

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4987057号
(P4987057)

(45) 発行日 平成24年7月25日 (2012. 7. 25)

(24) 登録日 平成24年5月11日 (2012. 5. 11)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/1455 (2006. 01)

A 6 1 B 5/14 3 2 2

A 6 1 B 5/00 (2006. 01)

A 6 1 B 5/00 1 0 2 C

請求項の数 17 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2009-242957 (P2009-242957)	(73) 特許権者	500000212
(22) 出願日	平成21年10月22日 (2009. 10. 22)		マシモ・コーポレーション
(62) 分割の表示	特願2000-594379 (P2000-594379) の分割		アメリカ合衆国、9 2 6 1 8 カリフォル ニア州、アーバイン、パーカー、4 0
原出願日	平成12年1月25日 (2000. 1. 25)	(74) 代理人	100079049
(65) 公開番号	特開2010-12335 (P2010-12335A)		弁理士 中島 淳
(43) 公開日	平成22年1月21日 (2010. 1. 21)	(74) 代理人	100084995
審査請求日	平成21年10月22日 (2009. 10. 22)		弁理士 加藤 和詳
(31) 優先権主張番号	60/117, 097	(74) 代理人	100085279
(32) 優先日	平成11年1月25日 (1999. 1. 25)		弁理士 西元 勝一
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	キアニ、 マッシ、 イー、
(31) 優先権主張番号	60/161, 565		アメリカ合衆国 9 2 6 7 7 カリフォル ニア州 ラグナ ニグエル プリンディジ 3 5
(32) 優先日	平成11年10月26日 (1999. 10. 26)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 汎用／アップグレード用パルス酸素濃度計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の少なくとも1つの生理的状态を監視するシステムであって、

ポータブル生理的測定装置であって、第1のローカル・ディスプレイと第1のプロセッサを備え、該第1のプロセッサは、1つ以上の生理的パラメータの値を決定するために測定データを処理するように構成され、該ポータブル生理的測定装置は、ポータブル・モードで作動することができ、該ポータブル・モードは、1つ以上のセンサとの通信を通して患者の該1つ以上の生理的パラメータのスタンドアロン・ユニットとしてポータブル監視を提供し、該ポータブル生理的測定装置は、ドッキング・モードで作動することができ、該ドッキング・モードは患者の1つ以上の生理的パラメータの監視を提供する、該ポータブル生理的測定装置と、

ドッキング・ステーションであって、前記ポータブル生理的測定装置と組み合わせられたときに患者監視装置を形成し、該ドッキング・ステーションは、前記ポータブル生理的測定装置から得られた測定データ以外の測定データを少なくとも処理することによって追加の生理的パラメータを測定するように構成され、該ドッキング・ステーションは、前記ポータブル生理的測定装置が少なくとも前記ドッキング・モードで作動するとき前記ポータブル生理的測定装置と嵌合するように構成された、該ドッキング・ステーションと、

を備え、

前記ポータブル生理的測定装置は、前記ドッキング・ステーションと電氣的通信をし、
前記ドッキング・ステーションは、第2のローカル・ディスプレイと電氣通信をし、

10

20

ドッキング・ステーション・プロセッサは、前記ドッキング・ステーションと関連付けられている

ことを特徴とする前記システム。

【請求項 2】

前記ドッキング・ステーション・プロセッサは、前記ポータブル生理的測定装置が少なくともドッキング・モードで作動するとき、前記患者の監視された前記 1 つ以上の生理的パラメータの少なくとも 1 つが表示されるために前記ドッキング・ステーションと通信する第 2 の患者監視システムによって使用できる出力を発生することを特徴とする請求項 1 の前記システム。

【請求項 3】

前記患者監視装置は、ディスプレイ装置と通信することを特徴とする請求項 1 の前記システム。

【請求項 4】

前記 1 つ以上の生理的パラメータは、血中酸素量、呼吸気、血圧、心電図（心臓の活動電位の時間的变化）、脈拍の 1 つ以上を有することを特徴とする請求項 1 の前記システム。

【請求項 5】

ポータブル測定器を利用した患者監視方法であって、

スタンドアロン患者監視システムを形成するドッキング・ステーションから物理的及び電氣的に離隔されたポータブル測定器で、1 つ以上の生理的パラメータの値を得るために、第 1 の生理的測定を実行するステップであって、該ドッキング・ステーションは、前記ポータブル生理的測定器が少なくとも前記ドッキング・モードで作動するとき前記ポータブル測定器と嵌合するように構成され、前記ポータブル生理的測定装置は、前記ドッキング・ステーションと電氣的通信をし、前記ドッキング・ステーションは、第 2 のローカル・ディスプレイと電氣通信をし、前記ドッキング・ステーションは、ドッキング・ステーション・プロセッサと関連付けられている、該ステップと、

前記スタンドアロン器の表示部上に、前記第 1 の測定に関連する情報を提供するステップと、

前記ドッキング・ステーションと嵌合された前記ポータブル測定器で、第 2 の生理的測定を実行するステップと、

前記ドッキング・ステーションに前記第 2 の生理的測定を送信するステップと、

第 3 の生理的測定を実行するステップであって、該第 3 の生理的測定は、前記スタンドアロン器に利用可能でない測定データを処理する、該ステップと、

前記ドッキング・ステーションと通信する監視器上に、前記第 2 及び第 3 の測定に関連する情報を提供するステップと、

を備えた前記方法。

【請求項 6】

前記ポータブル生理的測定器が前記ドッキング・ステーションと嵌合されるときに前記ドッキング・ステーションと通信する監視器上に、前記第 1 に関連する情報を提供するステップを更に備えたことを特徴とする請求項 5 記載の前記方法。

【請求項 7】

前記生理的測定は、血中酸素量、呼吸気、血圧、心電図（心臓の活動電位の時間的变化）、脈拍の 1 つ以上の測定を有することを特徴とする請求項 5 記載の前記方法。

【請求項 8】

患者の少なくとも 1 つの生理的状态を監視するシステムであって、

ポータブル生理的測定装置であって、該ポータブル生理的測定装置は、第 1 のローカル・ディスプレイと第 1 のプロセッサを備え、該第 1 のプロセッサは、1 つ以上の生理的パラメータの値を決定するために測定データを処理するように構成され、該ポータブル生理的測定装置は、ポータブル・モードで作動することができ、該ポータブル・モードは、1 つ以上のセンサとの通信を通して患者の該 1 つ以上の生理的パラメータのスタンドアロン

10

20

30

40

50

・ユニットとしてポータブル監視を提供し、該ポータブル生理的測定装置は、統合モードで作動することができ、該統合モードは患者の１つ以上の生理的パラメータの統合監視を提供する、該ポータブル生理的測定装置と、

ドッキング・ステーションであって、該ドッキング・ステーションは、患者監視装置を形成し、前記ポータブル生理的測定装置からの信号以外の信号を少なくとも処理することによって生理的パラメータを測定するように構成され、該ドッキング・ステーションは、前記ポータブル生理的測定装置が少なくとも前記統合モードで作動するとき前記ポータブル生理的測定装置と嵌合するように構成された該ドッキング・ステーションと、

を備え、

前記ポータブル生理的測定装置は、前記ドッキング・ステーションと電氣的通信をし、

前記ドッキング・ステーションは、第２のローカル・ディスプレイと電氣通信をし、

ドッキング・ステーション・プロセッサは、前記ドッキング・ステーションと関連付けられている

ことを特徴とする前記システム。

【請求項 9】

前記１つ以上の生理的パラメータは、血中酸素濃度を有することを特徴とする請求項 8 記載の前記システム。

【請求項 10】

前記ポータブル生理的測定装置は、ノイズが生ずる動作の存在において血中酸素濃度を測定することができることを特徴とする請求項 9 記載の前記システム。

【請求項 11】

前記ドッキング・ステーションと関連付けられた前記プロセッサは、前記ポータブル生理的測定装置が少なくともドッキング・モードで作動するとき前記患者の監視された前記１つ以上の生理的パラメータの少なくとも１つが表示されるために前記ドッキング・ステーションと通信する第２の患者監視システムによって使用できる出力を発生することを特徴とする請求項 8 記載の前記システム。

【請求項 12】

前記ドッキング・ステーションは、前記第２の患者監視システムにセンサ信号を送信することにより前記第２の患者監視システムと通信することを特徴とする請求項 11 記載の前記システム。

【請求項 13】

前記患者監視システムは、ディスプレイ装置と通信することを特徴とする請求項 11 記載の前記システム。

【請求項 14】

前記１つ以上の生理的パラメータは、血中酸素量、呼吸気、血圧、心電図（心臓の活動電位の時間的变化）、脈拍の１つ以上を有することを特徴とする請求項 8 記載の前記システム。

【請求項 15】

ポータブル測定器を利用した患者監視方法であって、

スタンドアロン患者監視システムを形成するドッキング・ステーションから物理的及び電氣的に離隔されたポータブル測定器で、第１の生理的測定を実行するステップであって、該ドッキング・ステーションは、前記ポータブル生理的測定器が少なくとも前記ドッキング・モードで作動するとき前記ポータブル測定器と嵌合するように構成され、前記ポータブル生理的測定装置は、前記ドッキング・ステーションと電氣的通信をし、前記ドッキング・ステーションは、第２のローカル・ディスプレイと電氣通信をし、前記スタンドアロン器の表示部上に、前記第１の測定に関連する情報を提供し、前記ドッキング・ステーションは、前記ポータブル生理的測定から得られた測定データ以外の少なくとも測定データを処理することにより追加の生理的パラメータを測定するように構成されている、該ステップと、

前記ドッキング・ステーションと嵌合された前記ポータブル測定器で第２の生理的測定

10

20

30

40

50

を実行するステップと、

前記ドッキング・ステーションに前記第2の生理的測定を送信するステップと、

前記ドッキング・ステーションと通信する監視器上に、前記第2の測定に関連する情報を提供するステップと、

を有する前記方法。

【請求項16】

前記ポータブル生理的測定器が前記ドッキング・ステーションと嵌合するときに前記ドッキング・ステーションと通信する監視器上に、前記第1に関連する情報を提供するステップを更に備えたことを特徴とする請求項15記載の前記方法。

【請求項17】

前記生理的測定は、血中酸素量、呼吸気、血圧、心電図（心臓の活動電位の時間的变化）、脈拍の1つ以上の測定を有する請求項15記載の前記方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

酸素測定とは、血中の酸素濃度状態を測定することをいう。酸素供給が不十分であると、数分で脳障害や脳死をもたらす虞があることから、血中酸素濃度の低下を早期に検知することは、例えば重傷者管理や外科的処置等の医療分野において重要である。パルス酸素測定は、酸素供給の指標である動脈血の酸素飽和度を測定するための、広く容認された無侵襲的手法である。パルス酸素測定システムは、患者に取り付けるセンサ、パルス酸素濃度計、センサとパルス酸素濃度計とを接続する患者用ケーブルから構成される。

【0002】

パルス酸素濃度計はスタンドアロン・デバイスとすることもでき、また、血圧、呼吸速度、心電図等の測定も行うマルチパラメータ型患者監視システムにモジュール又は一部分として内蔵させることもできる。一般に、パルス酸素濃度計は、患者の酸素飽和度の数値情報、脈拍数の数値情報、各脈動時に発生される可聴のインジケータ、即ち「ピープ音」を提供する。更に、パルス酸素濃度計は、患者の脈圧曲線及び脈拍数を視覚化したものである、患者のプレチスモグラフを表示することもできる。

