

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4934768号  
(P4934768)

(45) 発行日 平成24年5月16日(2012.5.16)

(24) 登録日 平成24年3月2日(2012.3.2)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2
G O 1 N 21/27 (2006.01)	G O 1 N 21/27 Z
A 6 1 B 5/1486 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 4 0

請求項の数 4 (全 9 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-517185 (P2006-517185)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成16年6月9日(2004.6.9)</p> <p>(65) 公表番号 特表2007-518440 (P2007-518440A)</p> <p>(43) 公表日 平成19年7月12日(2007.7.12)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/US2004/017884</p> <p>(87) 国際公開番号 W02005/000085</p> <p>(87) 国際公開日 平成17年1月6日(2005.1.6)</p> <p>審査請求日 平成19年5月22日(2007.5.22)</p> <p>(31) 優先権主張番号 10/465,888</p> <p>(32) 優先日 平成15年6月20日(2003.6.20)</p> <p>(33) 優先権主張国 米国 (US)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 500091601 スミスズ メディカル エイエスディー インコーポレイテッド アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 O 2 3 7 0 ロックランド ウェーマス ス トリート 1 6 0</p> <p>(74) 代理人 100147485 弁理士 杉村 憲司</p> <p>(72) 発明者 ロバート リー スウェイツァー アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 5 3 2 1 2 ミルウォーキー ダブリュー ヴ インズ ストリート 3 3 3 5</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 酸素計測シミュレータ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

酸素計から離間した酸素計測ユニットで測定される患者の S p O 2 (血液酸素飽和レベル) を当該酸素計により監視することを可能にする酸素計用のアダプタにおいて、  
前記酸素計測ユニットからの信号を受信するための R F 受信器への接続部と、  
前記酸素計にて、対応するコネクタと番うようにしたコネクタと、  
前記酸素計測ユニットから受信した信号を用いて、前記酸素計が使用するための信号に対応する出力を生成する回路モジュールと、

を具備、

前記回路モジュールは、

前記酸素計から出力される光を表す第 2 の信号を受信するために前記コネクタを経て前記酸素計の発光器回路と通信する入力回路と、

前記コネクタを経て前記酸素計のフォトディテクタ回路と通信する光結合回路と、

前記 R F 受信器との前記接続部を経て、前記酸素計測ユニットからの信号を受信し、前記酸素計測ユニットから受信した信号を用いて、当該酸素計測ユニットから受信した信号に対応する数値を生成するプロセサと、

前記入力回路からの第 2 の信号を受信し、受信した信号に基づく第 3 の信号を前記プロセサに出力する比較器と、

前記入力回路から第 2 の信号及び前記プロセサから前記数値を受信し、前記第 2 の信号及び前記数値にตอบสนองして、第 4 の信号を、前記光結合回路を経て、前記酸素計の前記フォ

トディテクタ回路に出力するデジタル・アナログ変換器と、  
を具えるようにした、アダプタ。

【請求項 2】

前記第 4 の信号は出力電圧とし、かつ、この出力電圧を、前記光結合回路において光ダイオードを駆動するための電流に変換し、前記光ダイオードの出力は、前記酸素計の前記フォトディテクタ回路に供給されるようにした電圧/電流変換器をさらに具えるようにした請求項 1 記載のアダプタ。

【請求項 3】

前記デジタル・アナログ変換器(DAC)は、前記入力回路から第 2 の信号、及び前記プロセッサから数値を受信して、

$V_{out}$  及び  $V_{in}$  は、それぞれ、DAC からの出力電圧及び DAC への入力電圧とし

、  
 $N$  は、DAC にクロックされる数とし、

$M$  は、28 ~ 224 から選択した分解能の数値とした場合に、

式  $V_{out} = V_{in} \cdot (N/M)$  に基づく出力電圧として第 4 の信号を出力するようにした請求項 1 記載のアダプタ。

【請求項 4】

前記入力回路は、前記酸素計の発光回路からの第 2 の信号を受信するための 2 重のダイオードを有する負荷抵抗整流回路を具えるようにした請求項 1 記載のアダプタ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、酸素計に関し、特に、遠隔酸素計測ユニットにより測定した  $SpO_2$  データを、目標酸素計に提供すべく適合させたシミュレータに関する。

