV測定のためにサンプル組織からの周波数シフト光を受光するために、第2部分350bの上に配置される。

20

【0040】

他の実施例では、検出器360は、ドップラー散乱LDV信号光を検出するために使用されることが可能である。信号検出器360を使用しながらLDV光をパルスオキシメトリ光から区別する1つの方式は、LDV光及びパルスオキシメトリ光を異なる周波数において変調することである。更に、光ファイバ導波路362は、第1部分350aに配置されることが可能であり、一方、検出器360は、第2部分350bに配置されることが可能である。

30

【0041】

インピーダンス測定改良(Z改良)パルスオキシメータ・ユニット400の一実施例の概略図が、図4において示される。患者のインピーダンス測定は、2つの能動電極間に電流を流して、2つの受動電極間における結果的な電位差を測定することによって、通常実施される。測定されたインピーダンスは、電流が流れる組織及び流体の導電率に依拠する。血流のパルスは、電流経路における流体の量及びタイプの拍動変化に寄与し、これは、測定インピーダンスの拍動変化として検出される。

【0042】

ユニット400は、インピーダンス測定ユニット404及びパルスオキシメトリモジュール420を含む。インピーダンス測定ユニット404は、Z改良パルスオキシメータ400の主要ハウジングユニット406に組み込まれることが可能である。インピーダンス測定ユニット404は、信号生成装置408及び検出器414を含む。患者のインピーダンス測定は、通常、少なくとも4つの電極のシステムを使用して実施され、2つの外部電極が、信号で能動的に駆動され、2つの内部電極が、能動信号及び患者のインピーダンスに関する信号を受動的に受信する。従って、信号生成装置ユニット408の出力は、相互接続410に結合され、相互接続410は、能動電極を駆動するために、入力信号である信号 i_n を感知ヘッド412に配送する。相互接続410は、また、インピーダンス信号である信号 u_t を受動電極からインピーダンス検出器ユニット414に返す。電気相互接続410は、信号生成装置408をパルスオキシメトリ感知ヘッド412に接続する

40

50

複数の電気リードを含むことが可能であり、感知ヘッドからの入力信号及び出力信号は、異なる電気リードの上にあることが可能である。インピーダンスのこのタイプの構成の例が、参照によって本明細書に組み込まれている「Impedance Cardiograph and Method of Operation Utilizing Peak Aligned Ensemble Averaging」という発明の名称の下記の特許文献4に記載されている。

【特許文献4】米国特許第5,178,154号

【0043】

インピーダンス検出器ユニット414の出力は、インピーダンス分析器416に結合され、このインピーダンス分析器は、反復山値を決定及び整列させるために、第1微分試験等の動作を実施することが可能である。分析器ユニット416の出力417は、プロセッサユニット418に結合されることが可能であり、このプロセッサユニットは、次いで、パルスオキシメトリモジュール420をトリガーするために使用されるタイミング信号を生成することが可能である。分析器ユニット416は、インピーダンス測定を直接出力することも可能であり、それにより、オペレータは、インピーダンスを通知される。インピーダンスは、例えば、一連の数値として、デジタル方式で提示されることが可能であり、或は、例えば時間の関数として、グラフで提示されることが可能であり、或は、ある他の方式で提示されることが可能である。

【0044】

パルスオキシメトリモジュール420は、LEDドライバ回路422を介してLED励起信号を生成する電子機器と、 SaO_2 分析器ユニット424において実施される、戻りLED信号を処理して、血液酸素飽和度を計算するために必要なハードウェア/アルゴリズムとを通常含む。LED駆動信号は、電気相互接続426によってセンサユニット412に配送され、戻りパルスオキシメトリ信号は、電気相互接続428によって SaO_2 分析器ユニット424に搬送される。プロセッサユニット418は、血液による最大及び最小の光吸収の位置に対応する反復パルスオキシメトリ信号の山及び谷を同期して検出するために、タイミングパルス或はゲーティングパルスを生成することが可能であり、血液酸素飽和度を計算するために、アルゴリズムにおいて通常使用される。プロセッサユニット418は、入りインピーダンスデータを分析する任意の適切な手法を使用することが可能である。例えば、インピーダンスデータは、高速フーリエ変換、離散フーリエ変換、或は他の変換もしくははる過方法を受けることが可能である。幾つかの手法が、分析されたインピーダンス信号を使用してパルスオキシメトリ測定の結果の信号対雑音比を改善するのに利用可能である。これらの手法の幾つかは、上記特許文献4における類似性によって教示される。

【0045】

ユニット400は、パルスオキシメトリ結果をオペレータに表示するディスプレイ430を含むことが可能である。ディスプレイ230は、この場合はインピーダンスである、測定された拍動特性を表示することも可能である。情報は、例えば一連の数値として、デジタル方式で提示されることが可能であり、或は、例えば時間の関数として、グラフで提示されることが可能であり、あるいは、ある他の方式で提示されることが可能である。更に、システム400は、パルスオキシメトリデータ及び拍動データの両方を含めて、データを転送するためのある他のタイプの出力432を有することが可能である。例えば、出力232は、他のコンピュータ機器と通信する平行或は直列のデータポートとすることが可能である。患者の指504の表面上にあるセンサヘッドユニット502の1つの具体的な実施例を示す感知領域の拡大図が、図5において概略的に示される。センサヘッドユニット502は、LEDとすることが可能である、第1光源506及び第2光源508を含むことが可能である。光源506及び508は、検出器510から略等距離にあるように、検出器510をまたぐことが可能である。