【背景技術】

【0003】

図1は、従来技術のパルス酸素濃度計100とそれに関連されたセンサ110を示している。一般に、パルス酸素測定センサ110は、発光ダイオード（LED）エミッタ112（主として赤色光及び赤外線波長の波長用）と、光ダイオード検出部114を備える。センサ110はふつう患者が大人であれば指、幼児であれば足に取り付けて使用する。センサ110は、エミッタ112が指の爪を通してその下の血管及び毛細血管に光を投じるように、指に対して配置される。LEDエミッタ112はパルス酸素濃度計100からの駆動信号122により起動される。検出部114は、LEDより放射された光が指の組織から現れると、それを検知するように、爪と反対側の指先に配置される。光ダイオードにより発生される信号124はケーブルを通過してパルス酸素濃度計100に送られる。

【0004】

パルス酸素濃度計100は、センサ110が発する2つの波長の動脈血による吸収の差を計算することによって酸素飽和度（ SpO_2 ）を決定する。パルス酸素濃度計100は、センサインタフェース120、 SpO_2 プロセッサ130、機器管理部140、ディスプレイ150、可聴インジケータ（トーン発生部）160、キーパッド170を含む。センサインタフェース120は、センサの赤色光用LEDエミッタ112と赤外線用LEDエミッタ112を交互に起動する、LED駆動電流122を提供する。また、センサインタフェース120は、患者の組織部位を通過して伝達される間に減衰される赤色光及び赤外線エネルギーに相当する信号である、光ダイオード検出部114より発せられる信号124の増幅及びフィルタリングを行う入力回路を備える。 SpO_2 プロセッサ130は、検出された赤色光と赤外線の強さの比率を計算し、得られた比率に基づいて動脈の酸素飽和

10

20

30

40

50

値を経験的に決定する。機器管理部 140 は、ディスプレイ 150、可聴インジケータ 160、キーパッド 170 を管理するためのハードウェアインタフェース及びソフトウェアインタフェースである。ディスプレイ 150 は上述の如くして計算された酸素の状態を表示する。可聴インジケータ 160 は、脱飽和事象を示す警告のほか、パルスビープ音を発生する。キーパッド 170 は警告の閾値、警告の許可、ディスプレイオプション等のためのユーザ・インタフェースである。

【0005】

SpO_2 の計算は、酸化ヘモグロビン (HbO_2) と脱酸素化ヘモグロビン (Hb) の動脈血中のそれぞれの濃度を決定するために、それぞれの光吸収の差を基に行われる。詳細には、パルス酸素測定は、脱酸素化ヘモグロビンの赤色光吸収量が酸化ヘモグロビンのそれよりも多く、逆に酸化ヘモグロビンの赤外線吸収量が脱酸素化ヘモグロビンのそれよりも多くなるよう選択された赤色光波長及び赤外線波長 (例えば、660 nm (赤色光) と 905 nm (赤外線)) で実施される。

【0006】

2つの波長における組織吸収を区別するため、赤色光エミッタ 112 と赤外線エミッタ 112 に駆動電流 122 を与え、所与の時間にはいずれか一方のみが発光するようにしている。例えば、各々が 4 分の 1 周期の間だけ起動され、別の 4 分の 1 周期の間起動状態との区別を行うようにし、それぞれのエミッタ 112 のオンとオフを周期的に切り替えてもよい。これにより、赤色光信号と赤外線信号を区別し、下流の信号処理により周囲光レベルを除去することが可能となる。検出部 114 は 1 つしか使用されないことから、検出部 114 は赤色光と赤外線の両方の発光に反応し、時分割多重化された (「変調された」) 出力信号 124 を発生する。この変調信号 124 はセンサインタフェース 120 の入力と結合される。

【0007】

パルス酸素測定では、ヘモグロビン誘導体の吸収の差のほか、動脈血の拍動性にも基づいて、ヘモグロビンによる吸収を周辺組織の他の成分による吸収と区別している。収縮期と拡張期とでは光吸収が異なるが、これは辺縁の組織部位における動脈血の流入量及び流出量が異なるためである。この辺縁組織部位には、それぞれ光吸収を行う皮膚、筋、骨、静脈血、脂肪、色素等がある。これらの周辺組織による背景吸収量は変動がないため、無視してもよいと考えられている。従って、血中酸素飽和度の測定は、以下に示すように、検出される赤色光信号 (RD/Red) 及び赤外線信号 (IR) の、時間変化する AC 部と時間変化しない DC 部との比率に基づいて行われる。

【0008】

$RD/IR = (Red_{AC}/Red_{DC})/(IR_{AC}/IR_{DC})$ この比率より、所望の SpO_2 測定値が計算される。 RD/IR と SpO_2 との関係は、志願者より得られる経験的測定値、及び酸素飽和度の較正測定値の統計的回帰により、極めて正確に決定される。パルス酸素測定デバイスでは、入力される RD/IR 測定値にตอบสนองして SpO_2 をメモリから直接読み出すことができるよう、この経験的關係を「較正曲線」として読出し専用メモリ (ROM) のルックアップ・テーブルに記憶させることができる。

【0009】

パルス酸素測定は各種の病院や応急処置を施す環境において、標準的に用いられる処置である。需要に応じて多くの製造業者がパルス酸素濃度計やセンサを製造してきた。しかし、これらのパルス酸素濃度計又はセンサの間には性能や互換性上の規格がないのが実情である。このため、製造元の異なるセンサとパルス酸素濃度計とを組み合わせ使用できる可能性は低い。また、従来のパルス酸素濃度計とセンサでは、末梢において循環の悪い患者や、動作アーチファクトにより身体の一部又は全身に障害をもつ患者の酸素測定を行うことは不可能であるが、本発明の譲受人により製造された高度なパルス酸素濃度計は、これらの条件下でも機能する。この高度なパルス酸素濃度計の出現で、患者への酸素投与監視における信頼度の向上を望む病院関係者や他の加療者はジレンマに陥ることになる。即ち、彼らの設備で使用するパルス酸素濃度測定装置として、現在使用しているパルス酸

10

20

30

40

50

素濃度計（マルチパラメータ型患者監視システムを含む）を一新するか、或いは多くの専門業者の製造による非互換性センサ及び性能上劣るパルス酸素濃度計を使い続けるか、という選択を余儀なくされるのである。

【 0 0 1 0 】

患者がある設備から別の設備へ搬送される場合の監視が困難であることも、病院関係者や他の加療者の悩みの種となっている。例えば、患者を救急車から病院の救急治療室（E R）へ搬入する場合、救急車からE Rへ搬入する間は監視を行うことは難しく、またセンサを取り外し、E Rの非互換性センサを取り付ける必要がある。外科、集中治療室（I C U）、回復用設備の間で患者を相互に移動させる際にも同様の問題が生じている。このような互換性及び搬送上の問題は、パルス酸素測定モジュールを一測定パラメータとして組み込んだ、高価で非可搬型のマルチパラメータ型患者監視システムが普及したために、更に解決しにくくなっている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 1 1 】

【特許文献 1】特開平 7 - 1 5 2 5 5 3 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

本発明の汎用/アップグレード用パルス酸素濃度計（U P O）は、これらの性能、互換性、搬送上の問題の解決に焦点を当てた。U P Oは、患者が設備間で搬送される際に患者から取り外すことを必要とせず、間断なく患者の監視を行うことができる、可搬型パルス酸素濃度計を提供する。更に、U P Oは、他のパルス酸素濃度計のセンサ入力を起動する合成出力を提供する。これにより、U P Oは、互換性のないセンサを他のパルス酸素濃度測定機器と整合させる、汎用インタフェースとして機能する。また、U P Oは、組織灌流が少ないことや動作アーチファクトにより悪影響を受ける現行のパルス酸素濃度計をアップグレードする機能をもつ。更に、U P Oはマルチパラメータ型患者監視システムの S p O₂ センサ入力を駆動し、これによりU P Oは関連するマルチパラメータ・ディスプレイ、患者記録保持システム、警告管理機能と一体化され得る。

20

【課題を解決するための手段】

30

【 0 0 1 3 】

本発明の一つの態様は、センサ、第 1 のパルス酸素濃度計、波形発生部を含む測定装置である。センサは組織部位に取り付けられるよう構成された少なくとも 1 つのエミッタと、エミッタと関連する検出部とを備える。検出部は組織部位における動脈血中の酸素量に応答して強度信号を提供する。第 1 のパルス酸素濃度計は検出部と通信し、強度信号に基づいて酸素飽和度測定値を計算する。波形発生部は第 1 のパルス酸素濃度計と通信し、酸素飽和度測定値に基づいて波形を発生する。第 2 のパルス酸素濃度計は波形発生部と通信し、波形に基づいた酸素飽和値を表示する。波形は、酸素飽和値が酸素飽和度測定値と略同一の値となるよう合成される。

【 0 0 1 4 】

40

本発明の別の態様では、測定装置はセンサに接続することのできる第 1 のセンサポート、アップグレード用ポート、信号プロセッサ、波形発生部を含む。アップグレード用ポートは生理的監視装置の第 2 のセンサポートに接続可能となっている。信号プロセッサは第 1 のセンサポートへの信号入力に基づき、生理的測定値を計算するよう構成されている。波形発生部は生理的測定値に基づいて波形を発生し、この波形はアップグレード用ポートで利用できるようになっている。波形は、アップグレード用ポートが第 2 のセンサポートに取り付けられると、生理的監視装置が生理的測定値と略同一の値を表示するよう、調節することができる。

【 0 0 1 5 】

本発明の更に別の態様は、組織部位における動脈血中の酸素量に応答する強度信号を感

50

知するステップと、強度信号に基づいて酸素飽和度測定値を計算するステップとを含む測定方法である。他のステップとして、酸素飽和度測定値に基づいて波形を発生するステップと、パルス酸素濃度計が酸素飽和度測定値と略同一の酸素飽和値を表示するよう、波形をパルス酸素濃度計のセンサ入力に提供するステップとがある。

【 0 0 1 6 】

本発明の更なる態様は、生理的信号を感知するステップと、信号に基づき生理的測定値を計算するステップと、波形を生理的測定値の関数として合成するステップとを含む測定方法である。更なるステップとして、生理的監視装置のセンサ入力に波形を出力するステップがある。合成ステップは、測定装置が生理的測定値に相当する値を表示するよう実行される。

10

【 0 0 1 7 】

本発明の更に別の態様は、組織部位から発せられる強度信号に基づいて酸素飽和度及び脈拍数の測定を行う第1のパルス酸素濃度計を備える測定装置である。この測定装置は、酸素飽和度測定値と脈拍数の測定値に基づいて信号を発するための波形発生手段を更に備える。更に、信号を第2のパルス酸素濃度計に送るための通信手段を備える。

