

(19)日本国特許庁 (J P)

公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 65647

(P2002 - 65647A)

(43)公開日 平成14年3月5日 (2002.3.5)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マコード^{*} (参考)

A 6 1 B 5/145

G 0 1 N 21/27

Z 2 G 0 5 9

G 0 1 N 21/27

21/35

Z 4 C 0 3 8

21/35

H 0 1 L 31/12

G 5 F 0 4 1

H 0 1 L 31/12

33/00

L 5 F 0 8 9

33/00

A 6 1 B 5/14

310

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 38数)

(21)出願番号 特願2001 - 194067(P2001 - 194067)

(22)出願日 平成13年6月27日(2001.6.27)

(31)優先権主張番号 604340

(32)優先日 平成12年6月27日(2000.6.27)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 500000212

マシモ・コーポレイション

アメリカ合衆国 92614 カリフォルニア州

アーヴィン、ケルヴィン アヴェニュー

2852

(72)発明者 アマー アル - アリ

アメリカ合衆国 92782 カリフォルニア州

タスティン フィリップス ストリート

10880

(74)代理人 100079049

弁理士 中島 淳 (外 2 名)

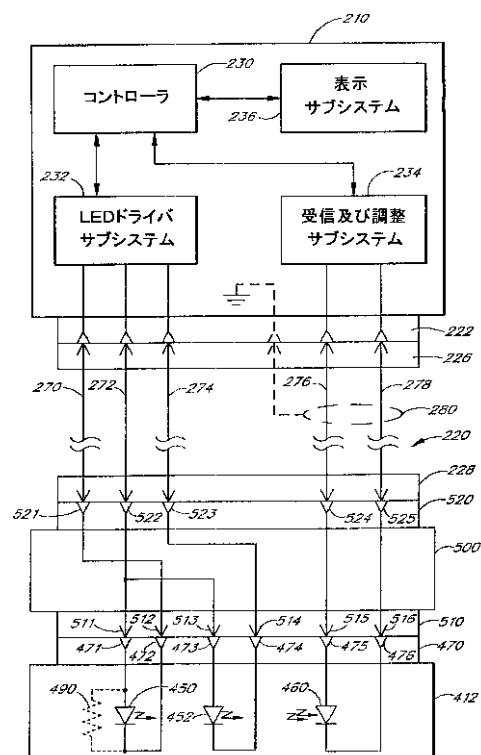
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 酸素濃度計センサ及び相互接続コネクタ

(57)【要約】

【課題】 複数のシステムで使用可能な酸素濃度計センサを提供する。

【解決手段】 酸素濃度計センサは、第1の発光ダイオード、第2の発光ダイオード及び光電検出器を含む。各発光ダイオードの陽極及び陰極への電氣的接続、及び光電検出器の端子への電氣的接続がコネクタに提供される。相互接続コネクタが酸素濃度計センサのコネクタ、及び酸素濃度計システムと通信するコネクタの間に挿入される。相互接続コネクタは、発光ダイオードを酸素濃度計システムに適合する構造でセンサ・コネクタとシステム・コネクタとを電氣的に接続するために選択される相互接続配線を有する。詳細には、第1の相互接続コネクタは発光ダイオードを共通の陽極配列で構成し、第2の相互接続コネクタは背中合わせの構造で構成する。何れのコネクタも2つのコネクタを有するシェル、又は各端部にコネクタを有する可撓性ケーブルの形であり得る。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の酸素濃度計システムに用いられる酸素濃度計センサであって、

陽極及び陰極を有し、十分な電圧が該陽極から該陰極に印加された場合に、第 1 の波長の光を放射する第 1 の発光ダイオードと、

陽極及び陰極を有し、十分な電圧が該陽極から該陰極に印加された場合に、第 2 の波長の光を放射する第 2 の発光ダイオードと、

第 1 の端子及び第 2 の端子を有し、光電検出器に入射する光の様々な強度に応答する測定可能な特性を有する光電検出器と、

前記第 1 の発光ダイオードの前記陽極に接続される第 1 の接触子と、前記第 1 の発光ダイオードの前記陰極に接続される第 2 の接触子と、前記第 2 の発光ダイオードの前記陽極に接続される第 3 の接触子と、前記第 2 の発光ダイオードの前記陰極に接続される第 4 の接触子と、前記光電検出器の前記第 1 の端子に接続される第 5 の接触子と、前記光電検出器の前記第 2 の端子に接続される第 6 の接触子とを有するセンサ・コネクタと、

を含む、酸素濃度計センサ。

【請求項 2】 前記酸素濃度計センサと酸素濃度計システム・モニタとを相互接続するための相互接続コネクタを更に含み、該相互接続コネクタは、前記センサ・コネクタの接触子と係合可能な接触子を有する第 1 のコネクタと、前記酸素濃度計システム・モニタのコネクタの接触子と係合可能な接触子を有する第 2 のコネクタとを有し、前記相互接続コネクタは、前記第 1 の発光ダイオード、前記第 2 の発光ダイオード、及び前記光電検出器を前記酸素濃度計システム・モニタに電気的に相互接続するために、前記第 1 のコネクタの選択された接触子を前記第 2 のコネクタの選択された接触子に電気的に接続することを特徴とする、請求項 1 に記載の酸素濃度計センサ。

【請求項 3】 前記相互接続コネクタは、第 1 の端部に前記第 1 のコネクタを有し、第 2 の端部に前記第 2 のコネクタを有するシェルを含む、請求項 2 に記載の酸素濃度計センサ。

【請求項 4】 前記相互接続コネクタは、第 1 の端部に前記第 1 のコネクタを有し、第 2 の端部に前記第 2 のコネクタを有する可撓性ケーブルを含む、請求項 2 に記載の酸素濃度計センサ。

【請求項 5】 前記相互接続コネクタは、前記第 1 の発光ダイオード及び前記第 2 の発光ダイオードを共通の陰極構造で電気的に相互接続することを特徴とする、請求項 2 に記載の酸素濃度計センサ。

【請求項 6】 前記相互接続コネクタは、前記第 1 の発光ダイオード及び前記第 2 の発光ダイオードを共通の陽極構造で電気的に相互接続することを特徴とする、請求項 2 に記載の酸素濃度計センサ。

*【請求項 7】 前記相互接続コネクタは、前記第 1 の発光ダイオード及び前記第 2 の発光ダイオードを背中合わせの構造で電気的に相互接続し、前記第 1 の発光ダイオードの陽極は前記第 2 の発光ダイオードの陰極に接続され、前記第 1 の発光ダイオードの陰極は前記第 2 の発光ダイオードの陽極に接続される、請求項 2 に記載の酸素濃度計センサ。

【請求項 8】 酸素濃度計センサと酸素濃度計システム・モニタとを相互接続する相互接続コネクタであって、前記酸素濃度計センサは、第 1 及び第 2 の発光ダイオードの陽極及び陰極に電気的に接続される接触子と、光電検出器の端子に電気的に接続される接触子と、を有するセンサ・コネクタを有し、

該センサ・コネクタの前記接触子と係合可能な接触子を有する第 1 のコネクタと、

前記酸素濃度計システム・モニタと電気的通信を行うシステム・コネクタの接触子と係合可能な接触子を有する第 2 のコネクタと、

前記第 1 の発光ダイオード、前記第 2 の発光ダイオード、及び前記光電検出器を前記酸素濃度計システム・モニタに適合する構造で電気的に相互接続するために、前記第 1 のコネクタの選択された接触子と前記第 2 のコネクタの選択された接触子とを電気的に接続する前記第 1 のコネクタと前記第 2 のコネクタとの間の電気的な相互接続と、を含む、相互接続コネクタ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、パルス酸素測定検出の分野に関し、より詳細には、パルス酸素測定検出システムで用いられるセンサに関する。

【0002】

【従来の技術】低い血中酸素量の早期検出は、多種多様な医療処置において重要である。例えば、患者が重傷者管理及び外科的処置において十分な酸素供給を受けない場合、ほんの数分でこの患者を脳傷害及び死に至らしめ得る。この危険性のために、医療産業は、酸素測定法、即ち血中の酸素の状態の研究及び測定法に取り組んできた。酸素測定法の特定のタイプであるパルス酸素測定法は、血液の酸素の状態の指標である動脈血の酸素飽和度を測定するために広く容認された無侵襲的手法である。パルス酸素濃度計（オキシメータ）は、血中の酸素飽和度を測定するために患者に取り付けられたセンサに依存する。

【0003】従来より、パルス酸素濃度計センサは、赤色光エミッタ、赤外光エミッタ、及び光ダイオード検出器を有する。センサは一般に、患者の指、耳たぶ、又は足に取り付けられる。指に取り付けられる場合、センサは、エミッタが指の外側の組織を通して、その中に含まれる血管及び毛細血管に光を投じるように配置される。

光ダイオードは、透過光が指の外側の組織から現れた時に、それを検出するように、指の反対側に配置される。光ダイオードは、透過光に基づいて信号を生成し、この信号を酸素濃度計に中継する。酸素濃度計は、センサにより放射された２つの波長（赤色光及び赤外光）の動脈血による吸収の差を計算することによって、血中の酸素飽和度を決定する。

【０００４】パルス酸素測定産業で用いられる検出装置には、大きく分けて少なくとも２つのタイプがある。第１のタイプは、背中合わせの構造で連結された赤色光エミッタと赤外光エミッタとを有する。即ち、赤色光エミッタ及び赤外光エミッタは、発光ダイオードであり、それぞれが個々の陽極及び陰極を有する。当該技術では周知であるように、適切な極性の十分な電圧が発光ダイオードの陽極及び陰極の間に印加されると、発光ダイオードは、所定の波長の光（例えば、赤色光又は赤外光）を放射する。発光ダイオードを背中合わせの構造で連結することにより、同一の電圧源を両方の発光ダイオードに用いることができる。従って、電圧源が第１の極性を有する場合、２つの発光ダイオードの１つが起動されて光を放射し、電圧源が反対の極性を有する場合は、他方の発光ダイオードが起動されて光を放射する。酸素濃度計システムから発光ダイオードへは、わずかに２つの結線のみが必要であることが理解されるであろう。（例えば、本願の譲受人に譲渡され、参考文献として本願に組み入れられている米国特許第5,758,644号を参照されたい。特に、米国特許第5,758,644号の図８Ａを参照されたい。）光電検出器は有利なことに、両方の発光ダイオード及び光電検出器がわずかに３本の相互結線により酸素濃度計システムに接続されるように、２つの結線の一方と、第３の結線との間に接続されることができる。