【背景技術】

【0002】

本願人による、同時係属出願の米国特許出願 10/284,239 には、遠隔通信可能な指酸素計が開示されている。この米国出願の開示は、参照することにより本願の開示に組み込まれるものとする。この米国出願には、特に、指酸素計測ユニットが測定するデータを、この指酸素計測ユニットが送信する RF 信号を受信すべく適応させた RF 受信器を内部に組み込んだ、本発明の譲受人によって製造されるバイタルサイン(Vital Signs)モニタのような遠隔装置に送信できることが開示されている。

【0003】

本発明は、慣例の DB-9 コネクタのような、ケーブルと番うセンサを有するコネクタを備える、慣例のオンサイト酸素計ユニットに向けられるものである。本発明に先行するこのような酸素計は、患者の指をセンサに挿入することで、患者の血液酸素飽和レベル( $SpO_2$ )を測定するために用いられている。これらのオンサイト酸素計は、それぞれの酸素計が使用する回路が他の酸素計とは異なる特性を生じさせるため、それぞれが独自の特性を有し、したがってある特定タイプのセンサのみを収納することになる。

【発明の開示】

【0004】

本発明のシミュレータは、例えば前述の米国特許明細書に開示されている指酸素計ユニットのような遠隔酸素計測ユニットによって、目標酸素計から離れた患者を測定することを可能にし、かつ、このシミュレータにより、使用する目標酸素計のタイプ及び目標酸素計と共に使用する特定のセンサに無関係に、目標酸素計によって、測定した患者データを遠隔酸素計測ユニットから読み出すことができるようにする。

【0005】

このために、本発明の酸素計測シミュレータは、第 1 の実施形態において、オンサイト酸素計のセンサに挿入可能な、患者の指に似せたユニットを具えている。このユニットは、光ダイオード及び発光源が内部に組み込まれている。このユニットは、ユニットが目標

10

20

30

40

50

酸素計のセンサに挿入される際に、ユニットの光ダイオードは目標酸素計のLEDと対向して整列するように、またユニットの発光源は目標酸素計のセンサのフォトディテクタに対向して整列するように、構成されている。このユニットは、比較回路、デジタル・アナログ回路、発光器駆動回路、及びプロセッサ回路を内蔵するシミュレータの主モジュールに接続されている。シミュレータのフォトディテクタが測定する光は、比較回路及びデジタル・アナログ回路に送信される。シミュレータが、遠隔酸素計測ユニットにより患者から測定したSpO<sub>2</sub>に対応する信号を受信すると、シミュレータのプロセッサ回路は、シミュレータユニットのセンサが測定した、目標酸素計からのデータも取り込む。

【0006】

受信したSpO<sub>2</sub>の信号は、遠隔測定した患者のデータに対応する数値を生成するために使用される。この数値は、デジタル・アナログ変換回路に送信される。この数値及びシミュレータのフォトディテクタが測定した目標酸素計からの入力データを使用して出力を発生し、この出力は発光器駆動回路に供給され、シミュレータユニットの発光源から適切な量の光が目標酸素計のセンサのフォトディテクタに出力されるようにする。このようにフィードバックをかけることによって、目標酸素計の回路の特定の特性に無関係に、遠隔測定した患者のデータの正しい表示を目標酸素計に供給することが可能となる。したがって、目標酸素計から遠隔に位置する患者の生理的パラメタを正確に表示又は監視することができる。

【0007】

本発明の第2の実施形態においては、目標酸素計のセンサに嵌合する、人間の指に似せた形状のシミュレータユニットの代わりに、目標酸素計の対応するコネクタにシミュレータコネクタを直接番わせるようにする。したがって、シミュレータの指と目標酸素計のセンサとのインタフェースは不要となる。シミュレータを、コネクタを経て目標酸素計に直接接続することで、目標酸素計のセンサは不要となる。このようなセンサは、通常、慣例のオンサイト酸素計測ユニットの中で最も高価なパーツであり、かつ絶えず交換することが必要である。したがってこのようなセンサを除去することで、オンサイト目標酸素計のユーザにとって、コストを大幅に低減することができる。さらに、シミュレータの指をセンサに番わせることにより生じ得る周囲環境の妨害も除去される。シミュレータの指及びシミュレータのフォトディテクタ並びにLEDを除けば、第2実施形態のシミュレータの回路は、実質上第1実施例の回路と同じものである。