【 0 0 1 8 】

本発明の更に別の態様は、センサポート、プロセッサ、ディスプレイ及びドッキング・コネクタを備える可搬部を含む測定装置である。センサポートは組織部位における動脈血中の酸素量に応答する強度信号を受信するよう構成されている。プロセッサは強度信号に基づいて酸素飽和値を計算し、得られた値をディスプレイに出力するようプログラムされている。ドッキング・ステーションは可搬部用コネクタを備え、可搬部を収容するときにはドッキング・コネクタが可搬部用コネクタと結合されるよう構成されている。このように構成することで、ドッキング・ステーションと可搬部の間の電気接続が可能となる。可搬部はドッキング・ステーションとは離れた非ドッキング位置を有し、この位置では可搬部はハンドヘルド・パルス酸素濃度計として機能する。また、可搬部は、少なくとも部分的にドッキング・ステーション内に保持されるドッキング位置を有する。この位置では、可搬部とドッキング・ステーションが組み合わさることで、可搬部が非ドッキング位置にある場合に比べ、少なくとも1つの付加機能を有する。

20

【 0 0 1 9 】

本発明の更に別の態様は、第1の空間的向きと第2の空間的向きで機能するよう構成された測定装置である。この測定装置は、生理的状态に응答する信号を受信するよう構成されたセンサポートを備える。また、この装置は重力に응答して出力を行うチルトセンサを備える。更に、センサポートとチルトセンサの出力との間で通信するプロセッサを備える。プロセッサは、信号に基づいて生理的測定値を計算し、測定装置が第1と第2のいずれの向きにあるかを、チルトセンサの出力に基づいて決定するようプログラムされている。ディスプレイは第1のモードと第2のモードを有しており、プロセッサにより駆動される。ディスプレイは、装置が第1の向きにあるときには第1のモードに測定値を表示し、第2の向きにあるときには第2のモードに測定値を表示する。

30

【 0 0 2 0 】

本発明の別の態様は、生理的状态に응答する信号を感知するステップと、この信号に基づいて生理的測定値を計算するステップとを含む測定方法である。更に、チルトセンサの空間的向きを決定するステップと、この決定ステップに基づいたモードで生理的測定値を表示するステップとが含まれる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 従来技術のパルス酸素濃度計のブロック図である。

【 図 2 】 本発明の汎用/アップグレード用パルス酸素濃度計 (U P O) を組み込んだ患者監視システムを示す図である。

【 図 3 】 U P O の一実施形態のトップ・レベル・ブロック図である。

【 図 4 】 図 3 に示す実施形態の U P O の波形発生部の詳細なブロック図である。

50

【図 5】UPO のハンドヘルド・タイプの実施形態を示す図である。

【図 6】可搬型パルス酸素濃度計及びドッキング・ステーションを組み込んだ、UPO の別の実施形態を示すトップ・レベル・ブロック図である。

【図 7】図 6 の可搬型パルス酸素濃度測定部の詳細なブロック図である。

【図 8 A】キーボードとディスプレイを含む、可搬型パルス酸素濃度計のユーザ・インタフェースを示す図である。

【図 8 B】縦長モードを示す、可搬型パルス酸素濃度計のディスプレイを示す図である。

【図 8 C】横長モードを示す、可搬型パルス酸素濃度計のディスプレイを示す図である。

【図 9】図 6 に示すドッキング・ステーション部の詳細なブロック図である。

【図 10】図 6 のインタフェース・ケーブル部の概略図である。

10

【図 11 A】可搬型パルス酸素濃度計の一実施形態の正面図である。

【図 11 B】可搬型パルス酸素濃度計の背面図である。

【図 12 A】ドッキング・ステーションの一実施形態の正面図である。

【図 12 B】ドッキング・ステーションの背面図である。

【図 13】ドッキング・ステーションにドッキングされた可搬部の正面図である。

【図 14】ドッキング・ステーションのためのローカル・エリア・ネットワーク・インタフェースの一実施形態のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明の好ましい実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。

20

【0023】

図 2 は、患者監視用の汎用/アップグレード用パルス酸素濃度計（「UPO」）210 の使用法を図示したものである。パルス酸素測定センサ 110 は患者（図示せず）に取り付けられ、変調赤色光及び赤外線プレチスモグラフ信号を患者用ケーブル 220 を通じて UPO 210 に送る。UPO 210 は、センサ信号から患者の酸素飽和度及び脈拍数を計算し、必要に応じて患者の酸素状態を表示する。UPO 210 は、例えば公知のアルカリ蓄電池や充電式電源のような内部電源 212 を組み込むことができる。UPO 210 は、外部降圧変圧器や内部又は外部交流/直流コンバータと結合された標準的な 110 V の AC 電源等の外部電源 214 を利用することもできる。

【0024】

30

UPO 210 は、パルス酸素濃度測定を行うほか、UPO 210 の外部にあるパルス酸素濃度計 268 により受信される信号を発生する。この信号は、外部パルス酸素濃度計 268 が UPO 210 で算出される飽和度及び脈拍数と同一の飽和度及び脈拍数を計算するよう、UPO 210 で算出された飽和度から合成される。UPO からの信号を受信する外部パルス酸素濃度計 268 は、パルス酸素濃度測定モジュール 268、スタンドアロン・パルス酸素濃度計機器、或いは SpO_2 を測定することのできるこの他のホスト機器を組み込んだ、マルチパラメータ型患者監視システム（MPMS）260 とすることもできる。図 2 に示される MPMS 260 は、血圧、心電図、呼吸気、 SpO_2 等の患者のパラメータを監視するための多数のモジュールを収容するラック 262 を備える。このような多数のモジュールにより行われる測定は、典型的にはビデオ（CRT）デバイスであるマルチパラメータ・ディスプレイ 264 に表示される。UPO 210 は現行の MPMS 260 にケーブル 230 を介して接続されるが、このとき UPO 酸素状態測定値を MPMS の他の測定値と統合するのがよい。これにより、UPO による計算を、他の患者データとネットワークされ、電子患者記録に記録され、警告管理に組み込まれた、即ち加療者に便宜を与える MPMS 機能である、重要な患者パラメータの統合ディスプレイ上に表示することが可能となる。

40

【0025】

図 3 は、内部パルス酸素濃度計 310、波形発生部 320、電源 330、オプションとしてのディスプレイ 340 を含む、UPO 210 の主要機能を図示している。センサ 110 と外部パルス酸素濃度計 260 が UPO 210 に取り付けられる。この分野でよく知ら

50

れているように、内部パルス酸素濃度計 310 は、センサの赤色光 LED と赤外線 LED とを交互に起動する駆動信号 312 をセンサ 110 に送る。これに対応する検出部信号 314 が内部パルス酸素濃度計 310 に受信される。内部酸素濃度計 310 は酸素飽和度、脈拍数、及び態様によってはパルス発生、プレチスモグラフ特性、測定値の信頼度等の他の生理的パラメータを計算する。これらのパラメータ 318 は波形発生部 320 へ出力される。これらのパラメータの一部は、患者の状態を例えば UPO の LED や液晶表示 (LCD) ディスプレイモジュール 340 上で読み取ることができるよう、ディスプレイ駆動信号 316 を発生するために使用してもよい。

【0026】

内部パルス酸素濃度計 310 は従来のパルス酸素濃度計であってもよいが、外部パルス酸素濃度計 260 をアップグレードするためには、従来のパルス酸素濃度計では検出できなかった低灌流や動作アーチファクトにも対応できる高度なパルス酸素濃度計とすることもできる。内部パルス酸素濃度計 310 として使用可能な高度なパルス酸素濃度計が、本発明の譲受人に譲渡された米国特許第 5,632,272 号に開示されている (該特許を参照によって本明細書中に援用する)。また、内部パルス酸素濃度計 310 に取り付けられるセンサ 110 として使用可能な高度なパルス酸素濃度測定センサが、本発明の譲受人に譲渡された米国特許第 5,638,818 号に開示されている (該特許を参照によって本明細書中に援用する)。更に、高度な Massimo SET (登録商標) として展開されているパルス酸素濃度計の OEM ボードやセンサが、本発明の譲受人から入手可能である。

【0027】

波形発生部 320 は、入力駆動信号 322 に応答して変調信号 324 として出力される、鋸歯形や対称三角形の三角波形等の波形を合成する。駆動入力 322 と波形発生部 320 の変調出力 324 とは外部パルス酸素濃度計 260 のセンサポート 262 に接続される。合成波形は、外部パルス酸素濃度計 260 が、内部パルス酸素濃度計 310 とセンサ 110 とにより測定された飽和度及び脈拍数と同一の値の飽和度及び脈拍数を計算して表示することにより、発生される。本実施形態では、パルス酸素濃度測定用の波形は、外部パルス酸素濃度計 260 に対し 5% の灌流レベルを示すよう選択される。従って、外部パルス酸素濃度計 260 は常に強い信号を受け取ることになる。これに代わる実施形態では、外部パルス酸素濃度計用に合成される波形の灌流レベルを、内部パルス酸素濃度計 310 により監視されている患者の灌流レベルと同じ或いはそれに近い灌流レベルを示すよう設定することができる。発生される波形に代わるものとして、デジタルデータ出力 326 が外部パルス酸素濃度計 260 のデータポート 264 に接続される。この方法では、飽和度及び脈拍数の測定値と、変調されない合成波形のサンプルは、外部パルス酸素濃度計の信号処理機能を無視して、表示のために外部パルス酸素濃度計 260 と直接通信することができる。内部パルス酸素濃度計 310 より出力されるプレチスモグラフ波形の測定サンプルも、デジタルデータ出力 326 を通じて外部パルス酸素濃度計 260 と通信してもよい。

【0028】

上に述べたことから、合成波形は内部パルス酸素濃度計 310 で監視を行っている患者からの生理的データではなく、内部パルス酸素濃度計 310 で計算される酸素飽和度及び脈拍数と同一の、或いは (临床上の有意域内で) 略同一の酸素飽和度及び脈拍数を外部パルス酸素濃度計 260 に計算させるために、記憶されている所定の波形データから合成された波形であることが理解されるであろう。本実施形態では、検出部が患者から受け取る実際の生理的波形は外部パルス酸素濃度計 260 には供給されない。実際、外部パルス酸素濃度計に供給される波形は、内部パルス酸素濃度計 260 で監視を行っている患者からの生理的データのプレチスモグラフ波形に近似したものではない。

【0029】

波形発生部 320 と外部パルス酸素濃度計 260 との間に取り付けられるケーブル 230 (図 2 参照) は、所定の外部パルス酸素測定校正曲線の識別を可能とするモニタ ID 328 を UPO に与える。例えば、このケーブルはレジスタのような符号化デバイスや、波

10

20

30

40

50

形発生部 320 により読み取られる PROM 1010 (図 10 参照) のようなメモリデバイスを組み込むことができる。符号化デバイスは公知の較正曲線、LED 駆動信号特性、変調信号特性を有する特定のタイプの外部パルス酸素濃度計 260 を一意的に識別する値を提供する。外部パルス酸素濃度計 260 の較正曲線は考慮されるものの、実際のセンサ 110 の波形はモニタ ID 328 により示される較正曲線、或いは外部パルス酸素濃度計 260 のために想定される較正曲線と一致している必要はない。即ち、内部パルス酸素濃度計 310 に取り付けられるセンサ 110 の波形は、外部パルス酸素濃度計 260 とは関係なく、また外部パルス酸素濃度計 260 により識別されることはない。