【0046】

この特定の実施例では、インピーダンス測定技術は、1対の能動電極512及び514

10

20

30

40

50

、ならびに１対の受動電極５１６及び５１８を使用して実施される。電極５１２及び５１４は、電流刺激を指５０４に提供するために、患者の指５０４と接触する。電極５１２と５１４との間の流れる電流は、電極５１６と５１８との間において測定することができる電圧降下を展開し、電圧は、電流と組織及び／或は血液インピーダンスの積である。電極５１６と５１８との間において測定される電圧は、次いで、検出器４１４によって検出され、分析器４１６において分析されることが可能である。

【００４７】

図示された構成では、インピーダンス測定は、パルスオキシメトリ測定と略同じ物理的位置において実施されることが可能である。また、この構成では、インピーダンス信号は、血液パルスの到着と同期した拍動成分を通常含む。そのような場合、測定されたインピーダンス信号は、パルスオキシメトリ測定が患者の血流と同期して実施されることを保証するように、パルスオキシメトリ測定を開始するトリガーとして使用されることが可能である。

10

【００４８】

インピーダンス測定を含むセンサヘッド５５０の他の実施例が、図５Ｂにおいて概略的に示される。このセンサヘッド５５０は、患者の組織を経た透過について実施されるパルスオキシメータ測定に適合される。そのような測定は、指、耳たぶ、及び頬を含むが、これに限定されない患者の多くの位置において実施されることが可能である。頬及び他の上皮組織において実施される患者の生理学的特性の測定が、上記特許文献３において更に議論されている。

20

【００４９】

この特定の実施例では、センサヘッド５５０は、指、耳たぶ、頬等、組織フラップ５５２の両側に配置される２つの部分に分割される。センサヘッド５５０の第１部分５５０ａは、異なる周波数 λ_1 及び λ_2 において動作する２つの光源５５６及び５５８を含む。センサヘッド５５０の第２部分５５０ｂは、２つの源５５６及び５５８からの光を検出する光検出器５６０を含む。センサヘッド５５０は、また、電流を組織フラップ５５２に加えるための第１能動電極５６２及び第２能動電極５６４と、能動電極５６２と５６４との間を流れる電流のために生じる電位差を測定するための２つの受動電極５６６及び５６８とを含む。

【００５０】

この特定の実施例では、電極は、能動電極５６２と５６４との間の電流経路５７０が、パルスオキシメトリ光源５５６及び５５８によってサンプリングされる領域を通過するように位置決めされる。更に、受動電極５５６と５６８との間に引かれる線５７２が、電流経路５７０と交差する。

30

【００５１】

タイミング図が、図７において提示され、ＥＣＧ信号７０１、パルスオキシメータ信号７０２、インピーダンス信号７０４、及びＬＤＶ信号７０６の間の相対タイミングを示す。この場合、インピーダンス信号及びＬＤＶ信号は、例えば図３及び５に示されるように、パルスオキシメータ測定部位に近接して実施されたと想定され、従って、インピーダンス測定或はＬＤＶ測定間の遅延、及び測定部位を流れる血液のパルスの結果である光吸収の変化は、比較的小さい。

40

【００５２】

この構成では、血液における光吸収の増大に対応するパルスオキシメトリ信号７０８の最小値は、インピーダンス信号７０４の最小値７１０と略同じ時間（ t_{min} ）において生じることが可能であり、両信号の最小値は、血液パルスの到着を表すことが可能である。同様に、７０８パルスオキシメータ信号７０２の最小値は、最大血流速度に対応して、ＬＤＶ信号７０６の最大値７１６と略一致する。

【００５３】

また、パルスオキシメトリ信号７０２の最大値７１２は、インピーダンス信号７０４の最大値７１４及びＬＤＶ信号７０６の最小値７１８と略同じ時間（ t_{max} ）において生

50

じることが可能である。従って、インピーダンス信号 704 及び / 或は LDV 信号 706 は、パルスオキシメトリデータを収集するトリガーとして使用されることが可能である。LDV 測定或はインピーダンス測定が、パルスオキシメトリ測定の測定部位に近接して実施される場合、インピーダンス測定及び / 或は LDV 測定とパルスオキシメトリ信号とのタイミングは、患者が移動する場合でさえ、著しくは変化しない。従って、パルスオキシメータの光源は、 t_{min} 及び t_{max} 付近においてパルスを出すようにトリガーされることが可能であり、この場合、集団平均の雑音は、低減されるはずである。