【0008】

以下、本発明を、添付の図面と共に、本発明の実施例につき詳細に説明する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

図1を参照するに、前述の米国特許出願第10/284,239号に開示されているような酸素計測ユニット2は、図示のように患者の指6を挿入するセンサ4を有している。これは例えばSpO<sub>2</sub>（血液酸素飽和度）のような、患者の生理的パラメタを採取又は測定するためのものである。患者の測定されたパラメタはRF送信器8に送信され、このRF送信器8は、測定したデータを、例えばRFのような慣例の遠隔通信によって、RF送信器8からのRF信号を受信すべく適合させたRF受信器10に送信する。センサ4及びRF送信器8のそれぞれ、又は双方は、図では別個のユニットとして示されているが、酸素計測ユニット2の一部とすることもでき、特に酸素計測ユニット2が前述の米国特許出願に開示したような遠隔計測指酸素計である場合には、そのようにすることが可能である。

【0010】

RF受信器10は、シミュレータユニット12に接続したり、又はユニット12の一部としたりすることができる。図1に示す実施例においては、シミュレータ12は、ケーブル14によって、人間の指に似た形状のユニット16に接続している。ユニット16は、慣例のオンサイト目標酸素計20のセンサ18に入力している。周知のように、酸素計20のような慣例のオンサイト酸素計は、DB-9コネクタのような、対応するコネクタに

10

20

30

40

50

よりセンサ 18 のケーブル 24 に番うコネクタ 22 を有する。換言するに、酸素計 20 のコネクタ 22 が雌型コネクタの場合は、センサ 18 用のケーブル 24 の終端部のコネクタは雄型コネクタとし、また前者が雄型の場合には後者は雌型とする。センサ 18 は、フォトディテクタ 26 及び慣例の複数波形 LED 光源 28 のような光源を有する、慣例の酸素計センサとする。なお、慣例のオンサイト酸素計は、多数の業者により多数製造されている。それぞれのブランドのオンサイト酸素計は、特定のタイプのセンサと協働するように構成されている。本発明のシミュレータは、これらのオンサイト酸素計の全てではないにしても大部分と協働するように構成される。

#### 【 0 0 1 1 】

図 2 及び 3 は、シミュレータユニット 12 の種々の回路、及び、シミュレータの指を目標酸素計のセンサに番わせることによる、これら回路間と目標酸素計との相互作用を説明する図である。特に、シミュレータ 12 は、比較器（又は比較回路）36 及びデジタル・アナログ変換器（又はデジタル・アナログ変換回路）(DAC) 38 と相互接続した、マイクロコントローラ（又はマイクロプロセサ）34 を有している。次に DAC 38 は、LED 駆動回路 40 と接続している。図 2 が最も良く示しているように、シミュレータの指 16 は、シミュレータフォトディテクタ 30 及びシミュレータ LED 光源 32 と一体とする。シミュレータフォトディテクタ 30 及びシミュレータ LED 32 は、シミュレータの指 16 を目標酸素計 20 のセンサ 18 に挿入する際に、目標酸素計発光器 28 及び目標酸素計のフォトディテクタ 26 に、それぞれ対向する関係で整列するように位置させる。目標酸素計 20 は慣例の複数個の酸素計のうちの任意の 1 つとすることができるため、目標酸素計 20 の回路及び動作についてはここでは述べないが、このような目標酸素計は、患者の血液酸素濃度即ち SpO<sub>2</sub> を、測定した通りに示すモニタ又はディスプレイを具えている。

#### 【 0 0 1 2 】

図 2 及び 3 を参照するに、センサ 18 に番わせるのに適合させたシミュレータの指 16 は、OPT-101（図 3 の U1）によって、センサ 18 の LED 28 から出力される光の光強度を検知する、シミュレータフォトディテクタ 30 を有している。OPT-101 ダイオードによって信号に変換される光の光強度を検知することにより、シミュレータフォトディテクタ 30 は、（図 3 のコンポーネント U1 のピン 5 にて）信号（第 2 の信号）を比較回路 36（U4 のピン 3）及びデジタル・アナログ変換器 38（U2 のピン 11）に出力することができる。同時に、プロセサ 34 は、酸素計測ユニット 2 によって送信される RF 信号を、RF 送信器 8 を経て、RF 受信器 10 から受信している。患者の血流による SpO<sub>2</sub> を表す RF 信号は、図 3 に示すようなコネクタ CON2 を経てプロセサ 34 に入力される。また、RF 受信器 10 をシミュレータユニット 12 の一部とする場合には、信号をプロセサ 34 に直接供給することもできる。