【0030】

図 4 は UPO 210 (図 3 参照) の波形発生部 320 の一実施形態を示している。この実施形態はハードウェアとして図示及び説明されているが、当業者は波形発生部の機能がソフトウェアやファームウェア、或いはハードウェア、ソフトウェア、ファームウェアの組合せにおいて実行され得ることを理解するであろう。波形発生部 320 は波形ルックアップ・テーブル(「LUT」) 410、波形成形部 420、及び波形分割部 430 により、波形を合成する。波形 LUT 410 は、1つの波形を含む 1つ又はそれより多くの波形の部分や波形の区分のサンプルを含む ROM (読み出し専用メモリ) 等のメモリデバイスであると好都合である。記憶されている区分は、鋸歯形や対称三角形の三角波形の一周期のような単純なものであってもよく、また上昇期、下降期、重複切痕等の種々の生理的特徴を有する模擬プレチスモグラフパルスのような複雑なものであってもよい。

【0031】

波形成形部 420 は、波形 LUT 410 より与えられる波形区分から、連続的に波動する波形を形成する。波形成形部 420 は内部パルス酸素濃度計 310 (図 3 参照) から出力されるパラメータ 318 から緩衝(470)された成形パラメータ入力 422 及び事象インジケータ入力 424 とを有する。成形パラメータ入力 422 は波形 LUT 410 の中の特定の波形区分を決定する。選択された波形区分はアドレスライン 426 上で波形 LUT 410 に伝送される第 1 のアドレスで特定される。選択された波形区分は波形データライン 412 上の一連のサンプルとして波形成形部 420 へ送られる。

【0032】

事象インジケータ入力 424 は内部パルス酸素濃度計 310 (図 3 参照) で処理されるプレチスモグラフ波形におけるパルスの発生を特定する。例えば、事象インジケータは前に検出された下降パルス端の発生からのデルタ時間であってもよく、またパルス発生の実時間又はほぼ実時間のインジケータであってもよい。波形成形部 420 は、合成波形出力 428 のパルス間の相当するデルタ時間を形成するように、波形 LUT 410 にアクセスする。ある実施形態では、波形成形部は所定のサンプル速度で刻時される。記憶されている波形区分毎の既知数のサンプルと、事象インジケータより入力されるデルタ時間から、波形成形部 420 はサンプル間をスキップするための連続アドレス数を決定し、この数に応じて波形 LUT 410 にアクセスする。これにより、UPO により検出される連続する 2つのパルス間の時間と一致するように、検索された波形区分が効率よく「伸縮」する。

【0033】

波形分割部 430 は、外部パルス酸素濃度計 260 (図 3 参照) により予測される第 1 の波形(赤色波形等)に相当する第 1 の波形 432 と、外部パルス酸素濃度計 260 により予測される第 2 の波形(赤外線等) 434 とを生成する。第 1 の波形 432 と第 2 の波形 434 の相対振幅は、較正曲線 LUT 440 から出力される比率 444 と一致するように調整される。このようにして、飽和度入力 442 における酸素飽和度測定値の各値について、較正曲線 LUT 440 が対応する比率の出力 444 を行う。この結果、内部パルス酸素濃度計 310 (図 3 参照) による酸素飽和度測定値と同値となるように、外部パルス酸素濃度計 260 (図 3 参照) により計算される振幅比率を有する、第 1 の波形 432 と第 2 の波形 434 とが生成される。

【0034】

上述の如く、特に有利な UPO の態様は、センサ 110 (図 3 参照) の動作波長が、外

10

20

30

40

50

部パルス酸素濃度計 260 (図 3 参照) が必要とする動作波長、即ち、外部パルス酸素濃度計が利用する (1 つ又は複数の) 校正曲線と一致する動作波長と関連していない態様である。校正曲線 LUT 440 は、外部パルス酸素濃度計 260 (図 3 参照) で用いられる校正曲線に基づき、外部パルス酸素濃度計 260 (図 3 参照) により予測される合成波形の生成を許可するのみである。校正曲線 LUT 440 は、モニタ ID 入力 328 により特定される、外部パルス酸素濃度計 260 (図 3 参照) の既知の校正曲線に関するデータを含む。即ち、実際に合成される波形は患者プレチスモグラフ波形とは異なる。外部パルス酸素濃度計が適切な酸素飽和値及び脈拍数を計算する際に利用することのできる波形は、記憶された波形のみである。これにより、外部パルス酸素濃度計上には臨床医用の患者プレチスモグラフが提供されないが、実際に求められる計算値は正確であろう。

10

【0035】

変調部 450 は LED 駆動入力 322 に応答して、第 1 の波形 432 及び第 2 の波形 434 より得られる変調波形出力 324 を発生する。また、データ通信インタフェース 460 は、飽和度 442、脈拍数 462、及び合成波形 428 の入力から得られるデータを、デジタルデータ出力 326 として送信する。

【0036】

図 5 はハンドヘルド UPO 500 の一実施形態を図示している。ハンドヘルド UPO 500 はキーボード入力 510、LCD ディスプレイ 520、外部電源入力 530、外部パルス酸素濃度計と接続するための出力ポート 540、及び頂部面 (図では見えない) のセンサ入力 550 を備える。ディスプレイ 520 は酸素飽和度測定値 522、脈拍数測定値 524、脈拍数即ち脈動事象と同期された脈動バー 526、飽和度測定値及び脈拍数測定値の信頼度を示す信頼度バー 528 を表示する。また、電池の電力低下 572、警告許可 574 の状況インジケータも表示される。

20

【0037】

図 5 を参照しながら説明されるハンドヘルド態様は、ハンドヘルドユニットを機械的に受け取り、それに電氣的に接続されるドッキング・ステーションと共同して機能してもよい。ドッキング・ステーションは患者監視システムと同一場所に置くことができ、対応する SpO₂ モジュール・センサポート、外部電源、プリンタ、遠隔計測デバイス等のオプションに接続されることができる。この構成では、患者が第 1 の場所から第 2 の場所へ搬送される場合、ハンドヘルド UPO は第 1 のドッキング・ステーションから取り外され、搬送する間患者に随伴して連続的に監視を行う。第 2 の場所への到着後、ハンドヘルド UPO は第 2 のドッキング・ステーションに都合よく配置されることができ、UPO 測定値はこの場所の患者監視システムで表示される。

30

【0038】

図 6 は、UPO 210 の機能が可搬型パルス酸素濃度計 610 とドッキング・ステーション 660 との間で分割されている、UPO の一実施形態を示すブロック図である。可搬型パルス酸素濃度計 610 (以下「可搬部」) は電池で動作する、完全機能型のスタンドアロン・パルス酸素濃度測定機器である。可搬部 610 は、患者用ケーブル・コネクタ 618 に取り付けられた UPO 患者用ケーブル 220 (図 2 参照) を介してセンサ 110 (図 2 参照) に接続されている。当該技術でよく知られているように、可搬部 610 は、センサの赤色 LED と赤外線 LED とを交互に起動する駆動信号 612 をセンサ 110 (図 2 参照) に供給する。また、可搬部は対応する検出部信号 614 をセンサから受信する。更に、本発明の譲受人に譲渡された米国特許第 5,758,644 号 (「Manual and Automatic Probe Calibration」) (該特許を参照によって本明細書中に援用する) に開示されているように、可搬部は駆動信号ライン 612 上にセンサ ID を入力することもできる。

40

【0039】

可搬部 610 は、ドッキング・ステーション 660 内に設置することにより、更に機能を広げることができる。可搬部 610 は、ドッキング・ステーション 660 内に設置されている間は、ドッキング・ステーション 660 が外部電源 668 に接続されていれば、ドッキング・ステーション 660 から電力を得ることができる。ドッキング・ステーション

50

660が外部電源668と接続されていない場合、可搬部610は電力662をドッキング・ステーション660に供給することもできる。可搬部610は、二方向のシリアルデータライン664上でドッキング・ステーションと通信する。特に、可搬部610はセンサ検出部信号614より計算される SpO_2 、脈拍数、関連するパラメータをドッキング・ステーションに提供する。可搬部610が設置されると、ドッキング・ステーション660は可搬部610の外部にあるホスト機器260(図2参照)を駆動することができる。或いは、図13に関連させて後述するように、可搬部610とドッキング・ステーション660とを組み合わせ、スタンドアロン・パルス酸素濃度測定機器として機能させることもできる。

【0040】

ある実施形態では、可搬部610がドッキングされていないときにはドッキング・ステーション660はいかなる動作も行わない。ドッキング・ステーション660用のユーザ・インタフェース(キーパッドやディスプレイ)は可搬部610側にある。可搬部がドッキングされると、ドッキング・ステーション660のインジケータLEDが点灯する。ドッキング・ステーション660は、ホスト機器からのLED駆動信号672、可搬部610から受信する SpO_2 値、及び関連するパラメータに応答し、ホスト機器260(図2参照)への検出器信号出力674を生成する。更に、ドッキング・ステーション660はシリアルデータ出力682、ナースコール684、アナログ出力688を行う。

【0041】

ドッキング・ステーション660はインタフェース・ケーブル690を介してホスト機器の患者用ケーブル230(図2)に接続される。LED駆動信号672と検出部信号出力674とは、ドッキング・ステーション660とホスト機器260(図2参照)との間でインタフェース・ケーブル690を介して通信される。インタフェース・ケーブル690は、ドッキング・ステーション660への同期データ出力692、通信センサデータ、ホスト機器データ(例えば、図3に示すモニタID328)、及び校正曲線データを提供する。ドッキング・ステーション660がこのデータを用いて特定のホスト機器上に、患者の測定値を提供する特定のセンサとして現れるようにするとよい。

【0042】

図7は可搬部610の更なる詳細を示している。可搬部の構成要素にはパルス酸素濃度測定プロセッサ710、管理プロセッサ720、電源730、ディスプレイ740、キーパッド750が含まれる。パルス酸素濃度測定プロセッサ710は、可搬部とセンサ110(図2参照)とのインタフェースとなり、 SpO_2 、脈拍数、プレチスモグラフ及びパルスインジケータを導き出す、内部パルス酸素濃度計として機能する。パルス酸素濃度測定プロセッサ710として利用できる高度なパルス酸素濃度計が上で参照した米国特許第5,632,272号に開示されている。また、パルス酸素濃度測定プロセッサ710に取り付けるセンサ110(図2参照)として使用する高度なパルス酸素濃度測定センサが上で参照した米国特許第5,638,818号に開示されている。更に、高度なMasimo SET(登録商標)として展開されているパルス酸素濃度計のOEMボードやセンサが、本発明の譲受人から入手可能である。ある実施形態において、パルス酸素濃度測定プロセッサ710はMasimo SET(登録商標)MS-3Lボード、又は低出力のMS-5ボードを用い

【0043】

管理プロセッサ720は、パルス酸素濃度測定プロセッサ710との非同期シリアルデータ通信724、ドッキングステーション660(図6参照)との同期シリアル通信762を含む、可搬部のさまざまな機能を制御する。ドッキング・ステーション660(図6参照)との物理的接続はドッキング・ステーション・コネクタ763を介して、電気接続はドッキング・ステーション・インタフェース760を介して行われる。プロセッサ720は、傾向データを生成するための SpO_2 パラメータと共に記憶された時間及び日付の情報を含む、リアルタイムクロック702を利用して、現在の日付及び時間を維持する。共通ルーチンを共用し、符号解明時間を最小化するため、可搬部610のプロセッサとド