【0054】

図 9 に示される他の手法では、パルスオキシメトリデータは、パルスオキシメータ信号 702 のサンプリングを表す 1 列のサンプリングデータとして受信される。データは、関連する時間スタンプと共に、バッファに記憶される。パルスオキシメトリデータは、 POD_i として表され、下付き文字「 i 」は、整数を表し、時間スタンプデータは、 t_i によって表される。 PMD_j と表される LDV 測定或はインピーダンス測定等の拍動測定のデータも、 t_j によって表される関連する時間スタンプと共に、記憶される。関連する血液吸収値が最大値であることが既知であるという所定値を表す PMD_j の選択値である $PMD_{j_{max}}$ が選択される。次いで、時間スタンプ $t_{j_{max}}$ が $t_{j_{max}}$ に最も近い $POD_{i_{max}}$ の値が、血液吸収の最大値を表す PMD の値として選択されることが可能である。同様に、関連する血液吸収が最小値にあることが既知であるという所定値を表す時間 $t_{j_{min}}$ が選択されることが可能であり、時間スタンプ $t_{i_{min}}$ が $t_{i_{min}}$ に最も近い $POD_{i_{min}}$ の値が、血液吸収の最小値を表す PMD の値として選択されることが可能である。次いで、ヘモグロビン酸素飽和度は、 $PMD_{i_{max}}$ 及び $PMD_{i_{min}}$ を使用して計算されることが可能である。

【0055】

上記で指摘されたように、インピーダンス信号及び LDV 信号は、パルスオキシメトリ測定を改善するために使用されることが可能である拍動患者特性の例である。使用されることが可能である拍動特性は、2 つの広範なカテゴリに入る。1 つは、血圧、音響心拍信号等、心臓の収縮の結果である拍動特性である。このカテゴリは、インピーダンス特性及び LDV 特性をも含む。他のカテゴリは、心臓の収縮の結果ではない拍動特性である。このタイプの特性の例は、ECG 信号である。

【0056】

拍動特性を測定するために使用される装置は、パルスオキシメトリ測定が実施される部位に近接して配置されることが可能である。ここで、「近接又は近傍」という用語は、測定部位の付近の位置だけでなく、測定部位における位置をも網羅することを意図する。拍動特性の近接測定によって提供される利点は、パルスオキシメトリ測定と拍動特性との間の相対タイミングが、患者の動作に対してより鋭敏ではないということを含む。従って、拍動特性を含むことの結果であるパルスオキシメトリ信号対雑音の改善も、患者の動作に対してより鋭敏ではない。更に、異なるタイプの源、検出器、及び他の構成要素を単一センサヘッド内に組み合わせることにより、改良パルスオキシメータ・システムを製造するコストが全体として低減されることになる可能性がある。

【0057】

他の実施例では、拍動特性は、パルスオキシメトリ測定部位から取り除かれたある位置において測定されることが可能である。例えば、患者の胸に対して実施されたインピーダンス測定が、患者の指に対して実施されたパルスオキシメトリ測定と関連して使用されることが可能である。拍動測定がパルスオキシメトリ測定部位から更に取り除かれると、拍動特性のタイミングと、パルスオキシメトリ測定において検出される光吸収変化のタイミングとの間の遅延は、大きくなる可能性がある。患者の上の 1 つの位置において実施された測定は、他においてより、アーティファクトの動作に対して鋭敏ではない可能性がある。

【0058】

ECG 信号をパルス特性として使用することに付随する問題は、ECG 監視は、患者の

胸にわたって広範に間隔をおいて位置する幾つかの電極の配置を通常含むことである。一方、心臓の収縮により生じる拍動特性の測定は、単一センサ、或は患者に結着された単一ハウジング上にある１セットの近接した間隔で位置するセンサを使用して測定されることが可能である。更に、患者は、心臓への刺激が不適切である心臓条件を有する可能性がある。心臓の収縮により生じる拍動特性の使用は、不適切な刺激から、或は異常な方式で刺激に応答する心臓から生じる問題を回避する。パルスオキシメトリ測定の目的は、身体の回りの血液の流れによって影響を受ける量を測定することであるので、追加の信号として、身体の周囲の血液の流れに直接関係する他の入力を使用することが有利である。

【００５９】

本発明の他の実施例では、パルスオキシメトリユニットは、ヘモグロビン酸素飽和度の測定のために、２つ以上の拍動信号の入力を含むことが可能である。そのようなシステム１０００の一実施例が、図１０において概略的に示される。例えば、ユニット１０００は、パルスオキシメトリデータのための入力１００６の他に、心臓の収縮の結果である拍動信号のための２つの入力１００２及び１００４を含むことが可能である。そのような場合、第１入力信号は、第１検出器／分析器１０１２によって検出及び／或は分析されることが可能であり、第２入力信号は、第２検出器／分析器１０１４によって検出及び／或は分析されることが可能である。第３入力１００６において受信されるパルスオキシメトリ測定は、パルスオキシメータ・ユニット１０１６において検出及び／或は分析されることが可能である。２つの入力１００２及び１００４に加えられる拍動信号は、異なるタイプの拍動特性と関連付けられることが可能であり、或は、同じタイプの特性に
異なるタイプの拍動特性と関連付けられることが可能である。更に、２つの入力１００２及び１００４に加えられる信号は、患者の上の同じ位置において、或は異なる位置において作成されることが可能である。図示すために、入力１００２及び１００４に加えられる信号は、両方とも、患者の上の同じ位置或は異なる位置において測定されたＬＤＶ信号とすることが可能である。