#### 【 0 0 1 3 】

酸素計測ユニット 2 からの RF 信号を受信すると、プロセサ 34 は、この信号が表すデータに対応する数値 N を生成する。具体的に説明するに、酸素計測ユニット 2 によって測定される患者の SpO<sub>2</sub> 値が 98.6% である場合には、プロセサ 34 は、RF 信号を受信すると、98.6% の SpO<sub>2</sub> 値に対応する数値 N を生成することになる。プロセサ 34 は、所定の SpO<sub>2</sub> 値をそれぞれ表す複数の数値 N を記憶しているメモリを有している。したがって、所定の N に対応する RF 信号を受信すると、プロセサ 34 は、メモリから対応する N を読み出し、そして測定した SpO<sub>2</sub> を表す N を、プロセサ 34 のピン 6 にて出力線 CLK を経て、DAC 38 に出力する。測定した SpO<sub>2</sub> が変化する場合には、異なる N がプロセサ 34 のメモリから読み出され、シミュレータフォトディテクタ 30 によって決定される頻度で、DAC 38 に供給される。酸素計測ユニット 2 から読み出される RF 信号は、患者の指 6 から検出される SpO<sub>2</sub> に対応する、赤色及び赤外波形の組合せとすることができる。

10

20

30

40

50

## 【0014】

プロセサ34によって、ラインDIN及び/CS(U5のリード線7及び2)からの出力もまたDAC38に供給される。NがDAC38にクロックされる周波数は、目標酸素計20のセンサ18のLED28からの光に依存する。シミュレータフォトディテクタ30が測定したこの光強度は、増幅器(U1の一部)を経て供給され、そこ(ピン5)から、抵抗R8及びR7並びにキャパシタC2の組合せによって発生される基準電圧と比較するために、比較器36に出力される。目標酸素計20が、センサ18に挿入した指からSpO2を測定すべく使用する光のパルスである、赤色または赤外線のパルスを「発射する」毎に、比較器36(U4)は、シミュレータフォトディテクタ30の出力を電圧として検知し、そしてパルスを出力する。したがって、目標酸素計20のLED28から、シミュレータフォトディテクタ30が検知した光の強度に応じて、特定の周波数を有するパルスが比較器36から出力される。これらのパルスはプロセサ34(U5のピン3)に供給され(第3の信号)、このプロセサ34は、パルスにより供給されるタイミングの関数としてNを出力する。手近な例として、Nは1分間に120回プロセサ34により出力されるものとする。

10

## 【0015】

プロセサ34からNを、及びシミュレータフォトディテクタ30から入力される電圧を受信すると、DAC38は、次式に基づいて出力電圧(第4の信号)を計算する。

20

## 【0016】

$$V_{out} = V_{in} \cdot (N/M)$$

## 【0017】

ここで、 $V_{out}$ 及び $V_{in}$ は、それぞれ、DAC38からの出力電圧及びDAC38への入力電圧であり、

Nは、プロセサ34により、DAC38にクロックされる数であり、

Mは、 $2^8 \sim 2^{24}$ から選択した、DAC38の分解能である。

## 【0018】

限定するものではなく手近な例として、本発明者等は、 $M = 2^{12}$ 即ち4096の分解能が、図3に示す概略図のDACコンポーネントと最も良好に作動する出力電圧 $V_{out}$ を供給する、ということを確認した。しかしながら、異なるDACに対しては、DACのブランド及びタイプ並びに回路で用いられる他のコンポーネントに応じて、 $2^8 \sim 2^{24}$ で記した値の範囲内の、他の値Mを用いなければならない。