10

20

30

40

50

ッキング・ステーション 660 (図 6 参照) とは同一系統のものとすることができる。

【0044】

更に、プロセッサ 720 は、データ 742 をディスプレイ更新及び視覚的警告を含むディスプレイ 740 に転送することにより、またキーパッド 750 からのキーストロークデータを解釈することにより、ユーザ・インタフェース 800 (図 8 A 参照) を制御する。プロセッサ 720 は、スピーカ駆動部 770 を制御する許可信号 728 を通じて、必要に応じてさまざまな警告信号を発する。スピーカ駆動部 770 は、例えば警告やパルスビープ音等の可聴インジケータを発するスピーカ 772 を起動する。更に、プロセッサ 720 は電池残量を示す電池状態 736、可搬部 610 のドッキング・ステーション 660 (図 6 参照) への接続の有無を示すドッキング状態 764 を含む、システム状態を監視する。可搬部 610 がドッキングされ、可搬部の電源がオンであるとき、プロセッサ 720 は更にドッキング・ステーションの電力 732 のターンオン及びターンオフを行う時期を決定する。

10

【0045】

ドッキングされた可搬部 610 が、インタフェース・ケーブル 690 がドッキング・ステーション 660 をマルチパラメータ型患者監視システム等の外部パルス酸素濃度計に接続したことを感知したとき、加療者が可搬部のディスプレイ 740 の動作及び警告について設定 (即ち、適合或いはプログラム) できるとよい。例えば、あるユーザ設定では、外部パルス酸素濃度計への接続が行われると、加療者は同一の値を患者監視システム上で見ることができるため、混乱を防ぐ目的で可搬部のディスプレイ 740 は SpO_2 値 811 及び脈拍数 813 (共に図 8 参照) の表示をストップする。このとき、ディスプレイ 740 はプレチスモグラフ 815 及び視覚的パルスインジケータ 817 (共に図 8 参照) の波形の表示は続けている。このようなユーザ設定を行うためには、可搬部の警告は起動状態にある。

20

【0046】

プロセッサ 720 のもう 1 つのタスクに、ウォッチドッグ機能のメンテナンスがある。ウォッチドッグ 780 はウォッチドッグデータ入力 782 上でプロセッサ状態を監視し、故障が検出された場合には μP リセット出力 784 を行使する。これにより管理プロセッサ 720 がリセットされ、可聴及び視覚的警告により故障が表示される。

【0047】

可搬部 610 の電力は、電源 730 内の電池、又はドッキング・ステーション・インタフェース 760 を介してドッキング・ステーション 660 (図 6 参照) から供給される電力 766 より得られる。電力管理部 790 はキーパッド 750 上のオン/オフスイッチを監視し、監視結果に応じて可搬部の電源をオンにする。また、電力管理部 790 はプロセッサ 720 からのコマンドに従い可搬部の電源をオフにする。電源 730 の DC/DC コンバータは可搬部 610 及びドッキング・ステーション電力 732 の作動に必要とされる電圧 738 を発生する。可搬部の電池はアルカリ充電電池やそれ以外の再生可能な電源とすることができる。ドッキング・ステーション 660 (図 6 参照) が外部電源に接続されていないときは、電源 730 の電池がドッキング・ステーション電力 732 を供給する。ドッキング・ステーション電源内の電池充電器は電源 730 内の充電式電池に充電電流 768 を供給する。ドッキング・ステーション電源 990 (図 9 参照) は充電式電池パックのサーミスタからの温度 734 を監視し、電池の充電状態を表示する。

30

40

【0048】

不揮発性メモリ 706 は高速バス 722 を介して管理プロセッサ 720 に接続されている。本実施形態では、メモリ 706 は、ブートデータ、製造通し番号、診断ミス履歴、成人の SpO_2 警告限度と脈拍数警告限度、新生児の SpO_2 警告限度と脈拍数警告限度、 SpO_2 と脈拍数の傾向データ、及びプログラムデータを記憶させておく、消去可能型フィールド・リプログラマブル・デバイスである。その他のタイプの不揮発性メモリも知られている。 SpO_2 に関連するアルゴリズムパラメータと同様に、 SpO_2 警告限度と脈拍数警告限度は、可搬部 610 に接続されるセンサ 110 (図 2 参照) のタイプ、即ち成人用

50

と新生児用の別にに基づき、自動的に選択されることができる。

【 0 0 4 9 】

L C Dディスプレイ740は、コントラスト比を大きくし、また暗い環境下において視距離を拡大するため、バックライトにL E Dを使用している。バックライトの強度は可搬部610用の電源により決定される。可搬部610が電源730内の電池パック或いはドッキング・ステーション電源990(図9参照)の電池パックから電力供給を受けている場合には、バックライトの強度は最低限である。可搬部610が外部電源668(図6参照)から電力供給を受けている場合には、視距離及び視角を拡大するため、バックライト強度はより高くなる。ある実施形態では、可搬部のボタンを押すことでこれらの強度設定を無効にすることができ、強度の調整を手動で行うことができる。バックライトの制御方法は2つある。可搬部をドッキングさせ、外部電源から電力供給を受ける場合を除き、何らかのキーを押すことでいつでもバックライトを一定の秒数間照明させ、その後オフとすることができる。可搬部がドッキングされ、外部電源から電力供給を受けている場合には、可搬部610のキーでオフにしない限り、バックライトは通常オンになっている。

【 0 0 5 0 】

図8Aはディスプレイ740、キーパッド750を含む、可搬部のユーザ・インタフェース800を示している。ある実施形態では、ディスプレイ740は160×480画素のドット・マトリクスL C Dデバイスである。ディスプレイ740は、図8Bに示すような縦長表示や、図8Cに示すような横長表示が可能である。ドッキング・ステーション660(図6参照)のチルトセンサ950(図9参照)又は可搬部610(図6参照)のディスプレイ・モード・キーを用いて、縦長モード又は横長モードのいずれかを決定する。チルトセンサ950(図9参照)は重力により動作するスイッチ、或いは向きに反応する他のデバイスとすることができ、可搬部610(図6参照)側に配置することもできる。ある実施形態において、チルトセンサ950(図9参照)は、Comus International社(www.comus-intl.com)(所在地:米国ニュージャージー州、ナトリー)より部品番号C W 1300-1として市販されている非水銀チルトスイッチである。チルトセンサ950(図9参照)は水銀チルトスイッチとしてもよい。

【 0 0 5 1 】

S p O₂811、脈拍数813、プレチスモグラフ波形815、視覚的パルスインジケータ817、ソフトキーアイコン820を、縦長モード及び横長モードで表示する際のディスプレイ領域の使用例をそれぞれ図8B及び図8Cに示す。図8B及び図8Cに示される表示情報のカテゴリー、レイアウト、サイズを変更する際には、管理プロセッサ720(図7参照)のソフトウェアプログラムを容易に変更することができる。これらの他に表示できれば都合のよい情報として、S p O₂限度値、警告、無効にされた警告、例外的なメッセージ、電池状態が挙げられる。

【 0 0 5 2 】

キーパッド750にはソフトキー870と固定キー880とがある。各固定キー880はそれぞれ固定された機能をもつ。各ソフトキー870の機能はプログラムすることができ、その機能はソフトキー870に近接するソフトキーアイコン820のうちの1つで表示することができる。即ち、特定のソフトキーアイコン820が特定のソフトキー870に近接する位置に配置されており、このアイコンはこのソフトキー870の機能を示す文又は形状を有する。ある実施形態では、キーパッド750の各キーのボタン部は蛍光物質で作られ、暗い環境下でもキー870、880が見やすくなっている。

【 0 0 5 3 】

一実施形態において、キーパッド750は4つのソフトキー870からなる列と、3つの固定キー880からなる列を一つずつ有する。当然ながら、これ以外の構成も可能であるから、構成の如何は重要でない。3つの固定キー880の機能は電源、警告の消音、及び照明/コントラストである。電源機能はオン/オフのトグルボタンである。警告消音機能及び照明/コントラスト機能は、キーを押す時間によって変わる二重目的を有する。警告消音機能に相当するキーを瞬間的に押すと、可聴の警告を一定期間の間無効にする。可聴

の警告を無期限に無効としたい場合には、警告消音機能に相当するキーをある程度長く押す。警告消音機能に相当するキーを可聴警告が聞こえなくなるまで押すと、可聴警告が再度オンとなる。照明/コントラスト機能に相当するキーを瞬間的に押す場合、このキーはバックライト用のオン/オフのトグルボタンである。照明/コントラスト機能に相当するキーを長く押すと、可能な値の範囲でディスプレイコントラストが循環する。

【 0 0 5 4 】

本実施形態では、4つのソフトキー870のデフォルト機能はパルスビーブ音の音量アップと音量ダウン、メニュー選択、及びディスプレイ・モード変換である。これらの機能は上向き矢印、下向き矢印、「メニュー」、曲り矢印で示すソフトキーアイコン820により、ディスプレイ上にそれぞれ表示されている。音量アップ及び音量ダウン機能は、検出される各パルスに関連する可聴音即ち「ビーブ音」の大きさを増減させる。ディスプレイ・モード機能は、対応するキーを押す度に縦長モード(図8B参照)及び横長モード(図8C参照)を含む、直交する4つの向きを全て循環させる。メニュー選択機能により、ソフトキー870の機能性を上述したデフォルト機能から変更することができる。このメニュー特性を利用して選択することのできる付加的なソフトキー機能の例として、 SpO_2 の上限及び下限の設定、脈拍数の上限及び下限の設定、警告音量の設定、傾向データの表示、印刷、消去の各設定、平均時間の設定、感度モードの設定、同期化の実行、充電電池のメンテナンス(電池メモリを除去するための大規模な放電及び再充電)、製品の版番号の表示が挙げられる。

【 0 0 5 5 】

図9は、ドッキング・ステーション・プロセッサ910、不揮発性メモリ920、波形発生部930、PROMインタフェース940、チルトセンサ950、可搬部のインタフェース970及び関連するコネクタ972、状態インジケータ982、シリアルデータ・ポート682、ナースコール出力684、アナログ出力688及び電源990を含む、ドッキング・ステーション660を更に詳細に示したものである。ある実施形態では、ドッキング・ステーション660は、病院の救急治療室のマルチパラメータ患者監視機器等の固定された(可搬式でない)ホスト機器と関連されることを意図している。可搬式の実施形態では、ドッキング・ステーション660は移動可能であり、電源990内に電池パックを備えている。

【 0 0 5 6 】

ドッキング・ステーション・プロセッサ910はドッキング・ステーション660の動作を統合する。プロセッサ910は図3及び図4に示すようなパラメータ932を波形発生部930に提供する。更に、プロセッサ910は、外部デバイスとの通信のための非同期シリアルデータ912、及び可搬部610(図6参照)との通信のための同期シリアルデータを提供する。また、プロセッサ910は、同期状態942、チルト状態952、及び電力状態992を含むシステム状態を決定する。可搬部管理プロセッサ720(図7参照)はドッキング・ステーション・プロセッサ910のためのウォッチドッグ機能を有する。ドッキング・ステーション・プロセッサ910の正確な動作を確実にするため、ドッキング・ステーション・プロセッサ910はウォッチドッグ・メッセージを同期シリアルデータ972の一部として可搬部プロセッサ720(図7参照)に送る。