【０００５】一般用センサの第２のタイプは、共通の電極構造に２つのエミッタを接続する。即ち、各エミッタの２つの電極の一方（例えば、各エミッタの陰極）が、酸素濃度計システムへの１つの結線に共通に接続される。各エミッタの他方の電極（例えば、陽極）は、酸素濃度計システムへの別々の結線を有するので、エミッタには合計３つの結線が必要である。光電検出器は、酸素濃度計システムへの少なくとも１つの更なる結線を有するので、センサには合計４つのコネクタが必要である。（例えば、米国特許第5,758,644号の図４Ａを参照されたい。）

【０００６】

【発明が解決しようとする課題】酸素濃度計システムは一般に、上述の２つのセンサの１つと共に使用されるように設計されているので、両タイプの酸素濃度計システムを保有する病院は、背中合わせのエミッタ用に設計された酸素濃度計システムに適合する３線センサの在庫と、共通電極センサ用に設計された酸素濃度計システムに適合する４線センサの在庫とを備えていなければなら

ない。３線センサを４線の酸素濃度計システムで用いることを可能にする変換ユニット、及び４線センサを３線の酸素濃度計システムで用いることを可能にする他の変換ユニットが市販されているが、これらの変換ユニットは高価であり、通常、別々の電源から電力を供給される変換電子装置を含む。変換ユニット及び変換ユニットに必要な電氣的接続は生来大きすぎるので、変換ユニットは、手術室等の病院の環境には特に相応しくない。

【０００７】

【課題を解決するための手段】本発明の一態様は、複数の酸素濃度計システムで用いられる酸素濃度計センサである。この酸素濃度計センサは、陽極及び陰極を有する第１の発光ダイオードを含む。第１の発光ダイオードは、十分な電圧が陽極から陰極に印加されると、第１の波長の光を放射する。このセンサは、陽極及び陰極を有する第２の発光ダイオードを更に含む。第２の発光ダイオードは、十分な電圧が陽極から陰極に印加されると、第２の波長の光を放射する。このセンサは、第１の端子と第２の端子とを有する光電検出器を含む。光電検出器は、光電検出器に入射する光の様々な強度に応答する測定可能な特性を有する。センサは、第１の発光ダイオードの陽極に接続される第１の接触子と、第１の発光ダイオードの陰極に接続される第２の接触子と、第２の発光ダイオードの陽極に接続される第３の接触子と、第２の発光ダイオードの陰極に接続される第４の接触子と、光電検出器の第１の端子に接続される第５の接触子と、光電検出器の第２の端子に接続される第６の接触子と、を有するセンサ・コネクタを含む。本発明の本態様では、酸素濃度計センサは更に、酸素濃度計センサと酸素濃度計システム・モニタとを相互接続するための相互接続コネクタを含む。相互接続コネクタは、センサ・コネクタの接触子と係合可能な接触子を有する第１のコネクタを含む。相互接続コネクタは、酸素濃度計システム・モニタのコネクタの接触子と係合可能な接触子を有する第２のコネクタを含む。相互接続コネクタは、第１のコネクタの選択された接触子を第２のコネクタの選択された接触子に電氣的に接続し、第１の発光ダイオード、第２の発光ダイオード、及び光電検出器を酸素濃度計システム・モニタに電氣的に相互接続する。実施の一形態において、相互接続コネクタは、第１の端部に第１のコネクタを有し、第２の端部に第２のコネクタを有するシェルを含む。別の実施の形態において、相互接続コネクタは、第１の端部に第１のコネクタを有し、第２の端部に第２のコネクタを有する可撓性ケーブルを含む。５線の酸素濃度計監視システムを用いたある適用例では、相互接続コネクタは、第１の発光ダイオード及び第２の発光ダイオードを共通の陽極構造で電氣的に相互接続する。４線の酸素濃度計監視システムを用いた別の適用例では、相互接続コネクタは、第１の発光ダイオード及び第２の発光ダイオードを背中合わせの構造で電氣的に相互接続

し、この場合、第1の発光ダイオードの陽極は、第2の発光ダイオードの陰極に接続され、第1の発光ダイオードの陰極は、第2の発光ダイオードの陽極に接続される。

【0008】本発明の別の態様は、酸素濃度計センサと酸素濃度計システム・モニタとを相互接続するための相互接続コネクタであり、酸素濃度計センサは、第1及び第2の発光ダイオードの陽極及び陰極に電氣的に接続される接触子と、光電検出器の端子に電氣的に接続される接触子と、を有するセンサ・コネクタを含む。相互接続コネクタは、センサ・コネクタの接触子と係合可能な接触子を有する第1のコネクタを含む。相互接続コネクタは、酸素濃度計システム・モニタと電気通信するシステム・コネクタの接触子と係合可能な接触子を有する第2のコネクタを含む。相互接続コネクタは、第1のコネクタと第2のコネクタとの間の電氣的な相互接続を更に含み、この相互接続は、第1のコネクタの選択された接触子を第2のコネクタの選択された接触子に電氣的に接続し、第1の発光ダイオード、第2の発光ダイオード、及び光電検出器を酸素濃度計システム・モニタに適合する構造で電氣的に相互接続する。

【0009】

【発明の実施の形態】本発明の好ましい実施の形態は、添付の図面に関連して以下で説明される。図1は、酸素濃度計モニタ110及び酸素濃度計センサ112を含む典型的な酸素濃度計システム100を例示する。酸素濃度計モニタ110及び酸素濃度計センサ112は、酸素濃度計ケーブル120により相互接続される。一般に、酸素濃度計モニタ110はコネクタ122を有し、酸素濃度計センサ112はコネクタ124を有する。更に、酸素濃度計ケーブル120は、酸素濃度計モニタのコネクタ122に適合する第1のコネクタ126と、酸素濃度計センサのコネクタ124に適合する第2のコネクタ128とを有する。作動時には、コネクタ122及びコネクタ126が係合され、そしてコネクタ124及びコネクタ128が係合されて、酸素濃度計モニタ110と酸素濃度計センサ112との間の電氣的接続を生ずる。当該技術において周知であるように、酸素濃度計センサ112は、患者の血液の酸素量をモニタすることができるよう、患者の身体の一部に取り付けられる（例えば、患者の手の指又は患者の足の指に取り付けられる）。例えば、患者の例示的な手の指140に取り付けられたセンサ112を示す図2を参照されたい。

【0010】酸素濃度計センサ及び酸素濃度計モニタの動作に関する詳細は、例えば、本願の譲受人に譲渡され、参考文献として本願に組み入れられている米国特許第5,632,272号、第5,758,644号、第5,769,785号、第5,782,757号、及び第6,002,952号で確認することができる。

【0011】図3は、酸素濃度計システム200の概略

ブロック図を示しており、これは共通陽極の発光ダイオード構造を駆動するための5線の相互接続を有する図1の酸素濃度計システム100の実施の形態である。具体的には、図3の実施の形態は、モニタ・コネクタ222及びセンサ・コネクタ224を介して5線ケーブル220により相互接続される酸素濃度計モニタ210及び酸素濃度計センサ212を含む。5線ケーブル220は、モニタ・コネクタ222に接続される第1のコネクタ226と、センサ・コネクタ224に接続される第2のコネクタ228とを含む。

【0012】図示されるように、酸素濃度計モニタ210は、発光ダイオード(LED)ドライバ・サブシステム232を制御し、受信及び調整サブシステム234から情報を受信し、更に、表示サブシステム236上に患者に関する情報（例えば、脈拍数及び血液の酸素量レベル）を表示するコントローラ230を含む。酸素濃度計モニタ210は、例えば、電力供給サブシステム、及びユーザ・インターフェース等の他のサブシステム（図示せず）を含んでもよい。

【0013】酸素濃度計センサ212は、陽極及び陰極を有する第1の発光ダイオード250を含む。第1の発光ダイオード250は有利なことに、十分に高い電圧が陽極から陰極に印加されると、第1の波長の光（例えば、電磁スペクトルの赤色部分の光）を放射する。

【0014】酸素濃度計センサ212は、陽極及び陰極を有する第2の発光ダイオード252を含む。第2の発光ダイオード252は有利なことに、十分に高い電圧が陽極から陰極に印加されると、第2の波長の光（例えば、電磁スペクトルの赤外部分の光）を放射する。

【0015】酸素濃度計センサ212は、陽極及び陰極を有する光電検出器（例えば、光ダイオード）260を含む。光電検出器260は、ある波長範囲内の光が光電検出器260の作用部分に入射すると、陽極から陰極への電流の伝導を変化させる公知の方法で動作する。光電検出器260は、電磁スペクトルの赤色及び赤外部分の光に応答する。光電検出器260の導電率の大きさは、そこに入射する光の強度に依存する。従って、酸素濃度計センサ212が、例えば、酸素濃度計センサ112に関して図2に例示されるように、患者の手の指に取り付けられる場合、通常指の片側（例えば、図2に示されるように上側）に取り付けられる発光ダイオード250及び252から放射される光は、指を透過して、指の反対側（例えば、図2に示されるように下側）に取り付けられる光電検出器260に入射する。参照として上に記載した特許に記載されているように、光電検出器260の導電率に応答する信号は、赤色光の発光ダイオード250の起動に応答して患者の身体の部分透過する光の強度を決定するため、及び赤外光の発光ダイオード252の起動に応答して患者の身体の部分透過する光の強度を決定するために測定するのが有利である。2つの異な