【００６０】

プロセッサ１０１８は、パルスオキシメトリ測定をトリガーすること、及びパルスオキシメトリデータを分析することに関して上記で議論された機能を実施することに加えて、受信された拍動データが有用であることを判定するために、様々な検査を実施する、或は動作を確認することも可能である。例えば、プロセッサ１０１８は、予測された対応が拍動特性の２つの測定間に存在するかを判定するために、２つの入力１００２及び１００４において受信されたデータを比較することが可能である。次いで、プロセッサ１０１８は、パルスオキシメータ・ユニット１０１６をトリガーするために、測定された拍動信号のどちらかを使用するか、或はそうでない場合はパルスオキシメータ測定の分析を補助するかを判定することが可能である。プロセッサ１０１８は、測定拍動信号のそれぞれについて信号対雑音を決定して、パルスオキシメータ測定をトリガーする、或はそうでない場合はパルスオキシメータ測定の分析を補助するのにより有用な信号対雑音レベルを有する測定拍動信号を使用することも可能である。

【００６１】

ユニット１０００は、測定されたパルスオキシメトリ及び拍動の結果をディスプレイ（図示せず）に出力することが可能であり、或は、ある他のタイプの出力（図示せず）で、測定データを他の機器に伝送することが可能である。

【００６２】

入力１００２及び１００４の一方は、心臓の収縮によっては生成されないＥＣＧ測定或は他の拍動特性を含むことも可能である。例えば、心臓の収縮によって生成された拍動特性を、心臓の収縮によって生成された拍動特性がある方式でＥＣＧ信号に対応することを保証する制御として、ＥＣＧ信号と比較することが有用である可能性がある。例えば、１つの試験が、心臓の収縮の結果である拍動特性が、ＥＣＧ信号の率と等しい率で生じることを保証することが可能である。率が変化する、或は２つの信号間の相対位相が変化する事象が、患者の状況の変化を表すことが可能であり、警報を設定する十分な理由であることさえ可能である。更に、２つの拍動信号の相対性質の変化が、２つの拍動信号の一方の

10

20

30

40

50

測定失敗を示すために使用されることが可能である。

【0063】

パルスオキシメトリ測定の有用性に影響を与える可能性がある他のファクタは、測定が行われている間の患者の動作である。具体的には、パルスオキシメトリ測定が実施されている患者の一部等の患者の動作は、パルスオキシメトリ測定のあらゆるトリガーと、パルスオキシメトリ測定における吸収極値との間のタイミングの変化となる可能性がある。例えば、実際のトリガーが、単一心拍に係るパルスオキシメトリ測定のウィンドウを設定するために使用される場合、患者の動作は、そのウィンドウ内において動き回るパルスオキシメトリ測定の吸収最大値となる可能性がある。患者が動く結果としてのパルスオキシメトリ測定のこの相対時間シフトは、患者がショック状態にある、震えている、或は発作を起こしているとき等、動作が大きい、無作為である、及び/或は激しいとき、特に重要である。

10

【0064】

患者の動作に関連する問題を低減するのに有用である可能性があるパルスオキシメータ・システム600の1つの具体的な例が、図6において概略的に示される。この実施例では、パルスオキシメータ・センサユニット606が、患者の指先602に結着される。患者の手604は、不動ではなく、パルスオキシメトリ測定が実施されている間、自由に動く。LED及び検出器を含むセンサヘッド606が、患者の指先602に結着される。感知ヘッド606は、相互接続610によって、主要信号処理ユニット608に結着される。

20

【0065】

本発明の一実施例では、感知ヘッド606は、感知ヘッド606の不規則な動作、周期的な動作(タッピング等)、或は更には激しい動作を感知することが可能である、線形加速度計等の動作センサを組み込むことが可能である。そのような動作は、パルスオキシメトリシステムの通常動作を妨害する可能性がある。感知ヘッド606が極端に或は激しく動く場合等、検出された動作が特定の閾値より大きい場合、動作センサからの信号は、それらの事象中に収集されたデータを無視するように、主要信号処理ユニット608においてブランキングコマンドを生成するために使用されることが可能である。反対に、感知ヘッド606が静止している期間中、動作センサからの信号は、未加工データが下流処理に許容可能であると確認するために、ゲーティングコマンドとして使用されることが可能である。他の手法では、主要信号処理ユニットは、特定の閾値を超える動作を動作センサが検出する間、パルスオキシメトリデータを取り入れないようにプログラムされることが可能である。

30

【0066】

加速度計の一実施例では、動作センサは、ナショナルインストゥルメンツインク(National Instruments Inc.)[テキサス州オースチン所在]等の複数のベンダから市販されている小さい圧電装置である。

【0067】

本発明の他の実施例では、動作センサは、患者の隣接する指先612の上に取り付けられることが可能であり、電気相互接続614を介して、主要信号処理ユニット608に結合されることが可能である。他の実施例では、動作センサ618は、患者の前腕の上等、患者の上の他の箇所に取り付けられることが可能である。別々に取り付けられたセンサ618は、電気相互接続620を介して、主要信号処理ユニット608に結合されることが可能である。ユニットディスプレイ622は、患者の動作がある閾値を超えたことを示すことが可能であり、例えば、パルスオキシメトリ測定に悪影響を与えるのに十分である可能性がある。