【 0 0 5 7 】

ドッキング・ステーション・プロセッサ910は高速バス922を介して不揮発性メモリにアクセスする。不揮発性メモリはプログラム変更が可能であり、機器通信プロトコル、同期化情報、ブート画像、製造履歴、及び診断ミス履歴を含むプロセッサ910用のプログラム・データを含む。

【 0 0 5 8 】

波形発生部930は、図4に関して上述したように、 SpO_2 値及び脈拍値を計算し例外的メッセージを表示するために従来技術のパルス酸素濃度計が処理することのできる同期波形を発生する。しかしながら、すでに述べたように、本実施形態では、波形発生部の出力は生理的波形を反映しない。即ち、外部パルス酸素濃度計が正確な飽和度及び脈拍数

10

20

30

40

50

を計算することを可能とする、単なる波形である。これに代わる実施形態では、生理的データを外部パルス酸素濃度計に提供することはできるが、一般的に外部パルス濃度計は適切な飽和値を計算することができず、アップグレード特性が失われる。図10に関連して後述される、有効な同期化情報を有するインタフェース・ケーブル690(図6参照)が接続されると、波形発生部930に許可が与えられる。インタフェース・ケーブル690が接続されなければ、波形発生部930への電力供給は行われない。

【0059】

状態インジケータ982は、外部電源(AC)、可搬部のドッキングの有無、可搬部の電池充電状態、ドッキング・ステーションの電池充電状態及び警告を含むさまざまな状況を表示するための、ドッキング・ステーション660の前部にある1組のLEDである。シリアルデータ・ポート682はコンピュータ、従来のパルス酸素濃度計のシリアル・ポート、シリアル・プリンタのいずれかを標準的なRS-232DB-9コネクタ962を介してインタフェースで接続するために用いられる。このポート682は傾向メモリ、SpO₂、脈拍数を出力することができ、さまざまな製造業者のシステム・プロトコルを支援する。アナログ出力688はコネクタ964を介してアナログ入力チャート・レコーダとインタフェースで接続するために用いられ、「実時間」又は傾向SpO₂データ、脈拍数データを出力することができる。上限或いは下限を所定秒間連続して越えた場合、コネクタ964からのナースコール出力684が起動される。別の実施形態では、アップグレード用パルス酸素濃度計の遠隔利用を可能とするため、警告を含むデータを任意数の通信ポートに送ることができる。この場合インターネットの利用も可能である。

【0060】

PROMインタフェース940は、インタフェース・ケーブル690(図6、図10参照)上でPROM1010(図10参照)からの同期化データ692にアクセスし、同期化状態942をドッキング・ステーション・プロセッサ910に送る。可搬部インタフェース970はドッキング・ステーション・インタフェース760(図7参照)を通じて可搬部610(図6参照)との相互接続を提供する。

【0061】

図9に示されているように、標準的なACコネクタ968及びオン/オフスイッチ969を通じてドッキング・ステーション660に外部電力668が与えられる。ドッキング・ステーション660が外部電力668を有するとき、電源990は可搬部電源730(図7参照)の電池、及びドッキング・ステーションの電源990(ある場合)を充電する。可搬部610が取り外されている場合又は電源がオフの場合、ドッキング・ステーション電力973は供給されず、ドッキング・ステーション660は電源990の電池充電部を除いて電源オフとなる。ドッキングされた可搬部610(図6参照)の電源がオンであるときには常にドッキング・ステーション電源973がオンとなり、その結果ドッキング・ステーション660の電源もオンとなる。可搬部610(図6参照)は、外部電源668が取り外され或いは故障している場合、電池のないドッキング・ステーション660の一実施形態に電力を供給する。

【0062】

図10はドッキング・ステーション660(図6参照)と宿主機器260(図2参照)の患者用ケーブル230(図2参照)との接続に用いられるインタフェース・ケーブル690を更に詳細に示したものである。インタフェース・ケーブル690は、特定の宿主機器にインタフェースで接続され、宿主機器にとって特定のセンサとなるよう構成されている。インタフェース・ケーブル690に組み込まれたPROM1010は、センサのタイプ、特定の宿主機器、特定の宿主機器の校正曲線を識別する情報を含んでいる。PROM情報はドッキング・ステーション660(図6参照)により同期化データ692として読み出され得る。同期化データ692は、ドッキング・ステーション660(図6参照)が宿主機器に対し、可搬部610(図6参照)により計算されるものと同値のSpO₂値を宿主機器に表示させる波形を発生させ得るものであるとよい。インタフェース・ケーブル690はLED駆動パス672を含む。図10に示された実施形態では、

LED駆動パス672は共通陽極LED用に構成されており、IR陰極信号、レッド陰極信号、及び共通陽極信号を含む。インタフェース・ケーブル690は検出部陽極信号と検出部陰極信号とを含む、検出部駆動パス674を更に備える。

【0063】

更に、可搬部610（図6参照）上のメニューオプションにより、同期化情報を現場で計算することが可能となる。手動で同期化することにより、ドッキング・ステーション660（図6参照）はホスト機器260（図2参照）に対し波形を発生し、 SpO_2 の予期値を表示する。ユーザはホスト機器上に表示された SpO_2 値を可搬部のキーパッド750（図7参照）を使って入力する。これらのステップは所定数のデータポイントが入力され、可搬部とホスト機器に表示される SpO_2 値が同値となるまで反復される。

10

【0064】

図11A及び図11Bは、図6に関連して上述した可搬部610の一実施形態を示したものである。図12A及び図12Bは図6に関連して上述したドッキング・ステーション660の一実施形態を示す。図13は、図6に関連して上述されているように、可搬部610がドッキング・ステーション660にドッキングされている、UPO210の一実施形態を示している。

【0065】

図11Aは可搬部の前部パネル1110を示す。可搬部610は図6に関連して上述した患者用ケーブル・コネクタ618を有する。コネクタ618は取り付けられる患者用ケーブル（図示せず）のストレスを最小化するように、回転可能に取り付けられるとよい。ある実施形態では、コネクタ618は前部パネル1110に平行な平面と側部パネル1130に平行な平面との間で自在に旋回することができる。別の実施形態では、コネクタ618は3つの固定位置の間で旋回自在であり、取外し可能な状態に保持される。図示される如く、第1の固定位置はコネクタが前部パネル1110に平行な平面にある位置である。第2の固定位置はコネクタ618が側部パネル1130に平行な平面にある位置である。コネクタ618は第1の固定位置と第2の固定位置との間に、 45° の中間固定位置を更に有する。コネクタ618はドッキング・ステーション660への取付け時には第1の位置に配置される。

20

【0066】

図11Aに示されるように、可搬部の前部パネル1110は更に図7に関連して上述したスピーカ772を有する。また、前部パネル1110には図8に関連して上述した一列のソフトキー870、及び固定キー880がある。更に、前部パネル1110は、ドッキング・ステーション660の対応するキャッチ1244（図12A参照）上に固定され、可搬部610がドッキング・ステーション660に取外し可能に保持されることを可能とする、指で起動するラッチ1120を有する。前部パネル1110の窪み部分1112にOEMラベルを貼付することができる。

30

【0067】

図11Bは可搬部の背面パネル1140を示す。背面パネル1140にはソケット763、ポール・クランプ嵌合面1160、及び電池パック室1170がある。ソケット763は対応するドッキング・ステーション・プラグ972（図12A参照）と嵌合するように構成されている。ソケット763とプラグ972（図12A参照）は可搬部610とドッキング・ステーション660（図12A参照）との間に電気接続インタフェースを提供する。ソケット763はドッキング・ステーション・プラグ972（図12A参照）のめっきを施したエッジコネクタ部を圧縮するマルチプルスプリング接触子を収容する。従来のポール・クランプ（図示せず）は嵌合面1160に着脱可能に取り付けることができる。これにより、可搬部610を患者の隣やベッドサイドのハンドフリー・パルス酸素濃度測定監視用のさまざまな取付位置に置くことが可能である。可搬部電源730（図7参照）は電池パック室1170内に収容される。電池パック室1170は、可搬部の電池パックの保護、電池の装填、取外しのための、着脱可能なカバー1172を備える。特定の可搬部を識別する通し番号等の製品ラベルを背面パネルのくぼみ1142に貼付することがで

40

50

きる。

【 0 0 6 8 】

図 1 2 A はドッキング・ステーション 6 6 0 の前部 1 2 1 0 を示す。前部 1 2 1 0 にはドッキング・コンパートメント 1 2 2 0、ポール・クランプ凹部 1 2 3 0、ピボット 1 2 4 2、キャッチ 1 2 4 4、プラグ・コネクタ 9 7 2 及び L E D 状態インジケータ 9 8 2 がある。図 1 3 に示すように、ドッキング・コンパートメント 1 2 2 0 は可搬部 6 1 0 (図 1 1 A 及び図 1 1 B 参照) を受容し保持する。可搬部 6 1 0 (図 1 1 A 及び図 1 1 B 参照) がコンパートメント 1 2 2 0 にドッキングされると、ポール・クランプ凹部 1 2 3 0 が可搬部のポール・クランプ嵌合面 1 1 6 0 (図 1 1 B 参照) に取り付けられたポール・クランプ (図示せず) を収容し、ポール・クランプが閉位置にあると想定する。可搬部 6 1 0 (図 1 1 A 及び図 1 1 B 参照) は可搬部の側部面 1 1 3 0 の対応する穴に嵌合されるピボット 1 2 4 2、及び可搬部のラッチ 1 1 2 0 (図 1 1 A 参照) と係合するキャッチ 1 2 4 4 によりコンパートメント 1 2 2 0 に保持される。従って、可搬部 6 1 0 (図 1 1 A 及び図 1 1 B 参照) はまずその一端をピボット 1 2 4 2 に取り付け、ピボット 1 2 4 2 を軸にして回転させることでコンパートメント 1 2 2 0 にドッキングされる。可搬部 6 1 0 はコンパートメント 1 2 2 0 のキャッチ 1 2 4 4 上の位置に受容される。可搬部 6 1 0 (図 1 1 A 及び図 1 1 B 参照) はこの逆の手順により、即ちまず可搬部をキャッチ 1 2 4 4 から取り外すためにラッチ 1 1 2 0 (図 1 1 A 参照) を押し、ピボット 1 2 4 2 を軸にして可搬部 6 1 0 (図 1 1 A 及び図 1 1 B 参照) を回転させてコンパートメント 1 2 2 0 から取り出し、ピボット 1 2 4 2 から取り外すことにより、取り外される。可搬部が回転しながらコンパートメントに収容されるとき、ドッキング・ステーション・プラグ 9 7 2 が可搬部のソケット 7 6 3 (図 1 1 B 参照) に挿入され、可搬部 6 1 0 とドッキング・ステーション 6 6 0 との間に電氣的インタフェースを提供する。状態インジケータ 9 8 2 は図 9 に関連して上述した通りである。