る波長に応答して検出される強度は、血液の酸素量レベルに応じて変化するので、患者の血液の酸素量レベルは、測定された信号から決定することができる。

【0016】光に応答する光電検出器 260 の導電率の変化により生ずる信号は、受信及び調整サブシステム 234 への入力として供給され、このサブシステム 234 は、信号を受信し、この信号を調整し、そして調整された信号をコントローラ 230 に供給する。コントローラ 230 は、血液の酸素量レベル及び脈拍数を決定するために、調整された信号を更に処理し、血液の酸素量レベ

ル及び脈拍数が視覚的に表示されるように、表示サブシステム 236 への信号を生成する。更に、可聴信号（例えば、アラーム信号）が提供されてもよい。また、情報が、酸素濃度計モニタ 210 により記録されるか、又は入出力インターフェース（図示せず）を介して他の装置（図示せず）に供給されてもよい。

【0017】図 3 に示されるように、第 1 の発光ダイオード 250 及び第 2 の発光ダイオード 252 は、共通の陽極構造で接続される。当業者は、2 つの発光ダイオード 250 及び 252 が、電圧基準の適切な変更により、共通の陰極構造（図示せず）で接続されることも可能であることを理解するであろう。第 1 の発光ダイオード 250 の陰極は、コネクタ 224 及びコネクタ 228 のそれぞれの第 1 の接触子を介し、ケーブル 220 の第 1 の導線 270 を介し、コネクタ 226 及びコネクタ 222 のそれぞれの第 1 の接触子を介して、LED ドライバ・サブシステム 232 に電氣的に接続される。第 1 の発光ダイオード 250 の陽極は、コネクタ 224 及びコネクタ 228 のそれぞれの第 2 の接触子を介し、ケーブル 220 の第 2 の導線 272 を介し、コネクタ 226 及びコネクタ 228 のそれぞれの第 2 の接触子を介して、LED ドライバ・サブシステム 232 に電氣的に接続される。第 2 の発光ダイオード 252 の陰極は、コネクタ 224 及びコネクタ 228 のそれぞれの第 3 の接触子を介し、ケーブル 220 の第 3 の導線 274 を介し、コネクタ 226 及びコネクタ 222 のそれぞれの第 3 の接触子を介して、LED ドライバ・サブシステム 232 に電氣的に接続される。第 2 の発光ダイオード 252 の陽極は、第 1 の発光ダイオード 250 の陽極と共通に接続されるので、第 2 の発光ダイオード 252 の陽極もまた、それぞれの第 2 の接触子及び第 2 の導線 272 を介して LED ドライバ・サブシステム 232 に接続される。

【0018】光電検出器 260 の陽極は、コネクタ 224 及びコネクタ 228 のそれぞれの第 4 の接触子を介し、ケーブル 220 の第 4 の導線 276 を介し、コネクタ 226 及びコネクタ 222 のそれぞれの第 4 の接触子を介して、信号受信及び調整サブシステム 234 に接続される。光電検出器 260 の陽極は、コネクタ 224 及びコネクタ 228 のそれぞれの第 5 の接触子を介し、ケーブル 220 の第 5 の導線 278 を介し、コネクタ 22

6 及びコネクタ 222 のそれぞれの第 5 の接触子を介して、受信及び調整サブシステム 234 に電氣的に接続される。

【0019】参照として上に記載した特許でより詳細に論じられているように、第 1 の発光ダイオード 250 は、陽極に対してよりも陰極に相対的に低い電圧を印加することによって、第 1 の発光ダイオード 250 の陰極からの電流を低くすることにより駆動され、光を放射する。同様に、第 2 の発光ダイオード 252 は、陰極に相対的に低い電圧を印加することによって、第 2 の発光ダイオード 252 の陰極からの電流を低くすることにより駆動され、光を放射する。参照した特許で更に論じられているように、低い駆動電圧は通常、1 つの発光ダイオードのみが常時作動するように、交互に発光ダイオードの 2 つの陰極に印加される。更に、各発光ダイオードが駆動された後に、何れの発光ダイオードも駆動しない選択された持続時間が設けられるように、交互の駆動パターンが通常設定される。

【0020】発光ダイオード 250 及び 252 のそれぞれにより放射される光は、光電検出器 260 により検出され、光電検出器 260 は、検出された光の強度の変化に応じた信号を生成する。光電検出器 260 により生成される信号は、上述のように、2 本の導線 276 及び 278 と、コネクタの接触子とを介して、受信及び調整サブシステムにより検出される。2 本の導線 276 及び 278 を介して検出される信号に対するノイズの影響を軽減するために、2 本の導線 276 及び 278 は、可撓性のシールド（例えば、編組線）280 により覆われることが好ましく、このシールド 280 は、例示される実施の形態において、コネクタ 226 及び 222 のそれぞれのシールドの接触子を介して酸素濃度計モニタ 210 内でアースされる。（本明細書での 4 線及び 5 線システムへの言及では、シールド及びシールドに関連する結線は導線数に含まれないことに留意されたい。）

【0021】図 3 の想像線（点線）により更に示されるように、酸素濃度計センサ 212 は、発光ダイオードの 1 つ（例えば、図 3 の発光ダイオード 250）に並列に接続される抵抗器 290 を含むことが有利である。例えば、参考文献として本願に組み入れられている米国特許第 5,758,644 号に記載されているように、抵抗器 290 は、センサ 212 を識別するために用いることが有利である。具体的には、ダイオード 250 を駆動させるために必要な電圧よりも低い電圧が抵抗器 290 に印加されると、抵抗器 290 の抵抗により決定される電流が抵抗器 290 を通って流れる。電流は、抵抗器 290 の抵抗を決定するために測定されることが可能である。抵抗器 290 の抵抗は、センサ 212 を同定するために用いることができる。例えば、異なる特性を有するセンサ（例えば、小児用、新生児用、大人用等）は、異なる抵抗値で同定することが可能である。

【0022】図4は、酸素濃度計モニタ310と酸素濃度計センサ312との間に4線の相互接続ケーブル320を組み入れた酸素濃度計システムを例示する。酸素濃度計モニタ310は、図3の酸素濃度計モニタ210に類似しており、同様の構成要素は図4において適宜、図3の各構成要素の参照番号に100を加えた数字を付与されている。

【0023】図3のLEDドライバ・サブシステム232とは異なり、図4のLEDドライバ・サブシステム332は、モニタ・コネクタ322への結線を2つのみとする。また、図3の対応する構成要素とは異なり、図4の第1の発光ダイオード350及び第2の発光ダイオード352は、それぞれの陽極が共通に相互接続されていない。逆に図4では、第1の発光ダイオード350の陽極が、第2の発光ダイオード352の陰極に接続されている。第1の発光ダイオード350の陰極は、第2の発光ダイオード352の陽極に接続される。図4の光電検出器360は、図3の光電検出器260の結線と同様の方法で接続される。

【0024】共通に接続された第1の発光ダイオード350の陽極と第2の発光ダイオード352の陰極とは、コネクタ324及び328のそれぞれの第1の接触子を介し、ケーブル320の第1の導線370を介し、コネクタ326及び322のそれぞれの第1の接触子を介して、LEDドライバ・サブシステム332に接続される。

【0025】共通に接続された第1の発光ダイオード350の陰極と第2の発光ダイオード352の陽極とは、コネクタ324及びコネクタ328のそれぞれの第2の接触子を介し、ケーブル320の第2の導線372を介し、コネクタ326及びコネクタ322のそれぞれの第2の接触子を介して、LEDドライバ・サブシステム332に接続される。

【0026】光電検出器360の陽極は、コネクタ324及びコネクタ328のそれぞれの第3の接触子を介し、ケーブル320の第3の導線374を介し、コネクタ326及びコネクタ322のそれぞれの第3の接触子を介して、信号受信及び調整サブシステム334に接続される。光電検出器360の陰極は、コネクタ324及びコネクタ328のそれぞれの第4の接触子を介し、ケーブル320の第4の導線376を介し、コネクタ326及びコネクタ322のそれぞれの第4の接触子を介して、信号受信及び調整サブシステム334に接続される。

【0027】図3のセンサ212とは異なり、図4のセンサ312は、各発光ダイオード350及び352を、唯一の信号線を介する別々の信号によって駆動させるわけではない。逆に図4では、発光ダイオード350と352のいずれも、同じ一对の信号線に接続される。従って、図4では、第1の発光ダイオード350は、第1の

発光ダイオード350の陽極と第2の発光ダイオード352の陰極との共通の結線に相対的に高い電圧を印加することにより作動する。第1の発光ダイオード350の陰極と第2の発光ダイオード352の陽極との共通の結線に対してよりも相対的に高い電圧が印加される。従って、第1の発光ダイオード350は、陽極から陰極へ順バイアスされ、第2の発光ダイオード352は陰極から陽極へ逆バイアスされる。それにより、第1の発光ダイオード350のみが作動する。

【0028】同様に、第2の発光ダイオード352は、第2の発光ダイオード352の陽極と第2の発光ダイオード352の陰極との共通の結線に相対的に高い電圧を印加することにより作動する。第2の発光ダイオード352の陰極と第1の発光ダイオード350の陽極との共通の結線に対してよりも相対的に高い電圧が印加される。従って、第2の発光ダイオード352は、陽極から陰極へ順バイアスされ、第1の発光ダイオード350は、陰極から陽極へ逆バイアスされる。それにより、第2の発光ダイオード352のみが作動する。

【0029】図4に更に示されるように、酸素濃度計センサ312は、発光ダイオード350及び352に並列に接続される任意の抵抗器390（想像線（点線）で示される）を含むことが有利である。図3の抵抗器290に関して上述したように、抵抗器390は、発光ダイオード350と発光ダイオード352とのどちらかを駆動させるのに必要な電圧よりも低い電圧が抵抗器390の両側に印加される場合に、センサ312を同定するのに有利に使用される。