40

【0068】

図11は、ブランキング信号及び動作信号の相対タイミングを示す2つの曲線を示す。曲線1102は、動作センサからの出力の例であり、時間t1前及び時間t2後において比較的穏やかであることを示す。しかし、t1とt2との間の期間では、動作センサ出力

50

に反映されているように、患者は動いている。パルスオキシメータ・システムは、検出された動作に関するブランキング信号 1 1 0 4 を創出することが可能である。例えば、ブランキング信号は、動作がある閾値より大きいと検出されるとき、ターンオンされることが可能であり、動作が、その閾値を超えた以前の工程に続くある時間期間内にその閾値を超える場合、留まることが可能である。ブランキング信号 1 1 0 4 はまた異なる動作基準に従って設定できる。

【0069】

ブランキング信号 1 1 0 4 は、患者の動作に関するデータの分析に使用されるあらゆるプロセスについて使用されることが可能である。例えば、ブランキングデータは、正確なパルスオキシメトリ読取りを実施するには過剰過ぎると見なされる動作の期間中に取り入れられたデータにタグ付けするために使用されることが可能であり、従って、過剰動作の期間中に取り入れられたそれらのデータは、パルスオキシメトリ結果を生成するとき、無視されることが可能である。動作信号 1 1 0 2 は、そうでない場合、パルスオキシメトリ測定を実施するのを補助することも可能である。例えば、ユニットは、患者の動作の 1 つ或は複数の周波数を決定するために、動作信号 1 1 0 2 を分析することが可能であり、次いで、パルスオキシメトリデータを分析するとき、動作周波数に対応する 1 つ或は複数の周波数を有するそれらのアーティファクトをろ過することが可能である。

10

【0070】

患者の指 8 0 2 において等、患者に結着可能なセンサヘッド 8 0 0 の実施例が、図 8 において概略的に示される。センサヘッド 8 0 0 は、2 つの異なる波長の光を患者に向けるための第 1 光源 8 0 6 及び第 2 光源 8 0 8、ならびに光信号を検出する光検出器 8 1 0 を含む本体 8 0 4 を有する。光源 8 0 6 及び 8 0 8 ならびに光検出器 8 1 0 は、ヘモグロビン酸素濃度の測定を実施するために使用されることが可能である。センサヘッド 8 0 0 は、本体 8 0 4 と統合されることが可能である動作センサ 8 1 2 としてでもある。動作センサ 8 1 2 は、患者の動作に関する情報を提供するために、パルスオキシメータ制御装置に結合されることが可能である。センサヘッド 8 0 0 は、患者の拍動特性を測定するために、センサ 8 1 4 の少なくとも一部を含むことも可能である。図示された例では、拍動センサ 8 1 4 は、患者からの L D V 信号を受信するためのファイバ 8 1 6 を含む。ファイバ 8 1 6 は、L D B 探査光を患者に向けることも可能である。

20

【0071】

本発明は、上述された特定の例に限定されると考慮されるべきではなく、添付の請求項において公正に述べられるように、本発明の全ての局面を包含すると理解されるべきである。本発明を適用され得る様々な変更、等価なプロセスは、数々の構造と共に、本明細書の検討に及んで、本発明に関わる技術における当業者には容易に明らかになるであろう。特許請求の範囲はそうした変更及び装置等を包含すべく意図されている。

30

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図 1】血液酸素飽和レベルを決定するための、患者の指先に結着された非侵襲性パルスオキシメトリユニットを示す図である。

【図 2】本発明の実施例による、改良パルスオキシメトリユニットの概略的なブロック図である。

40

【図 3 A】本発明の実施例による、レーザドップラー流速測定検出器を含み、患者に結着されるパルスオキシメトリセンサの概略的な断面図を示す。

【図 3 B】本発明の実施例による、レーザドップラー流速測定検出器を含み、患者に結着されるパルスオキシメトリセンサの概略的な断面図を示す。

【図 4】本発明の他の実施例による、改良パルスオキシメトリユニットの概略的なブロック図である。

【図 5 A】本発明の他の実施例による、インピーダンスセンサを含み、患者に結着されるパルスオキシメトリセンサの概略的な断面図である。

【図 5 B】本発明の他の実施例による、インピーダンスセンサを含み、患者に結着される

50

パルスオキシメトリセンサの概略的な断面図である。

【図 6】本発明の実施例による、動作検出を組み込む非侵襲性パルスオキシメトリ測定ユニットの概略図である。

【図 7】パルスオキシメータ信号、インピーダンス信号、及びレーザドップラー流速測定信号の時間依存性を示す概略図である。

【図 8】本発明の実施例による、患者の動作を検出する検出器を含むパルスオキシメータ・センサヘッドの概略図である。

【図 9】パルスオキシメトリデータの分析に使用されるデータバッファの内容を示す概略図である。

【図 10】本発明の実施例による、パルスオキシメトリ測定の他に、2つの拍動特性の入力を含むパルスオキシメトリシステムの実施例を示す概略図である。 10

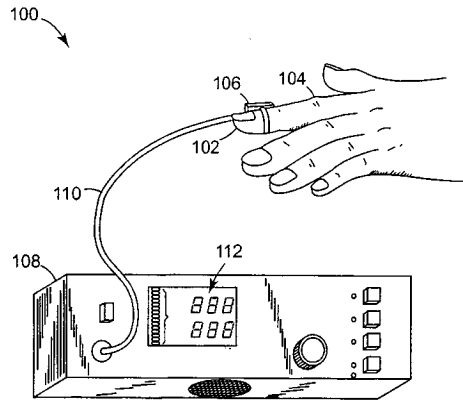
【図 11】本発明の実施例による、動作検出及び動作検出信号の生成を概略的に示すタイミング図である。