30

## 【0019】

出力電圧 $V_{out}$ は、DAC38により、 $V_{out}$ を、シミュレータLED32を駆動するための電流に変換する電圧/電流変換器42'(U3A)に供給され、このシミュレータLED32は、目標酸素計20のフォトディテクタ26に対向して位置付けられているため、目標酸素計20に関する限り、患者が1本の指をセンサ18に挿入することで、この挿入した指によりSpO2が測定される。図3に示す概略図においては、LED駆動部40は、電圧/電流変換器42'及びトランジスタドライバQ2を含んでいる。

40

## 【0020】

図4及び5は、本発明の第2実施例を示している。第2実施例では、センサ18に挿入するユニット16により表されるシミュレータの指を必要としない。センサ18も除去されている。第2実施例の有利な点のひとつは、指シミュレータ及びセンサ18を除去することに関連してコストが低減されることにある。さらに、第2実施例は周囲環境の光に影響を受けないため、番うシミュレータの指/センサに浸透する迷光のような周囲環境の妨害は除去される。これは、シミュレータユニット12からの出力端のコネクタが、通常はケーブル24を経てセンサ18に接続すべく用いられる目標酸素計20にて、既に存在するコネクタに番う形状となっているためである。第2実施例にて、第1実施例と同じコンポーネントは、図4及び5において同じ参照番号を付してある。

50

## 【 0 0 2 1 】

図 4 及び 5 を参照するに、本発明の第 2 実施例が第 1 実施例と異なるのは、シミュレータの指 1 6 及びセンサ 1 8 を、整流器、負荷抵抗、及び差動増幅回路の組合せを有する入力回路 4 2、並びに光結合器 4 4 と交換させていることにある。図 4 及び 5 に示す実施例においては、シミュレータユニット 1 2 の回路は、ケーブル 4 6 によって目標酸素計 2 0 に直接接続されている。本実施例では雄型 DB - 9 コネクタとするコネクタ 2 2 に番わせることで、目標酸素計 2 0 と結合させるために、ケーブル 4 6 の終端部に例えば慣例の DB - 9 雌型コネクタの形式のコネクタ 4 8 を設ける。

## 【 0 0 2 2 】

入力回路 4 2 は、2 重のダイオード D 1 及び D 2 周囲に形成した入力整流回路 5 0 を提供する。2 重のダイオード D 1 及び D 2 は、抵抗 R 1 0 1 の形式の負荷に接続されている。差動増幅器 U 1 は、入力回路 4 2 により目標酸素計 2 0 の出力から検出される信号を増幅し、この信号は、第 1 実施例では、センサ 1 8 の LED から出力される光の強度に対応する。増幅器 U 1 からの出力は、前述同様、比較器 3 6 及び DAC 回路 3 8 に供給される。また、プロセッサ 3 4 は、遠隔酸素計測ユニットによって測定される SpO<sub>2</sub> の形式とし得る、患者の生理的パラメタを表す数値 N を、DAC 3 8 に、比較器 3 6 から出力されるパルスの関数とする頻度にて出力する。ここで、パルス出力は、入力回路 4 2 によって目標酸素計 2 0 から検知される信号に依存する。

## 【 0 0 2 3 】

上述した式から出力される電圧と同じである DAC 3 8 からの出力は、駆動トランジスタ Q 2 を制御すべく電圧 / 電流変換器 4 2 ' に供給され、ここでこの駆動トランジスタ Q 2 は、光結合器 4 4 ( ISO 1 ) を制御する。光結合器 4 4 の光ダイオードのリード線は、DB - 9 コネクタ 4 8、例えば目標酸素計 2 0 への入力のためのコネクタ ( 図 5 ) のピン 5 及び 9 に経路指定する。模範の第 2 実施例では、コネクタ 4 8 をコネクタ 2 2 に番わせることによりシミュレータユニット 1 2 を目標酸素計 2 0 に結合する際に、目標酸素計からの LED 出力は、コネクタ ( 図 5 ) のリード線 2 及び 3 を経て経路指定する。なお、本発明に先んじて、また第 1 実施例に関して酸素計 2 0 を使用する際に、目標酸素計 2 0 のコネクタ 2 2 は、慣例の指センサ 1 8 のケーブル 2 4 が差込まれるコネクタとする。