【0030】図3及び4、並びに上述の説明から解かるように、センサ212は3つの駆動信号及び2つの検出信号を出力するために5セットの信号導体（即ち、接触子及び信号線）を必要とする。対照的に、センサ312は、二重極性駆動信号及び2つの検出信号を出力するために4セットの導線のみを必要とする。従って、従来の技術の項で論じられた従来の扱いにくい変換システムを用いずに、センサ212をセンサ312用に設計された酸素濃度計システムで用いることはできず、センサ312をセンサ212用に設計された酸素濃度計システムで用いることはできない。従って、一般に、両タイプの酸素濃度計システムを有する病院は、両タイプのセンサ212及び312を備える。

【0031】図5に示されるように、本発明の実施の一形態は、5線の酸素濃度計システム又は4線の酸素濃度計システムで作動する酸素濃度計センサ412である。改良された酸素濃度計センサ412は、第1の（例えば、赤色光の）発光ダイオード450及び第2の（赤外光の）発光ダイオード452を含む。各発光ダイオード450及び452は、それぞれの陽極及びそれぞれの陰極を有する。センサ412は、光電検出器460を更に含み、光電検出器460は、第1の端子及び第2の端子

を有し、上述のように作動する。上述の公知の装置とは異なり、各発光ダイオード 450 及び 452 の陽極及び陰極は、センサ 412 のコネクタ 470 の別々のコネクタ・ピン（即ち、接触子）に接続される。具体的には、第 1 の発光ダイオード 450 の陽極は、第 1 のコネクタ・ピン 471 に接続され、第 1 の発光ダイオード 450 の陰極は、第 2 のコネクタ・ピン 472 に接続される。第 2 の発光ダイオード 452 の陽極は、第 3 のコネクタ・ピン 473 に接続され、第 2 の発光ダイオード 452 の陰極は、第 4 のコネクタ・ピン 474 に接続される。光電検出器 460 の陽極は、第 5 のコネクタ・ピン 475 に接続され、光電検出器 460 の陰極は、第 6 のコネクタ・ピン 476 に接続される。センサ 412 は、発光ダイオードの 1 つ（例えば、第 1 の発光ダイオード 450）に接続される抵抗器 490 を含むことが有利である。或いは、抵抗器 490 は、図 6 に関連して以下で論じられるように、独立したコネクタ・ピンに連結されてもよい。

【0032】センサ 412 の 6 個のコネクタ・ピン 471 乃至 476 は、図 3 の 5 線の酸素濃度計システム 210 が図 4 の 4 線の酸素濃度計システム 310 のいずれかに直接接続可能ではない。従って、センサ 412 は、センサ 412 と 5 線の酸素濃度計システム 210 とを相互接続させるための第 1 の相互接続コネクタ 500（図 7 に示される）、及びセンサ 412 と 4 線の酸素濃度計システム 310 とを相互接続させるための第 2 の相互接続コネクタ 600（図 9 に示される）と組み合わせて用いられる。相互接続コネクタ 500 及び 600 は、図 7 の相互接続コネクタ 500 により例示されるように、第 1 及び第 2 のコネクタを共通のシェルに有するソリッド相互接続コネクタであってよい。或いは、相互接続コネクタ 500 及び 600 は、図 9 の相互接続コネクタ 600 により例示されるように、各端部にコネクタを有する複数のケーブルとして構成されてもよい。

【0033】図 6 は、本発明に従った代替のセンサ 412' を例示する。センサ 412' は、抵抗器 490 が第 1 の発光ダイオード 450 に接続されていない点を除き、図 5 のセンサと同様である。逆に、センサ 412' では、抵抗器 490 の第 1 の端子がコネクタ 470' の第 7 の接触子 477 に接続され、抵抗器 490 の第 2 の端子がコネクタ 470' の第 8 の接触子 478 に接続される。この別のセンサ 412' は、図 8 及び 10 に関連して以下で更に論じられる。

【0034】図 7 に示されるように、相互接続コネクタ 500 は、第 1 の端部に第 1 のコネクタ 510 を有する。コネクタ 510 は、センサ 412 のコネクタ・ピン 471 乃至 476 に係合する 6 個の接触子 511 乃至 516 を有する。相互接続コネクタ 500 は、第 2 の端部に第 2 のコネクタ 520 を有する。コネクタ 520 は、図 3 の 5 線の酸素濃度計システム 210 に接続される 5

線ケーブル 220 のコネクタ 228 の第 1、第 2、第 3、第 4 及び第 5 の接触子のそれぞれと係合する 5 個の接触子 521 乃至 525 を有する。図示されるように、接触子 512 は接触子 521 に接続され、接触子 521 はケーブル 220 の第 1 の導線 270 に接続され、それにより第 1 の（赤色光の）発光ダイオード 450 の陰極を LED ドライバ・サブシステム 232 の赤色光駆動装置の出力に電氣的に接続する。接触子 514 は、接触子 523 に接続され、接触子 523 はケーブル 220 の第 3 の導線 274 に接続され、それにより第 2 の（赤外光の）発光ダイオード 452 の陰極を LED ドライバ・サブシステム 232 の赤外光駆動装置の出力に電氣的に接続する。接触子 511 及び 513 は、相互接続コネクタ 500 内で電氣的に相互接続され、且つケーブル 220 の第 2 の導線 272 に接続されるコネクタ 510 の第 2 の接触子 512 に電氣的に接続される。従って、両方の発光ダイオード 450 及び 452 の陽極は、酸素濃度計モニタ 210 の LED ドライバ・サブシステム 232 に電氣的に接続される。

【0035】接触子 515 は、接触子 524 に接続され、接触子 524 はケーブル 220 の第 4 の導線 276 に接続され、これにより光電検出器 460 の陽極を受信及び調整サブシステム 234 に電氣的に接続する。接触子 516 は、第 5 の接触子 525 に電氣的に接続され、第 5 の接触子 525 はケーブル 220 の第 5 の導線 278 に接続される。従って、光電検出器 460 の陽極は、受信及び調整サブシステム 234 に接続される。第 4 の導線 276 及び第 5 の導線 278 の周囲のシールド 280 は、図 3 に関連して上述したように、ケーブル 220 の一部であることに留意されたい。

【0036】図 8 は、図 6 の代替センサ 412' と組み合わせて用いられ、この代替センサ 412' を 5 線の酸素濃度計システム 210 と相互接続する相互接続コネクタ 500' を例示する。上述のように、このセンサ 412' の抵抗器 490 は、コネクタ 470' 内に 2 つの独立した接触子 477 及び 478 を有する。代替の相互接続コネクタ 500' のコネクタ 510' は、相互接続コネクタ 500 のコネクタ 510 に類似しているが、コネクタ 510' は抵抗器の接触子 477 及び 478 と係合する 2 つの更なる接触子 517 及び 518 を含む。図 8 において、接触子 517 及び 518 は、抵抗器 490 が第 1 の発光ダイオード 450 に効果的に接続されるように、第 1 の発光ダイオード 450 の陽極及び陰極のそれぞれに接続される信号線に電氣的に接続される。従って、相互接続コネクタ 500' は、図 3 のセンサ 212 と同じ電気インピーダンス特性を与えるように、抵抗器 490 を接続する。相互接続コネクタ 500' は、第 2 の発光ダイオード 452 に、又は光電検出器 460 に抵抗器 490 を接続するように変更することが可能であることが理解されるべきである。更なる代替案として、接

触子 517 と 518 とは接続されなくてもよく、その場合、抵抗器 490 は酸素濃度計の回路に接続されない。従って、代替センサ 412' 及び相互接続コネクタ 500' は、他のセンサ構造との適合性を与える点で更なる柔軟性をもたらす。

【0037】図 9 の相互接続コネクタ 600 は、センサ 412 のコネクタ 470 のコネクタ・ピン 471 乃至 476 と係合する 6 個の接触子 611 乃至 616 を有する第 1 のコネクタ 610 を有する可撓性ケーブル 604 を含む。相互接続コネクタ 600 の可撓性ケーブル 604 は、5 個の接触子 621 乃至 625 を有する第 2 のコネクタ 620 を有する。第 2 のコネクタ 620 は、4 線の酸素濃度計システム 310 のコネクタ 322 と係合する。

【0038】コネクタ 610 の接触子 611 及び 614 は、ケーブル 604 内で共に電氣的に接続され、ケーブル 604 の第 1 の導線 631 を介してコネクタ 620 の接触子 621 に接続される。従って、第 1 の発光ダイオード 450 の陽極及び第 2 の発光ダイオード 452 の陰極は共に共通に結線され、この共通の結線は、酸素濃度計モニタ 310 の LED ドライバ・サブシステム 332 に接続される。

【0039】コネクタ 610 の接触子 612 及び 613 は、ケーブル 604 内で共に電氣的に接続され、ケーブル 604 の第 2 の導線 632 を介してコネクタ 620 の接触子 622 に接続される。従って、第 1 の発光ダイオード 450 の陰極及び第 2 の発光ダイオード 452 の陽極は共に接続され、酸素濃度計モニタ 310 の LED ドライバ・サブシステム 334 に接続される。

【0040】コネクタ 610 の接触子 615 は、ケーブル 604 の第 3 の導線 633 を介してコネクタ 620 の接触子 623 に電氣的に接続される。従って、光電検出器 460 の陽極は、酸素濃度計モニタ 310 の受信及び調整サブシステム 334 に接続される。コネクタ 610 の接触子 616 は、ケーブル 604 の第 4 の導線 634 を介してコネクタ 620 の接触子 624 に電氣的に接続される。従って、光電検出器 460 の陰極は、酸素濃度計モニタ 310 の受信及び調整サブシステム 334 に接続される。第 3 の導線 633 及び第 4 の導線 634 は、可撓性のシールド 640 により覆われることが好ましく、このシールド 640 は、コネクタ 620 の第 5 の接触子 625 に接続され、それにより、酸素濃度計モニタ 310 のアース結線に接続される。