【符号の説明】

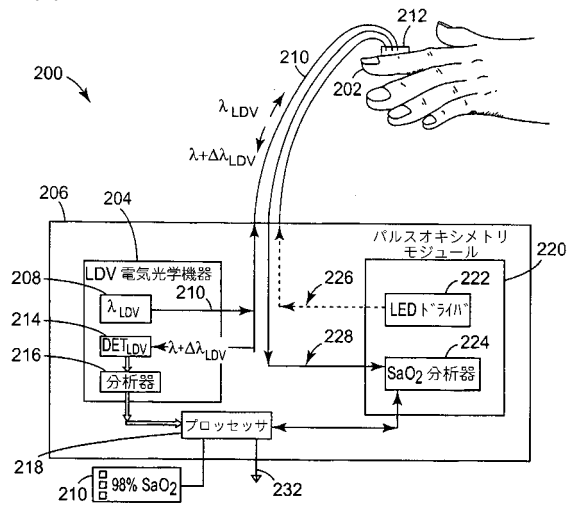
【0073】

100	パルスオキシメトリシステム	
102	患者の指先	
104	患者の手	
106	センサヘッド	
108	主要信号処理ユニット	20
110	相互接続	
112	データ・ディスプレイ	
200	(LDV改良)パルスオキシメータ	
202	患者の指先	
204	LDV電気光学ユニット	
206	ハウジングユニット	
208	LDVレーザユニット	
210	光ファイバ導波路	
212	パルス酸素感知ヘッド	
214	LDV検出器ユニット	30
216	分析器ユニット	
218	プロセッサユニット	
220	パルスオキシメトリモジュール	
222	LEDドライバ回路	
224	SaO ₂ 分析器ユニット	
226, 228	電気相互接続	
232	出力	