【 0 0 6 9 】

図 1 2 B はドッキング・ステーション 6 6 0 の背面 1 2 6 0 を示す。背面 1 2 6 0 にはシリアル (R S - 2 3 2 又は U S B) コネクタ 9 6 2、アナログ出力及びバースコール・コネクタ 9 6 4、アップグレード用ポート・コネクタ 9 6 6、A C 電力プラグ 9 6 8、オン/オフスイッチ 9 6 9 及び接地ラグ 1 1 6 2 がある。背面 1 2 6 0 の一端にはハンドル 1 1 8 0 が、他端にはファン孔 1 1 7 0 が形成されている。背面 1 2 6 0 の付近には 1 対の脚 1 1 9 0 がある。これに対応する 1 対の脚 (図示せず) が前面 1 2 1 0 (図 1 2 A 参照) の付近に形成されている。前面 1 2 1 0 付近の脚は前面 1 2 1 0 (図 1 2 A 参照) を上向きに傾斜させるよう延出しており、これによりドッキングされた可搬部 6 1 0 (図 1 3 参照) のディスプレイ 7 4 0 (図 1 3 参照) が見やすくなっている。

【 0 0 7 0 】

図 1 3 は可搬部 6 1 0 及びドッキング・ステーション 6 6 0 の両方を図示している。可搬部 6 1 0 及びドッキング・ステーション 6 6 0 は 3 つの別々のパルス酸素濃度測定機器を構成している。第 1 に、図 1 1 A 及び図 1 1 B に示すように、可搬部 6 1 0 はそれ自体が救急車や E R 環境のように電池による電力とかなり自由な可搬性が必要とされる種々の患者監視タスクに適用することのできるハンドヘルド・パルス酸素濃度計である。第 2 に、図 1 3 に示すように、ドッキング・ステーション 6 6 0 にドッキングされた可搬部 6 1 0 は、病室から手術室のように広範にわたる典型的な患者監視環境に適用することのできるスタンドアロン・パルス酸素濃度計である。第 3 に、本明細書中に述べているように、可搬部 6 1 0 がドッキングされ、アップグレード用ポート 9 6 6 (図 1 2 B 参照) が、マルチパラメータ患者監視機器 2 6 0 (図 2 参照) 或いは他の一般的なパルス酸素濃度計内の一般的なパルス酸素濃度計モジュール 2 6 8 (図 2 参照) のセンサ・ポートにインタフェース・ケーブルを介して接続されているとき、可搬部 6 1 0 は汎用/アップグレード用パルス酸素濃度計 (U P O) 機器 2 1 0 である。従って、U P O 2 1 0 の可搬部 6 1 0 とドッキング・ステーション 6 6 0 の構成は、スリーインワンのパルス酸素濃度測定機器としての機能性を有するものが好ましい。

【 0 0 7 1 】

ドッキング・ステーション 6 6 0 の他の実施形態として、血圧センサに接続される入力ポート、及びマルチパラメータ型患者監視システム (M P M S) の血圧センサポートに接続される出力ポートを含むものがある。ドッキング・ステーション 6 6 0 は、血圧センサからの入力に基づいて血圧測定値を計算する信号プロセッサを含む。また、ドッキング・ステーション 6 6 0 は計算された測定値に基づいて同期化された波形を発生する出力ポートに接続された波形発生部を含む。波形発生部の出力は、M P M S に表示される血圧値が算出された血圧値と同値となるよう調整され得る。また、可搬部 6 1 0 がドッキング・ステーション 6 6 0 にドッキングされ、血圧センサが入力ポートに接続されると、可搬部は算出された血圧値に応じて血圧値を表示する。従って、本実施形態では、ドッキング・ステーション 6 6 0 は血圧と S p O₂ とに汎用/アップグレード用の能力を提供する。

10

【 0 0 7 2 】

更に、ドッキング・ステーション 6 6 0 は、呼吸速度、心電図、脳波図等の他の生命徴候の測定のための汎用/アップグレード用機器として機能し得る。本実施形態では、ドッキング・ステーション 6 6 0 は、M P M S やスタンドアロン機器に接続される関連するセンサ・コネクタ、関連するセンサの信号プロセッサ、及びアップグレード用コネクタを含む。このようにすると、さまざまな生命徴候の測定値をドッキング・ステーション 6 6 0 に組み込むことができる。このとき、測定値は個別と組合せの如何を問わず、測定パラメータとしての S p O₂ の有無を問わず、また可搬部 6 1 0 の使用の有無を問わない。更に別の実施形態では、ドッキング・ステーション 6 6 0 は S p O₂ プロセッサと、S p O₂ センサ用の患者用ケーブル・コネクタとを含む、可搬部 6 1 0 の有無に関わらず機能する 1 つの S p O₂ アップグレード用ボックスとして構成することもできる。

20

【 0 0 7 3 】

従来技術のスタンドアロン・パルス酸素濃度計とは異なり、図 1 3 に示すようなスタンドアロン構成は、縦向き又は横向きで機器を作動させることのできる、回転可能なディスプレイ 7 4 0 を有する。チルトセンサ 9 5 0 (図 9 参照) は、底部面 1 3 1 0 が水平面に沿って配置されている時、即ち水平の向きに置かれている時に表示を行う。この水平の向きにあるとき、ディスプレイ 7 4 0 は横長モード (図 8 C 参照) にある。また、チルトセンサ 9 5 0 (図 9 参照) は側面 1 3 2 0 が水平面に沿って配置されている時、即ち水平の向きに置かれている時に表示を行う。この垂直の向きにあるとき、ディスプレイ 7 4 0 は縦長モード (図 8 B 参照) にある。可搬部 6 1 0 のソフトキー 8 7 0 によりチルトセンサの表示を無効にすることができ、ディスプレイをあらゆる 9 0 ° の向き、即ち縦長、横長、上下を逆さにした縦長及び上下を逆さにした横長に配置することが可能である。ハンドヘルド構成 (図 1 1 A 参照) でもソフトキー 8 7 0 を用いてディスプレイ 7 4 0 をあらゆる 9 0 ° の向きに配置することができる。但し、上に示した実施形態では、可搬部 6 1 0 はチルトセンサを備えておらず、従ってドッキングされていないときにはディスプレイの向きの変更はソフトキー 8 7 0 で行う。

30

【 0 0 7 4 】

図 1 4 はローカル・エリア・ネットワーク (L A N) に組み込まれたドッキング・ステーション 6 6 0 を示している。ここに示す L A N は、セントラル L A N サーバ 1 4 2 0 を利用して多くの L A N クライアント 1 4 3 0、及びプリンタや記憶装置 (図示せず) 等の他のシステム・リソースを相互接続する、イーサネット (登録商標) ・ベース 1 4 6 0 である。イーサネット (登録商標) ・コントローラ・モジュール 1 4 1 0 はドッキング・ステーション 6 6 0 に組み込むことができる。コントローラ・モジュール 1 4 1 0 はドッキング・ステーション 6 6 0 のハウジングに組み込んでよく、また外部ユニットとして構成することも可能である。このようにすると、本発明の U P O は L A N 又はインターネット 1 4 9 0 を介して他のデバイスと通信することができる。

40

【 0 0 7 5 】

イーサネット (登録商標) ・コントローラ・モジュール 1 4 1 0 はヒューレット・パッカード社 (H P) の B F O O T - 1 0 5 0 1 等のウェブ・サーバ・ファームウェアに組み

50

込むことができる。モジュール１４１０は、イーサネット（登録商標）１４６０との接続用の１０ＢＡＳＥ-Ｔイーサネット（登録商標）・インタフェースと、ドッキング・ステーション６６０への接続用のＲＳ-２３２又はＵＳＢ等のシリアル・インタフェースのとの両方を具備する。モジュール・ファームウェアはワールド・ワイド・ウェブを介した標準的な通信用のＨＴＴＰ及びＴＣＰ／ＩＰプロトコルを含む。ファームウェアは、遠隔クライアントが例えばインターネットを通じてカスタム・ウェブ・ページを閲覧できるようにする、マイクロ・ウェブ・サーバを更に含む。カスタムＣ＋＋プログラミングによりデータ整理、事象検出及び動的ウェブ・ページ構成等のより広い能力が可能となる。

【００７６】

図１４に示す如く、ドッキング・ステーション６６０からイーサネット（登録商標）・インタフェースへは数多くのアプリケーションがある。多数のＵＰＯを病院のＬＡＮに接続することができ、またＬＡＮに接続されたコンピュータを使って多くのＵＰＯから脈拍数や飽和度データをアップロードし、結果を表示させることができる。従って、このイーサネット（登録商標）・インタフェースを利用して病院内の中央パルス酸素濃度監視ステーションを実施することができる。更に、世界中のあらゆる場所にある多数のＵＰＯをインターネットを通じて中央位置で監視することができる。各ＵＰＯは個々のウェブ・サイトとしてアドレス可能であり、標準的なブラウザで閲覧可能なウェブ・ページをダウンロードする。ウェブ・ページにはＵＰＯからダウンロードされる酸素飽和度、脈拍数及び関連する生理的測定値が表示されている。この特徴により、加療者は患者の位置或いは加療者の位置に関わらず患者の監視を行うことができる。例えば、加療者がある都市の自宅又はある病院にいて、患者が別の都市の自宅或いは同じ又は別の病院にいる場合、加療者は患者の測定値をダウンロードすることができる。他のアプリケーションとして、新たに導入されたＵＰＯのトラブルシューティング、ソフトウェアパッチのアップロード、インターネットを通じたＵＰＯへのアップグレードが挙げられる。また、患者を監視している臨床医のＵＲＬに警告を送ることもできる。

【００７７】

ＵＰＯは、図５に関連して述べたようなハンドヘルド・ユニットや、図１１乃至図１３に関連して述べたような可搬部６１０とドッキング・ステーション６６０の組合せの他にも種々に構成することができる。ＵＰＯはアームストラップ、ネックレス又は同様の手段により患者に着脱可能に固定することのできるモジュールとすることもできる。このときディスプレイの有無は問わない。更に小型の実施形態では、このＵＰＯモジュールはセンサをパルス酸素濃度計に取り付ける際に用いるケーブル又はコネクタに一体的に組み込むこともできる。また、ＵＰＯはスタンドアロン・パルス酸素濃度計又はマルチパラメータ型患者監視システムに外部又は内部より差し込み或いは嵌め込むことのできる、回路カード又はモジュールとすることもできる。或いは、ＵＰＯは単純なスタンドアロン・アップグレード用機器として構成してもよい。

【００７８】

汎用／アップグレード用装置及び方法を主にパルス酸素濃度測定器としての態様に関して説明してきたが、本発明は例えば血圧、呼吸速度、脳波図、心電図等、他の生理的測定パラメータにも同様に適用することが可能である。また、生理的測定パラメータを１つのみ扱うもの、多数の測定パラメータ能力を有するもの、そして例えばハンドヘルド、スタンドアロン、可搬型、ドッキング・ステーション、モジュール、プラグイン、回路カードとして構成される汎用／アップグレード用機器も、本発明の範囲に含まれる。