## 【 0 0 2 4 】

上述した本発明の両実施例に関して、通常なら血液酸素濃度レベルを測定するために、患者が傍にいる必要のある慣例の酸素計で、酸素計から遠隔して位置し得る患者の SpO<sub>2</sub> を測定することができるようにシミュレータを構成することができる。さらに、比較的高価でかつ絶えず交換する必要のある、患者ケーブル及び指センサは必要でなくなる。その上、同時係属の米国特許出願 1 0 / 2 8 4 , 2 3 9 にて開示したような遠隔計測指酸素計を使用する際には、多数の入力及び表示を有する慣例の酸素計を使用して、それぞれ異なる場所に位置する複数の患者を監視することができる。

## 【 0 0 2 5 】

電氣的又は磁氣的な妨害環境、例えば、患者が MRI ( 磁気共鳴結像 ) 走査用の部屋にいて、かつ患者の SpO<sub>2</sub> 測定が所望されるような場合には、MRI 装置から生じる電氣的及び / 又は電磁的妨害により、遠隔計測信号が損なわれてしまうため、遠隔計測ユニットは機能しなくなる。ゆえに、電氣的な妨害のために、遠隔酸素計又は酸素計測ユニットにより患者から測定した生理的信号の遠隔計測が妨げられるような環境では、本発明の信号を伝える他の方法としては、ファイバ光学系を用いる方法、特に、患者から測定した生理的パラメタを読込んだものが表示されるオンサイト酸素計に、遠隔酸素計を通信で接続する、光ファイバケーブルによる方法がある。遠隔酸素計には、光ファイバケーブルに接続して、光ファイバケーブルの他の終端部を慣例の方法でオンサイト酸素計が位置している部屋に経由させるための、出力ポートを設けることができる。オンサイト酸素計に接続する光ファイバケーブルの終端は、オンサイト酸素計の組込みコネクタに番わせ易いコネクタに嵌合させることができる。グラスファイバを経て信号を送信することで、信号の完

10

20

30

40

50

全性は、MRI又は他の同様な装置から発生される電氣的又は磁氣的な妨害によっては影響を受けなくなる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

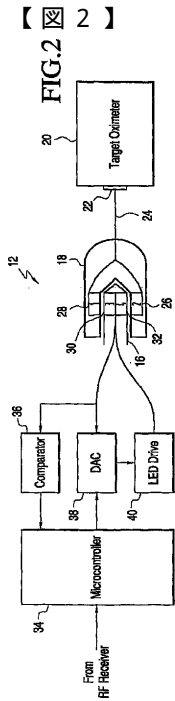
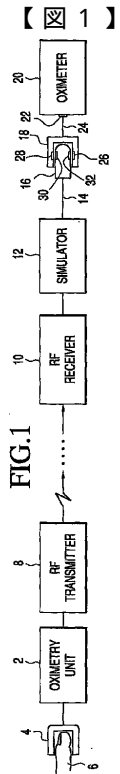
【図1】遠隔酸素計測ユニットと本発明のシミュレータユニットとの間、及び本発明のシミュレータユニットとオンサイト又は目標酸素計との間の相互関係を示した概略図である。