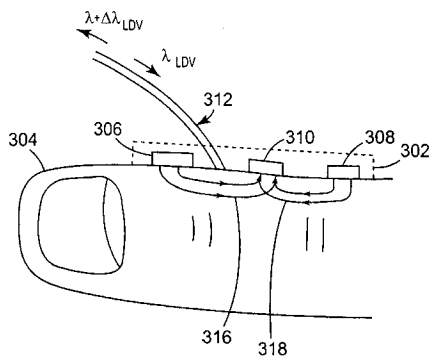
【図 1】



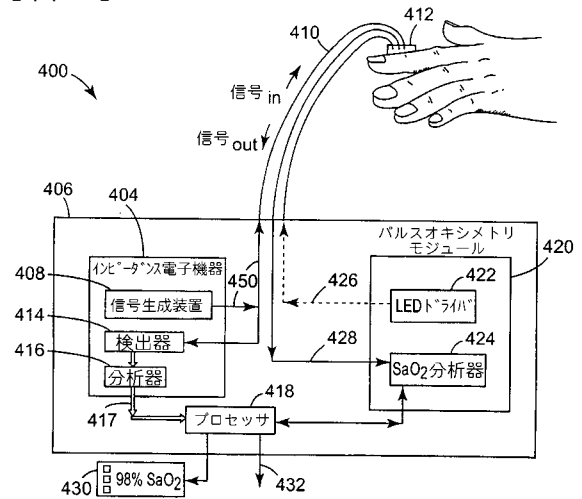
【図 2】



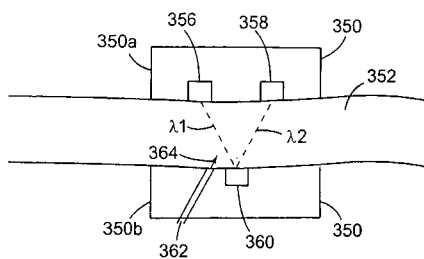
【図 3 A】



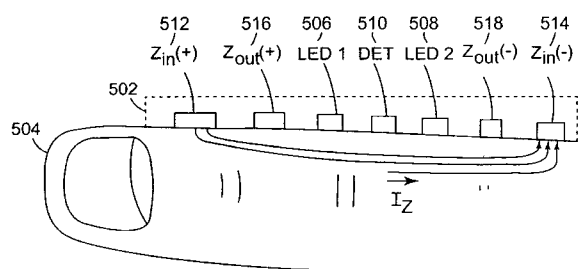
【図 4】



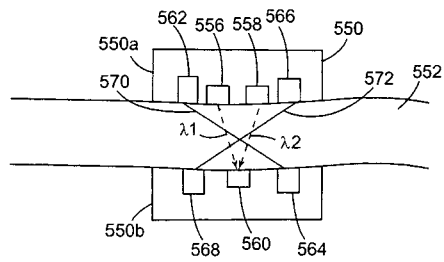
【図 3 B】



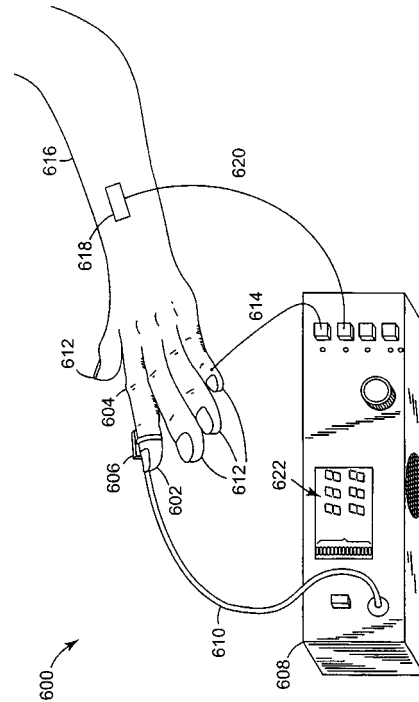
【図 5 A】



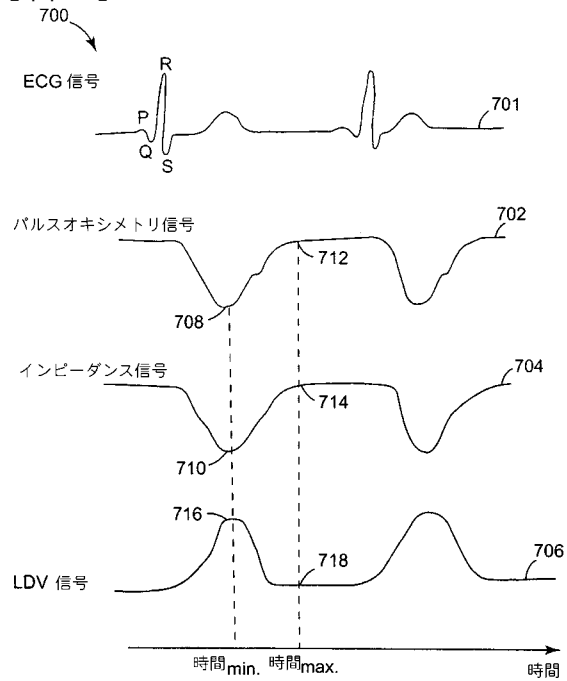
【図 5 B】



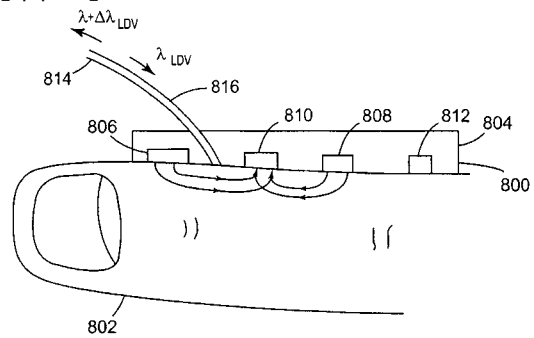
【図 6】



【図 7】



【図 8】

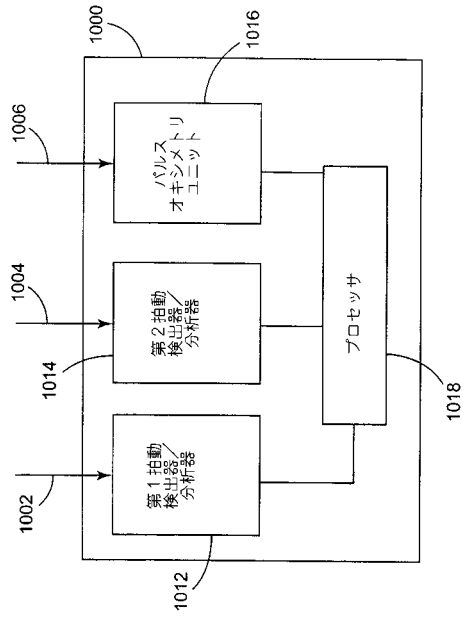


【図 9】

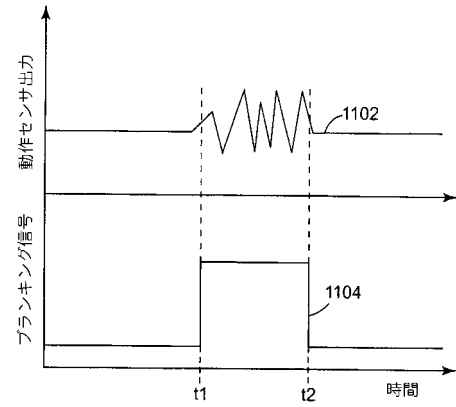
POD _i	t _i
POD ₁	t ₁
POD ₂	t ₂
POD ₃	t ₃
POD ₄	t ₄
POD ₅	t ₅
...	...
...	...

PMD _i	tt _i
PMD ₁	tt ₁
PMD ₂	tt ₂
PMD ₃	tt ₃
PMD ₄	tt ₄
PMD ₅	tt ₅
...	...
...	...