【0041】図 10 は、図 6 の代替センサ 412' と共に用いられる代替ケーブルの相互接続コネクタ 600' を例示する。このケーブルの相互接続コネクタ 600' は、コネクタ 610' がセンサ 412' のコネクタ 470' の第 7 の接触子 477 及び第 8 の接触子 478 と係合する第 7 の接触子 617 及び第 8 の接触子 618 を含む点を除き、図 9 のケーブルの相互接続コネクタ 600*50

*と同様である。更に、ケーブル 604' は、第 7 の接触子 617 及び第 8 の接触子 618 からケーブル 604' の選択された信号線への電氣的な相互接続を含むことが有利である。例えば、図 10 において、抵抗器 490 が 2 つの背中合わせのダイオード 450 及び 452 に電氣的に接続されるように、第 7 の接触子 617 は第 1 の信号線 631 に電氣的に接続され、第 8 の接触子 618 は第 2 の信号線 632 に電氣的に接続される。相互接続コネクタ 600' は、抵抗器 490 を光電検出器 460 に接続するように変更することが可能であることが理解されるべきである。更なる代替案として、接触子 617 及び 618 はケーブル 604' 内で接続されなくてもよく、その場合、抵抗器 490 は酸素濃度計の回路に接続されない。従って、代替センサ 412' 及び相互接続コネクタ 600' は、他のセンサ構造との適合性を与える点で更に柔軟性をもたらす。

【0042】図 7 及び 8 の相互接続コネクタの実施の形態 500 及び 500' は、ケーブル 220 が使い捨て部品とは意図されずにモニタ 210 と共に販売される場合、特に有利であることに留意すべきである。従って、相互接続コネクタ 500 及び 500' は、既存のモニタ 210 及びケーブル 220 が共に使用され続けることを可能にする。相互接続コネクタ 500 及び 500' を、使い捨て部品として、又は非使い捨て部品として生産することが可能である。

【0043】図 9 及び 10 のケーブルの相互接続コネクタの実施の形態 600 及び 600' は、元のケーブル 320 が使い捨て部品を意図した場合に特に有利である。このような場合、ケーブルの相互接続コネクタ 600 及び 600' は同様に使い捨てであってよく、図 7 及び 8 の相互接続コネクタ 500 及び 500' を生産するために必要な余分なコネクタを製造する必要はない。

【0044】相互接続コネクタ 500、500'、600、600' は、上述のセンサ及びモニタ構造との使用に限定されないことが理解されるべきである。例えば、相互接続コネクタは、発光ダイオード 450 及び 452 を共通の陰極構造で接続するように構成されてもよい。従って、本発明は、既存の酸素濃度計モニタとの適合性のみならず柔軟性も提供する。

【0045】パルス酸素濃度計センサは、本発明の様々な実施の形態に関連して詳細に開示された。これらの実施の形態は、例として開示されたものであり、本願の請求項により定義される本発明の範囲を限定するものではない。当業者は、本発明の範囲内の多数の変形及び変更が可能であることを理解するであろう。

【図面の簡単な説明】

【図 1】酸素濃度計モニタ及び酸素濃度計センサを含む典型的な酸素濃度計システムのブロック図である。

【図 2】患者の指に取り付けられた図 1 の酸素濃度計センサの絵図である。

【図 3】図 1 の酸素濃度計システムを共通の陽極構造で接続された発光ダイオードを用いて実施する酸素濃度計システムの概略ブロック図である。

【図 4】図 1 の酸素濃度計システムを背中合わせの（即ち、第 1 のダイオードの陽極が第 2 のダイオードの陰極に接続され、第 1 のダイオードの陰極が第 2 のダイオードの陽極に接続される）構造で接続された発光ダイオードを用いて実施する酸素濃度計システムの概略ブロック図である。

【図 5】図 3 の酸素濃度計モニタと共に、又は図 4 の酸素濃度計モニタと共に動作する本発明の酸素濃度計センサの実施の一形態を示す図である。

【図 6】抵抗器のための更なる接続を伴う図 5 の酸素濃度計センサの別の実施の形態を示す図である。

【図 7】酸素濃度計センサが共通の陽極構造で発光ダイオードと相互接続されるように、酸素濃度計センサと図 3 の酸素濃度計モニタとを相互接続する相互接続コネク*

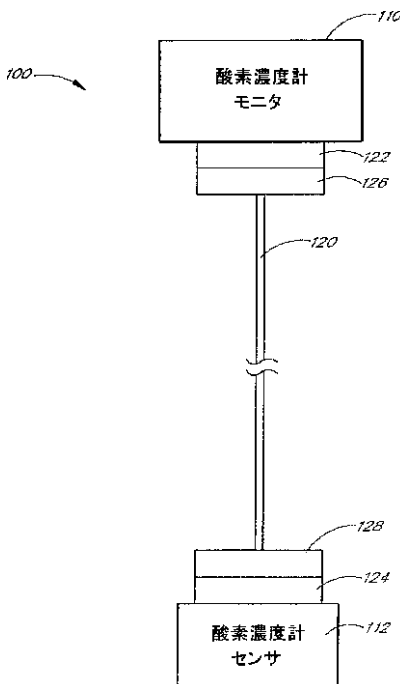
*タと組み合わせられた図 5 の酸素濃度計センサを示す図である。

【図 8】酸素濃度計センサが共通の陽極構造で発光ダイオードと相互接続されるように、酸素濃度計センサと図 3 の酸素濃度計モニタとを相互接続する相互接続コネクタと組み合わせられた図 6 の酸素濃度計センサを示す図である。

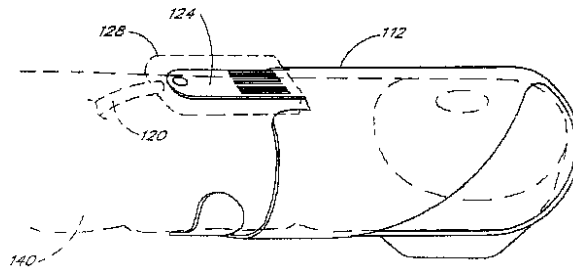
【図 9】酸素濃度計モニタが背中合わせの構造で発光ダイオードと相互接続されるように、酸素濃度計センサと図 4 の酸素濃度計モニタとを相互接続する相互接続ケーブルと組み合わせられた図 5 の酸素濃度計センサを示す図である。

【図 10】酸素濃度計モニタが背中合わせの構造で発光ダイオードと相互接続されるように、酸素濃度計センサと図 4 の酸素濃度計モニタとを相互接続する相互接続ケーブルと組み合わせられた図 6 の酸素濃度計センサを示す図である。