【図2】本発明の第1実施例を示す概略ブロック図である。

【図3】図2に示したような本発明の実施例に用いる回路の概略図である。

【図4】本発明の第2実施例を示す概略ブロック図である。

【図5】図4に示した本発明の実施例の概略回路図である。



【 図 3 】

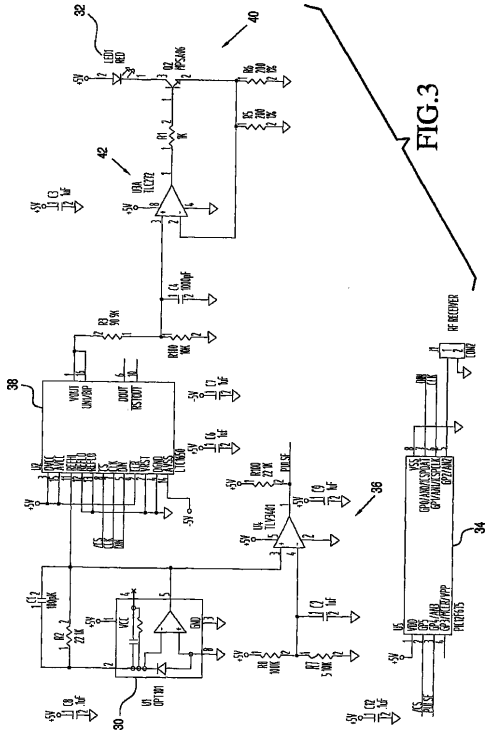


FIG.3

【 図 4 】

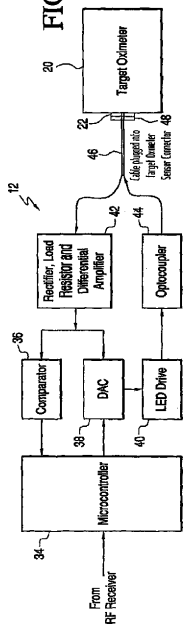


FIG.4

【 図 5 】

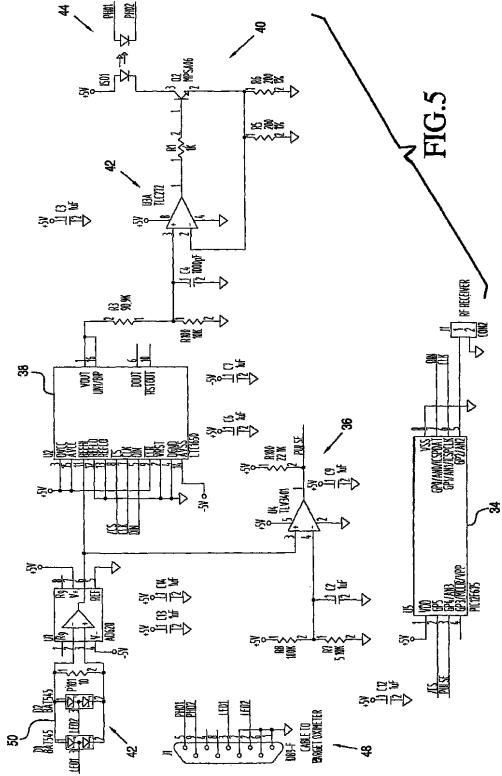


FIG.5

---

フロントページの続き

(72)発明者 ユージーン パラトニク  
アメリカ合衆国 ウィスコンシン州 53072 ピウォーキー エヌ50 ダブリュー2832  
1 マエズ ウォルケ(番地なし)

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特表2000-510719(JP,A)  
米国特許第05830137(US,A)  
国際公開第01/058347(WO,A1)  
特開平10-314150(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/1455

A61B 5/1486

G01N 21/27

专利名称(译)	氧气测量模拟器		
公开(公告)号	<a href="#">JP4934768B2</a>	公开(公告)日	2012-05-16
申请号	JP2006517185	申请日	2004-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	史密斯医疗PM公司		
申请(专利权)人(译)	史密斯医疗公司PM		
当前申请(专利权)人(译)	史密斯医疗等耶稣迪公司		
[标]发明人	ロバートリースウェイツァー ユージーンパラトニク		
发明人	ロバート リー スウェイツァー ユージーン パラトニク		
IPC分类号	A61B5/1455 G01N21/27 A61B5/1486 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/6826 A61B5/0002 A61B5/14551 A61B5/6838 Y10S128/903		
FI分类号	A61B5/14.322 G01N21/27.Z A61B5/14.340		
代理人(译)	杉村健二		
优先权	10/465888 2003-06-20 US		
其他公开文献	JP2007518440A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供模拟器适配器以与传统的血氧计一起使用，用于监测可能远离血氧计的患者。在本发明的第一实施例中，模拟器适配器具有适合血氧计的传感器的模拟器数字。模拟器数字感测来自血氧计的光输出并向模拟器适配器提供反馈，以使适配器能够调整发送到适配器的患者的信号以供血氧计使用，就好像患者在现场并且正在通过血氧计测量。在第二实施例中，代替模拟器数字，模拟器适配器具有作为其输出的连接器，该连接器适于与作为传统血氧计的一部分的传统连接器配合。该第二实施例消除了对用于血氧计的任何模拟器数字和传感器的需要，因为在模拟器适配器中提供适当的电路以使其能够直接连接到血氧计。在来自患者的信号可能受到电磁影响的环境中，模拟器适配器可以通过光缆连接到远程血氧测量单元，使得代表从患者远程测量的生理参数的信号被直接发送到第一实施例的模拟器数字或第二实施例的适配器连接器。