【図 10】



【図 11】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/JP 03/25212
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/145		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 86 05674 A (NELLCOR INC) 9 October 1986 (1986-10-09)	1-3, 8-11, 17, 18, 20-24, 29-32, 34, 40-44, 47-51, 55, 56, 63-66, 75, 76, 80-85, 95, 96
Y	page 6, line 7 -page 7, line 28 page 8, line 29 -page 11, line 6 page 13, line 28 -page 14, line 18 -/--	15, 37, 38, 57, 91-94
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 December 2003		Date of mailing of the international search report 22/12/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Völlinger, M

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/US 03/25212

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	page 28, line 30 -page 30, line 31 page 37, line 3-16 figure 1 --- WO 95 10222 A (NELLCOR INC) 20 April 1995 (1995-04-20)	1-3, 6-10, 17-24, 27-32, 34, 40-44, 47, 49-51, 55,56, 58-61, 63-67, 69-76, 80-85, 88-90, 95,96
	page 3, line 10-29 page 6, line 36 -page 8, line 2 page 8, line 6 -page 9, line 4 page 13, line 17-26 claims 6,7,10,11 --- US 5 025 791 A (NIWA MINORU) 25 June 1991 (1991-06-25)	15,37, 38,57, 91-94
Y	column 1, line 66 -column 2, line 13 column 3, line 15-28 column 6, line 21-26 figure 1 --- US 5 226 417 A (WARRING JESSICA A ET AL) 13 July 1993 (1993-07-13)	1,15,20, 21,37, 38,49, 57,66, 91-94
	column 2, line 43 -column 3, line 27 column 4, line 40-63 column 7, line 12-55 column 8, line 25-37 -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US 03/25212

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 8605674	A	09-10-1986	US 4802486 A	07-02-1989
			AU 592561 B2	18-01-1990
			AU 5667786 A	23-10-1986
			CA 1260613 A1	26-09-1989
			CN 86102111 A	04-02-1987
			DE 3671602 D1	05-07-1990
			EP 0217918 A1	15-04-1987
			JP 5060927 B	03-09-1993
			JP 62500843 T	09-04-1987
			WO 8605674 A1	09-10-1986
			US 4928692 A	29-05-1990
			US 4934372 A	19-06-1990
			US RE35122 E	19-12-1995
			US 4911167 A	27-03-1990
WO 9510222	A	20-04-1995	US 5485847 A	23-01-1996
			AU 5011899 A	02-12-1999
			AU 7845794 A	04-05-1995
			CA 2173596 A1	20-04-1995
			DE 69432222 D1	10-04-2003
			DE 69432222 T2	11-12-2003
			EP 0727960 A1	28-08-1996
			JP 10510440 T	13-10-1998
			WO 9510222 A1	20-04-1995
US 5025791	A	25-06-1991	NONE	
US 5226417	A	13-07-1993	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,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,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,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,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM ,ZW

(72)発明者 ラプランテ、ポーリタ

アメリカ合衆国 5 5 0 7 7 ミネソタ、インバー・グローブ・ハイツ、アクロン・アヴェニユ
1 0 6 5 6

Fターム(参考) 2G059 BB12 CC07 CC18 EE01 EE11 GG01 GG02 GG03 JJ17 KK01
4C038 KK01 KL07 KM03

专利名称(译)	脉搏血氧仪使用额外的脉动信号		
公开(公告)号	JP2005535407A	公开(公告)日	2005-11-24
申请号	JP2004529319	申请日	2003-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	光学传感器公司		
申请(专利权)人(译)	光学传感器公司		
[标]发明人	キンボールヴィクターイー ラプランテポーリタ		
发明人	キンボール、ヴィクター、イー ラプランテ、ポーリタ		
IPC分类号	G01N21/27 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/0245 A61B5/026 A61B5/0285 A61B5/0402 A61B5/053 A61B5/145 A61B5/1455 A61B5/1464 A61B5/1495 A61B7/04		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/021 A61B5/02125 A61B5/0245 A61B5/0261 A61B5/0285 A61B5/0295 A61B5/0402 A61B5/0535 A61B5/14551 A61B5/1464 A61B5/6826 A61B5/6838 A61B5/721 A61B5/7285 A61B7/04 A61B2562/0233 A61B2562/043		
FI分类号	A61B5/14.310 G01N21/27.Z		
F-TERM分类号	2G059/BB12 2G059/CC07 2G059/CC18 2G059/EE01 2G059/EE11 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/JJ17 2G059/KK01 4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KM03		
代理人(译)	大桥邦彦		
优先权	10/222618 2002-08-16 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

需要一种技术来补偿或消除附着于患者的临床治疗监测设备中的运动引起的伪影。此外，当患者的血氧饱和度远低于正常生理区域或低血流环境时，有必要扩大与患者相关的脉搏血氧仪的精确操作范围。。因此，本发明涉及通过结合附加信号来改进脉冲血氧计，以帮助触发脉搏血氧计或帮助分析由脉冲血氧计接收的数据。这些方法包括测量患者在脉搏血氧测量部位附近的位置或患者在测量部位的脉动特征，或者使用由患者心脏收缩引起的脉动特征。