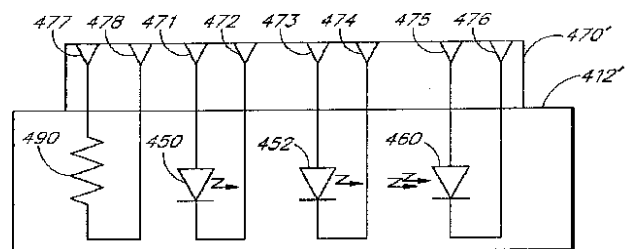
【図 1】



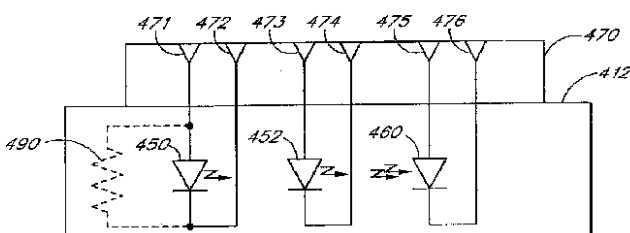
【図 2】



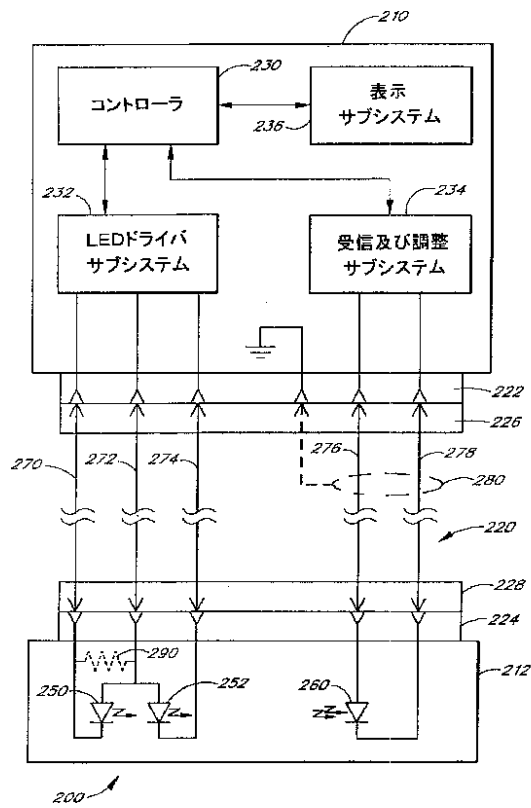
【図 6】



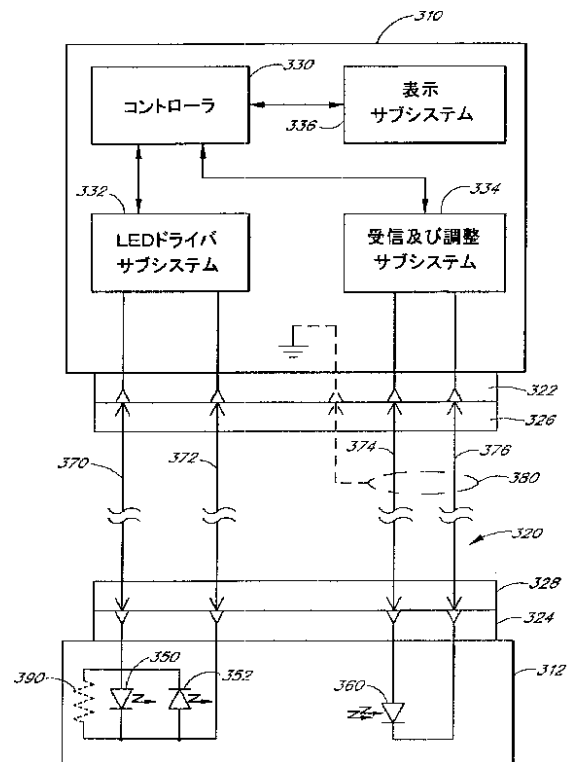
【図 5】



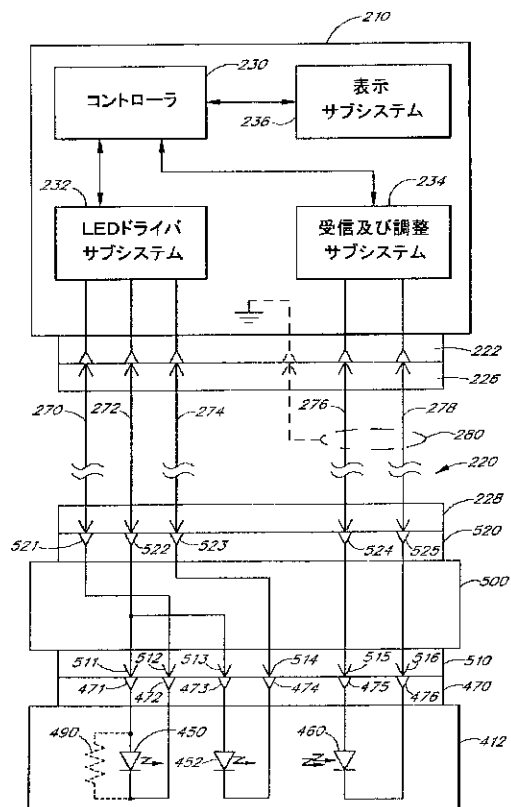
【図3】



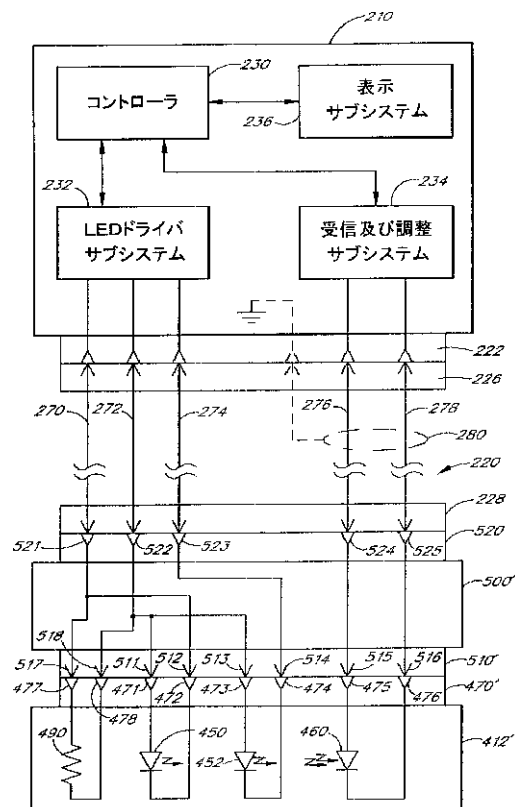
【図4】



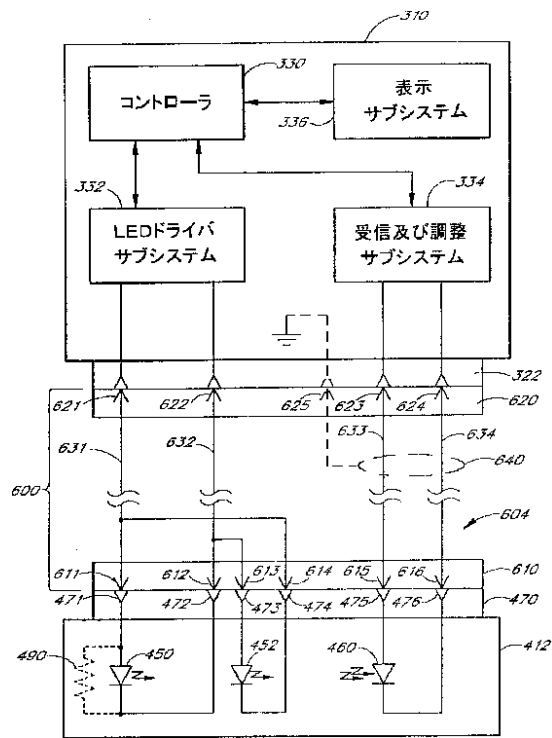
【図7】



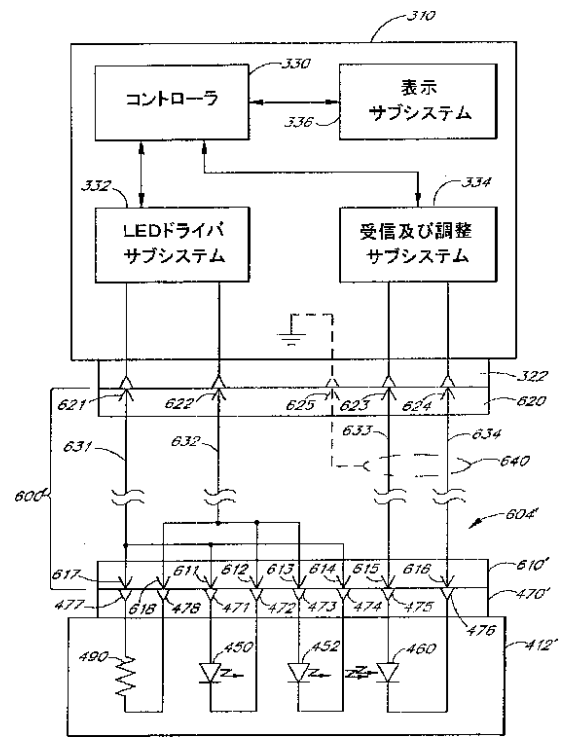
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G059 AA01 AA06 BB12 BB13 CC16
 CC18 EE01 EE11 GG02 GG03
 GG08 HH01 HH02 KK01 MM10
 PP04
 4C038 KK01 KL05 KL07 KM00 KY02
 KY04
 5F041 BB03 BB32 DC07 EE25 FF16
 5F089 BA05 BB17 BC09 BC29 FA03

【外国語明細書】

**PULSE OXIMETRY SENSOR COMPATIBLE WITH MULTIPLE PULSE
OXIMETRY SYSTEMS****Background of the Invention****Field of the Invention**

The present invention is directed to the field of pulse oximetry sensing, and, more particularly, is directed to a sensor for use with pulse oximetry sensing systems.

Description of the Related Art

Early detection of low blood oxygen is critical in a wide variety of medical applications. For example, when a patient receives an insufficient supply of oxygen in critical care and surgical applications, brain damage and death can result in just a matter of minutes. Because of this danger, the medical industry developed oximetry, a study and measurement of the oxygen status of blood. One particular type of oximetry, pulse oximetry, is a widely accepted noninvasive procedure for measuring the oxygen saturation level of arterial blood, an indicator of the oxygen status of the blood. A pulse oximeter relies on a sensor attached to a patient in order to measure the blood oxygen saturation.

Conventionally, a pulse oximeter sensor has a red emitter, an infrared emitter, and a photodiode detector. The sensor is typically attached to a patient's finger, carlobe, or foot. For a finger, the sensor is configured so that the emitters project light through the outer tissue of the finger and into the blood vessels and capillaries contained inside. The photodiode is positioned at the opposite side of the finger to detect the emitted light as it emerges from the outer tissues of the finger. The photodiode generates a signal based on the emitted light and relays that signal to an oximeter. The oximeter determines blood oxygen saturation by computing the differential absorption by the arterial blood of the two wavelengths (red and infrared) emitted by the sensor.

There are at least two general types of sensor devices in use in the pulse oximetry industry. A first type has the red emitter and the infrared emitter connected in back-to-back configuration. That is, the red emitter and the infrared emitters are light-emitting diodes, each of which has a respective anode and a respective cathode. As is well-known in the art, when a sufficient voltage of the proper polarity is applied across the anode and cathode of a light-emitting diode, the light-emitting diode will emit light of a predetermined wavelength

(e.g., red light or infrared light). By connecting the light-emitting diodes in a back-to-back configuration, the same voltage source can be applied to both light-emitting diodes. Thus, when the voltage source has a first polarity, one of the two light-emitting diodes is activated to emit light, and when the voltage source has the opposite polarity, the other light-emitting diode is activated to emit light. It can be understood that only two connections are needed from the oximeter system to the light-emitting diodes. (See, for example, U.S. Patent No. 5,758,644, assigned to the assignee of the present application, and incorporated by reference herein. See, in particular, Figure 8A of U.S. Patent No. 5,758,644.) The photodetector can be advantageously connected between one of the two connections and third connection so that both the light-emitting diodes and the photodetector are connected to the oximeter system by only three interconnection wires.

The second type of sensor in general use connects the two emitters in a common electrode configuration. That is, one of the two electrodes of each emitter (e.g., the cathode of each emitter) is connected in common to one connection to the oximeter system. The other electrode (e.g., the anode) of each emitter has a separate connection to the oximeter system, thus requiring a total of three connections for the emitters. The photodetector has at least one extra connection to the oximeter system, thus requiring a total of four connectors for the sensor. (See, for example, Figure 4A of U.S. Patent No. 5,578,644.)