【００７９】

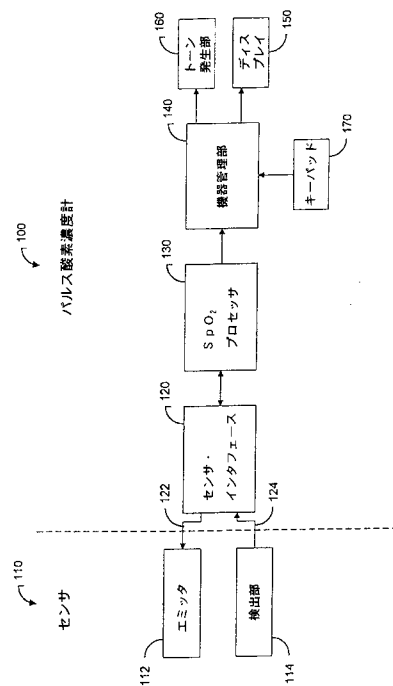
本発明の多様な実施形態に関連させ、ＵＰＯを詳細に開示した。これらの実施形態は実施例を挙げて開示したが、これらは請求の範囲で定義される本発明の範囲を限定するものではない。当業者であれば、本発明の範囲内で多くの変更や修正を行うことは可能であろう。

【符号の説明】

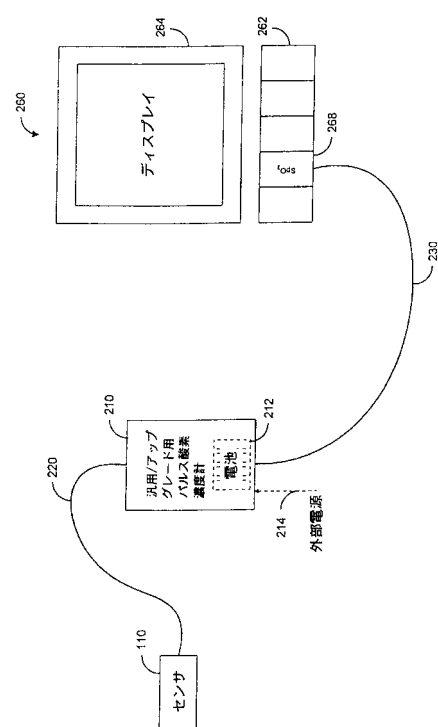
【００８０】

210 汎用/アップグレード用パルス酸素濃度計 (UPO)
 660、910 可搬型ユニット (610) とドッキング・ステーション
 320、930 波形発生部

【図1】

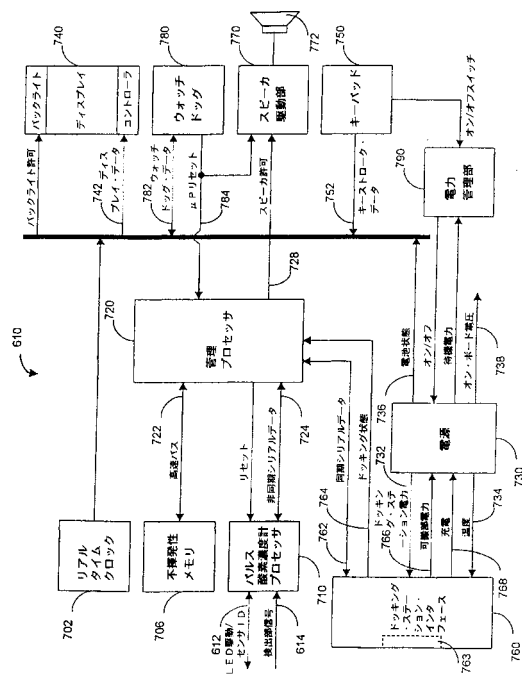


【図2】

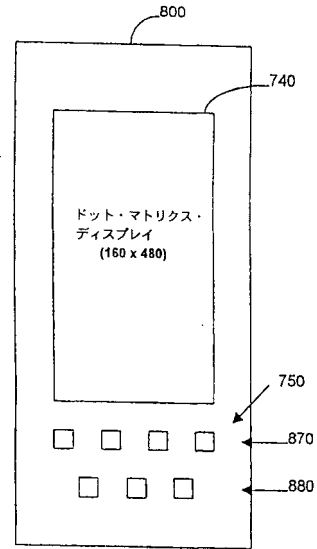


(従来技術)

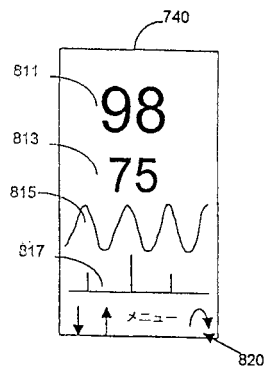
【 図 7 】



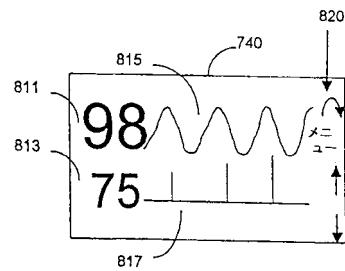
【 図 8 A 】



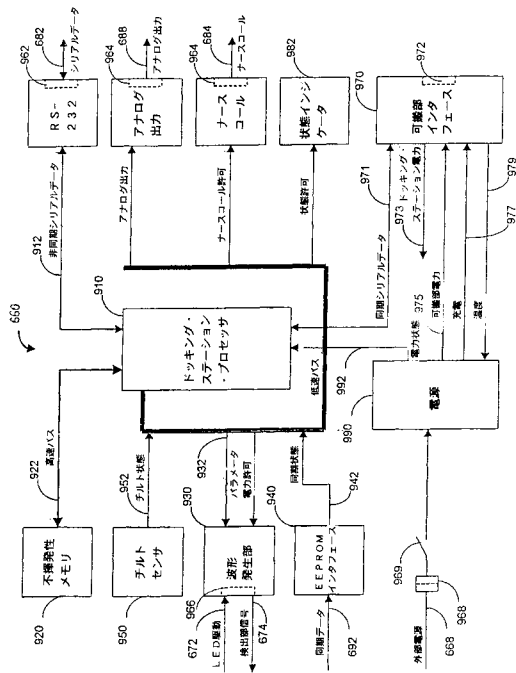
【 図 8 B 】



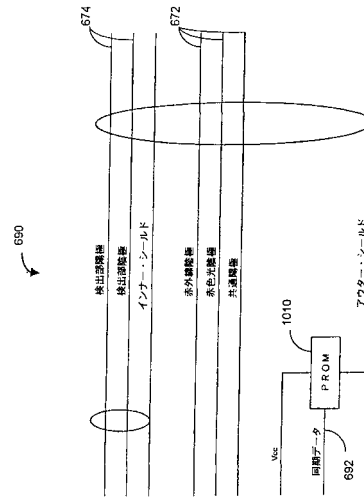
【 図 8 C 】



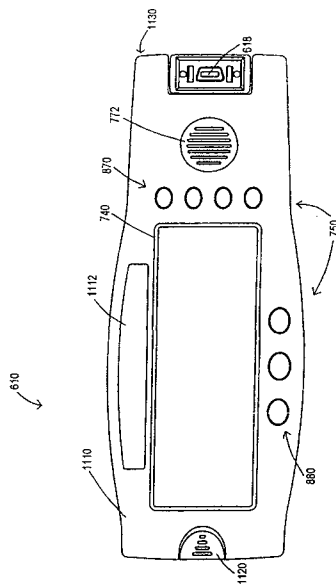
【図 9】



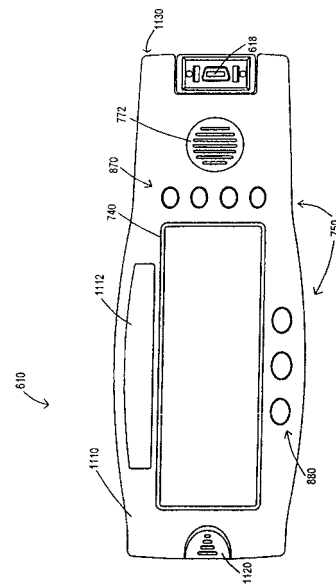
【図 10】



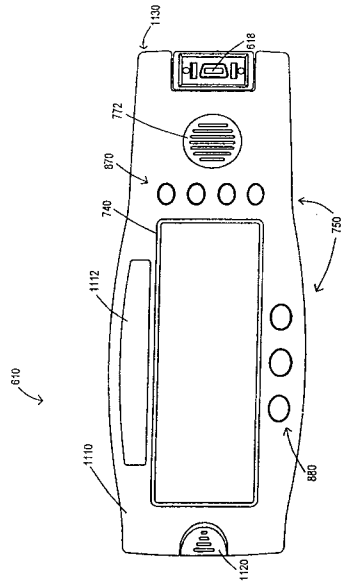
【図 11 A】



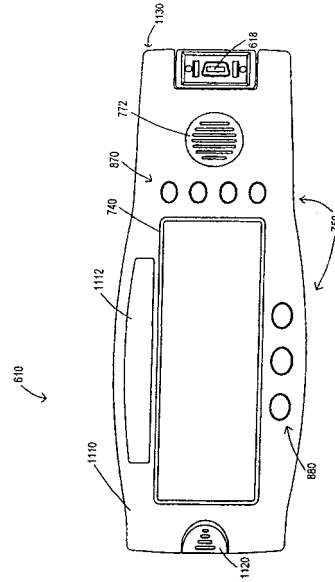
【図 11 B】



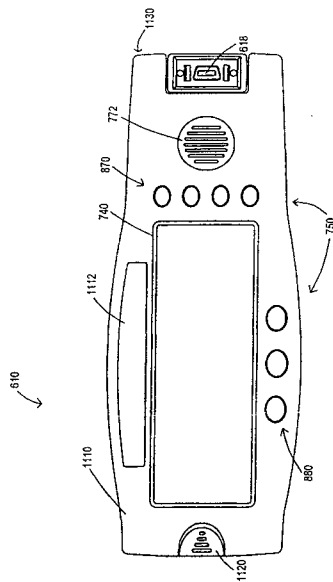
【 図 1 2 A 】



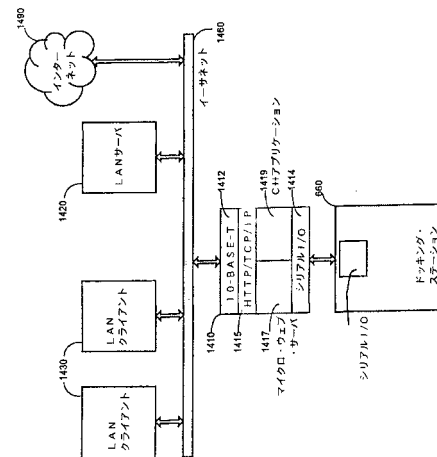
【 ㊦ 1 2 B 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 アリ、 アマー、 アル
アメリカ合衆国 9 2 7 8 2 カリフォルニア州 タスティン フィリップス ストリート 1 0 8
8 0
- (72)発明者 ディアブ、 モハメッド、 ケイ .
アメリカ合衆国 9 2 6 9 2 カリフォルニア州 ミッション ヴィエホ ダイヤモンド 2 6 9
4 5
- (72)発明者 ヴェイデン、 ヴァル、 イー .
アメリカ合衆国 9 4 0 1 0 カリフォルニア州 ヒルズボロウ ダウニー ウェイ 7 0

審査官 湯本 照基

- (56)参考文献 特開平08 - 126616 (JP, A)
実開平02 - 028150 (JP, U)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)
A 6 1 B 5 / 1 4 5 5
A 6 1 B 5 / 0 0