Because oximeter systems are generally designed to be used with one of the two sensors described above, it is necessary for a hospital having both types of oximeter systems to stock a supply of three-wire sensors to be compatible with oximeter systems designed for back-to-back emitters and to stock a supply of four-wire sensors to be compatible with oximeter systems designed for common electrode sensors. Although conversion units are commercially available to permit three-wire sensors to be used with four-wire oximeter systems and other conversion units are commercially available to permit four-wire sensors to be used with three-wire oximeter systems, such conversion units are expensive and typically include conversion electronics that must be powered from a separate power supply. Because the conversion units and the required electrical connections for the conversion units are bulky by nature, the conversion units are particularly unattractive in a hospital setting, such as a surgical room.

Summary of the Invention

One aspect of the present invention is an oximeter sensor for use with multiple oximeter systems. The oximeter sensor comprises a first light-emitting diode having an anode and a cathode. The first light-emitting diode emits light of a first wavelength when a sufficient voltage is applied from the anode to the cathode. The sensor further comprises a second light-emitting diode having an anode and a cathode. The second light-emitting diode emits light of a second wavelength when a sufficient voltage is applied from the anode to the cathode. The sensor comprises a photodetector having a first terminal and a second terminal. The photodetector has a measurable characteristic that responds to varying intensities of light incident on the photodetector. The sensor comprises a sensor connector having a first contact coupled to the anode of the first light-emitting diode, a second contact coupled to the cathode of the first light-emitting diode, a third contact coupled to the anode of the second light-emitting diode, a fourth contact coupled to the cathode of the second light-emitting diode, a fifth contact coupled to the first terminal of the photodetector and a sixth contact coupled to the second terminal of the photodetector. In accordance with this aspect of the invention, the oximeter sensor further comprises an interconnector for interconnecting the oximeter sensor with an oximeter system monitor. The interconnector includes a first connector having contacts engageable with the contacts of the sensor connector. The interconnector includes a second connector having contacts engageable with contacts in a connector on the oximeter system monitor. The interconnector electrically connects selected contacts of the first connector to selected contacts of the second connector to electrically interconnect the first light-emitting diode, the second light-emitting diode and the photodetector to the oximeter system monitor. In one embodiment, the interconnector comprises a shell having the first connector on a first end and having the second connector on a second end. In an alternative embodiment, the interconnector comprises a flexible cable having the first connector at a first end and having the second connector on a second end. In one application for use with a five-wire oximeter monitoring system, the interconnector electrically interconnects the first light-emitting diode and the second light-emitting diode in a common anode configuration. In an alternative application for use with a four-wire oximeter monitoring system, the interconnector electrically interconnects the first light-emitting diode and the second light-emitting diode in a back-to-back configuration wherein the anode of the first light-emitting diode is connected to the cathode of the second light-emitting diode and wherein the

cathode of the first light-emitting diode is connected to the anode of the second light-emitting diode.

Another aspect of the present invention is an interconnector for interconnecting an oximeter sensor to an oximeter system monitor wherein the oximeter sensor has a sensor connector having contacts electrically connected to the anodes and cathodes of first and second light-emitting diodes and having contacts electrically connected to the terminals of a photodetector. The interconnector comprises a first connector having contacts engageable with the contacts of the sensor connector. The interconnector comprises a second connector having contacts engageable with contacts in a system connector in electrical communication with the oximeter system monitor. The interconnector further comprises electrical interconnections between the first connector and the second connector that electrically connect selected contacts of the first connector to selected contacts of the second connector to electrically interconnect the first light-emitting diode, the second light-emitting diode and the photodetector in a configuration compatible with the oximeter system monitor.

Brief Description of the Drawings

Preferred embodiments of the present invention are described below in connection with the attached drawing figures in which:

Figure 1 illustrates a block diagram of an exemplary oximetry system that includes an oximeter monitor and an oximeter sensor;

Figure 1B is a pictorial illustration of the oximeter sensor of Figure 1 mounted on a finger of an patient;

Figure 2 illustrates a schematic block diagram of an oximeter system which implements the oximeter system of Figure 1 with light-emitting diodes connected in a common anode configuration;

Figure 3 illustrates a schematic block diagram of an oximeter system that implements the oximeter system of Figure 1 with light-emitting diodes connected in back-to-back configuration (i.e., the anode of a first diode connected to the cathode of a second diode and the cathode of the first diode connected to the anode of the second diode);

Figure 4A illustrates an embodiment of an oximeter sensor in accordance with the present invention that operates with the oximeter monitor of Figure 2 or with the oximeter monitor of Figure 3;

Figure 4B illustrates an alternative embodiment of the oximeter sensor of Figure 4A with additional connections for a resistor;

Figure 5A illustrates the oximeter sensor of Figure 4A in combination with an interconnector that interconnects the oximeter sensor with the oximeter monitor of Figure 2 so that the oximeter sensor is interconnected with the light-emitting diodes in a common anode configuration;

Figure 5B illustrates the oximeter sensor of Figure 4B in combination with an interconnector that interconnects the oximeter sensor with the oximeter monitor of Figure 2 so that the oximeter sensor is interconnected with the light-emitting diodes in a common anode configuration;

Figure 6A illustrates the oximeter sensor of Figure 4A in combination with an interconnection cable that interconnects the oximeter sensor with the oximeter monitor of Figure 3 so that the oximeter monitor is interconnected with the light-emitting diodes in the a back-to-back configuration; and

Figure 6B illustrates the oximeter sensor of Figure 4B in combination with an interconnection cable that interconnects the oximeter sensor with the oximeter monitor of Figure 3 so that the oximeter monitor is interconnected with the light-emitting diodes in a back-to-back configuration.

Detailed Description of the Preferred Embodiments

Figure 1 illustrates an exemplary oximetry system 100 that includes an oximeter monitor 110 and an oximeter sensor 112. The oximeter monitor 110 and the oximeter sensor 112 are interconnected by an oximeter cable 120. Typically, the oximeter monitor 110 has a connector 122, and the oximeter sensor 112 has a connector 124. In addition, the oximeter cable 120 has a first connector 126 compatible with the oximeter monitor connector 122 and has a second connector 128 compatible with the oximeter sensor connector 124. In operation, the connector 122 and the connector 126 are engaged, and the connector 124 and the connector 128 are engaged to provide electrical connections between the oximeter monitor 110 and the oximeter sensor 112. As is well-known in the art, the

oximeter sensor 112 is mounted onto a portion of the patient's body (e.g., mounted onto a patient's finger or a patient's toe) so that the blood oxygenation of the patient can be monitored. See, for example, Figure 1B, which shows the sensor 112 mounted on an exemplary finger 140 of a patient.

Details regarding the operation of the oximeter sensor and oximeter monitor can be found, for example, in U.S. Patent Nos. 5,632,272, 5,758,644, 5,769,785, 5,782,757 and 6,002,952, which are assigned to the assignee of the present application, and which are incorporated by reference herein.

Figure 2 illustrates a schematic block diagram of an oximeter system 200 which is an embodiment of the oximeter system 100 of Figure 1 with a five-wire interconnection for driving a common anode light-emitting diode configuration. In particular, the embodiment of Figure 2 includes an oximeter monitor 210 and an oximeter sensor 212 that are interconnected by a five-wire cable 220 via a monitor connector 222 and a sensor connector 224. The five-wire cable 220 includes a first connector 226 connected to the monitor connector 222 and a second connector 228 connected to the sensor connector 224.

As illustrated, the oximeter monitor 210 includes a controller 230 that controls a light-emitting diode (LED) driver subsystem 232, that receives information from a receiving and conditioning subsystem 234, and that displays information regarding the patient (e.g., pulse rate and blood oxygenation levels) on a display subsystem 236. The oximeter monitor 210 may include other subsystems (not shown), such as, for example, a power supply subsystem, a user interface, and the like.

The oximeter sensor 212 includes a first light-emitting diode 250 having an anode and a cathode. The first light-emitting diode 250 advantageously emits light of a first wavelength (e.g., light in the red portion of the electromagnetic spectrum), when a sufficiently high voltage is applied from the anode to the cathode.

The oximeter sensor 212 includes a second light-emitting diode 252 having an anode and a cathode. The second light-emitting diode 252 advantageously emits light of a second wavelength (e.g., light in the infrared portion of the electromagnetic spectrum), when a sufficiently high voltage is applied from the anode to the cathode.

The oximeter sensor 212 includes a photodetector (e.g., a photodiode) 260, which has an anode and a cathode. The photodetector 260 operates in a known manner to vary the conduction of an electrical current from the anode to the cathode when light within a range of wavelengths is incident on an active portion of the photodetector 260. The

photodetector 260 is responsive to light in the red and infrared portions of the electromagnetic spectrum. The amount of conductivity of the photodetector 260 is dependent on the intensity of the light incident on it. Thus, when the oximeter sensor 212 is mounted on a patient's finger, for example, as illustrated for the oximeter sensor 112 in Figure 1B, the light from the light-emitting diodes 250, 252, which are typically mounted on one side of the finger (e.g., the upper side as shown in Figure 1B), passes through the finger and impinges on the photodetector 260, which is mounted on the opposite side of the finger (e.g., the lower sides as shown in Figure 1B). As described in the above-referenced patents, a signal responsive to the conductivity of the photodetector 260 is advantageously measured to determine the intensity of the light passing through the portion of the patient's body in response to the activation of the red light-emitting diode 250 and to determine the intensity of the light passing through the portion of the patient's body in response to the activation of the infrared light-emitting diode 252. Because the intensities detected in response to the two different wavelengths vary in response to blood oxygenation levels, the blood oxygenation level of the patient can be determined from the measured signals.

The signals caused by variations in the conductivity of the photodetector 260 in response to the light are provided as inputs to the receiving and conditioning subsystem 234, which receives the signals, conditions the signals, and provides the conditioned signals to the controller 230. The controller 230 further processes the conditioned signals to determine blood oxygenation levels and pulse rate, and generates signals to the display subsystem 236 to cause the blood oxygenation levels and pulse rate to be visibly displayed. In addition, audible signals (e.g., alarm signals) may be provided. The information may also be recorded by the oximeter monitor 210 or provided to other devices (not shown) via an input/output interface (not shown).

As shown in Figure 2, the first light-emitting diode 250 and the second light-emitting diode 252 are connected in a common-anode configuration. One skilled in the art will appreciate that the two light-emitting diodes 250, 252 can also be connected in a common-cathode configuration (not shown) with appropriate changes in the voltage reference. The cathode of the first light-emitting diode 250 is electrically connected via respective first contacts in the connector 224 and the connector 228, via a first wire 270 in the cable 220, via respective first contacts in the connector 226 and the connector 222, to the LED driver subsystem 232. The anode of the first light-emitting diode 250 is electrically connected via respective second contacts in the connector 224 and the

connector 228, via a second wire 272 in the cable 220, via respective second contacts in the connector 226 and the connector 228, to the LED driver subsystem 232. The cathode of the second light-emitting diode 252 is electrically connected via respective third contacts in the connector 224 and the connector 228, via a third wire 274 in the cable 220, via respective third contacts in the connector 226 and the connector 222, to the LED driver subsystem 232. The anode of the second light-emitting diode 252 is connected in common with the anode of the first light-emitting diode 250, and is therefore also connected to the LED driver subsystem 232 via the respective second contacts and the second wire 272.

The anode of the photodetector 260 is connected via respective fourth contacts in the connector 224 and the connector 228, via a fourth wire 276 in the cable 220, via respective fourth contacts in the connector 226 and the connector 222, to the signal receiving and conditioning subsystem 234. The anode of the photodetector 260 is electrically connected via respective fifth contacts in the connector 224 and the connector 228, via a fifth wire 278 in the cable 220, and via respective fifth contacts in the connector 226 and the connector 222, to the receiving and conditioning subsystem 234.

As discussed in more detail in the above-referenced patents, the first light-emitting diode 250 is activated to emit light by sinking a current from the cathode of the first light-emitting diode 250 by applying a relatively low voltage to the cathode with respect to the anode. In similar manner, the second light-emitting diode 252 is activated to emit light by sinking a current from the cathode of the second light-emitting diode 252 by applying a relatively low voltage to the cathode. As further discussed in the referenced patents, the low drive voltages are typically applied to the two cathodes of the light-emitting diodes in an alternating pattern so that only one light-emitting diode is active at any time. Furthermore, the alternating driving pattern is typically set so that a selected time duration is provided after each light-emitting diode is driven during which neither light-emitting diode is being driven.

The light emitted by each of the light-emitting diodes 250, 252 is detected by the photodetector 260, which generates a signal responsive to variations in the intensity of the detected light. The signal generated by the photodetector 260 is sensed by the receiving and conditioning subsystem via the two wires 276 and 278 and the contacts in the connectors, as described above. In order to reduce the effect of noise on the signals sensed via the two wires 276, 278, the two wires 276, 278 are preferably surrounded by a flexible shield (e.g., wire braid) 280, which, in the illustrated embodiment, is grounded within the

oximeter monitor 210 via respective shielding contacts in the connectors 226, 222. (Note that references herein to four-wire and five-wire systems do not include the shielding and its associated connections in the number of wires.)

As further shown in phantom lines in Figure 2, the oximeter sensor 212 may advantageously include a resistor 290 connected in parallel across one of the light-emitting diodes (e.g., the light-emitting diode 250 in Figure 2). As described, for example, in U.S. Patent No. 5,758,644, which is incorporated by reference herein, the resistor 290 is advantageously used to identify the sensor 212. In particular, when a voltage is applied across the resistor 290 that is less than the voltage required to activate the diode 250, a current flows through the resistor 290 that is determined by the resistance of the resistor 290. The current can be measured to determine the resistance of the resistor 290. The resistance of the resistor 290 can be used to identify the sensor 212. For example, sensors having different characteristics (e.g., pediatric, neonatal, adult, etc.) can be identified with different resistance values.

Figure 3 illustrates an oximeter system that incorporates a four-wire interconnection cable 320 between an oximeter monitor 310 and the oximeter sensor 312. The oximeter monitor 310 is similar to the oximeter monitor 210 in Figure 2, and like elements have been numbered accordingly with each element number in Figure 2 increased by 100 in Figure 3.

Unlike the LED driver subsystem 232 in Figure 2, the LED driver subsystem 332 in Figure 3 only has two connections to the monitor connector 322. Also unlike the corresponding elements in Figure 2, the first light-emitting diode 350 and the second light-emitting diode 352 in Figure 3 do not have their respective anodes interconnected in common. Rather, in Figure 3, the anode of the first light-emitting diode 350 is connected to the cathode of the second light-emitting diode 352. The cathode of the first light-emitting diode 350 is connected to the anode of the second light-emitting diode 352. The photodetector 360 in Figure 3 is connected in a similar manner to the connection of the photodetector 260 in Figure 2.

The commonly connected anode of the first light-emitting diode 350 and cathode of the second light-emitting diode 352 are connected via respective first contacts in the connectors 324 and 328, via a first wire 370 in the cable 320, and via respective first contacts in the connectors 326 and 322, to the LED driver subsystem 332.

The commonly connected cathode of the first light-emitting diode 350 and anode of the second light-emitting diode 352 are connected via respective second contacts in the

connector 324 and the connector 328, via a second wire 372 in the cable 320, and via respective second contacts in the connector 326 and the connector 322, to the LED driver subsystem 332.

The anode of the photodetector 360 is connected via respective third contacts in the connector 324 and the connector 328, via a third wire 374 in the cable 320, via respective third contacts in the connector 326 and the connector 322, to the signal receiving and conditioning subsystem 334. The cathode of the photodetector 360 is connected via respective fourth contacts in the connector 324 and the connector 328, via a fourth wire 376 in the cable 320, via respective fourth contacts in the connector 326 and the connector 322, to the signal receiving and conditioning subsystem 334.

Unlike the sensor 212 of Figure 2, the sensor 312 of Figure 3 does not drive each light-emitting diode 350, 352 with a separate signal via a unique signal wire. Rather, in Figure 3, both light-emitting diodes 350, 352 are connected to the same pair of signal wires. Thus, in Figure 3, the first light-emitting diode 350 is activated by applying a relatively positive voltage to the common connection of the anode of the first light-emitting diode 350 and the cathode of the second light-emitting diode 352. The relatively positive voltage is applied with respect to the common connection of the cathode of the first light-emitting diode 350 and the anode of the second light-emitting diode 352. Thus, the first light-emitting diode 350 is forward biased from the anode to the cathode, and the second light-emitting diode 352 is reverse-biased from the cathode to the anode. Therefore, only the first light-emitting diode 350 is activated.

In similar manner, the second light-emitting diode 352 is activated by applying a relatively positive voltage to the common connection of the anode of the second light-emitting diode 352 and the cathode of the anode of the second light-emitting diode 352. The relatively positive voltage is applied with respect to the common connection of the cathode of the second light-emitting diode 352 and the anode of the first light-emitting diode 350. Thus, the second light-emitting diode 352 is forward biased from the anode to the cathode, and the first light-emitting diode 350 is reverse-biased from the cathode to the anode. Therefore, only the second light-emitting diode 352 is activated.

As further illustrated in Figure 3, the oximeter sensor 312 may advantageously include an optional resistor 390 (shown in phantom) connected in parallel across the light-emitting diodes 350, 352. As discussed above in connection with the resistor 290 in Figure 2, the resistor 390 is advantageously used to identify the sensor 312 when a voltage is

applied across the resistor 390 that is less than the voltage required to activate either the light-emitting diode 350 or the light-emitting diode 352.

It can be seen from Figures 2 and 3 and from the foregoing description that the sensor 212 requires five sets of signal conductors (i.e., contacts and signal wires) to provide the three drive signals and the two sensing signals. In contrast, the sensor 312 requires only four sets of conductors to provide the dual-polarity drive signal and the two sensing signals. Thus, without the conventional bulky conversion systems discussed in the background, the sensor 212 cannot be used in an oximeter system designed for the sensor 312, and the sensor 312 cannot be used in an oximeter system designed for the sensor 212. Thus, typically a hospital having both types of oximeter systems stocks both types of sensors 212, 312.

As illustrated in Figure 4A, one embodiment of the present invention is an oximeter sensor 412 that operates with either a five-wire oximeter system or a four-wire oximeter system. The improved oximeter sensor 412 includes a first (e.g., red) light-emitting diode 450 and a second (infrared) light-emitting diode 452. Each light-emitting diode 450, 452 has a respective anode and a respective cathode. The sensor 412 further includes a photodetector 460, which has a first terminal and a second terminal and which operates as discussed above. Unlike the known devices discussed above, the anode and the cathode of each light-emitting diode 450, 452 are coupled to separate connector pins (i.e., contacts) in a connector 470 of the sensor 412. In particular, the anode of the first light-emitting diode 450 is coupled to a first connector pin 471, and the cathode of the first light-emitting diode 450 is coupled to a second connector pin 472. The anode of the second light-emitting diode 452 is coupled to a third connector pin 473, and the cathode of the second light-emitting diode 452 is coupled to a fourth connector pin 474. The anode of the photodetector 460 is coupled to a fifth connector pin 475, and the cathode of the photodetector 460 is coupled to a sixth connector pin 476. The sensor 412 may advantageously include a resistor 490 connected across one of the light-emitting diodes (e.g., the first light-emitting diode 450). Alternatively, the resistor 490 may be coupled to independent connector pins as discussed below in connection with Figure 4B.

The six connector pins 471-476 of the sensor 412 are not directly connectable to either the five-wire oximeter system 210 of Figure 2 or the four-wire oximeter system 310 of Figure 3. Thus, the sensor 412 is used in combination with a first interconnector 500 (shown in Figure 5A) to interconnect the sensor 412 with a five-wire oximeter system 210

and a second interconnector 600 (shown in Figure 6A) to interconnect the sensor 412 with a four-wire oximeter system 310. The interconnectors 500, 600 may be solid interconnectors having first and second connectors in a common shell, as illustrated by the interconnector 500 in Figure 5A. In the alternative, the interconnectors 500, 600 may be constructed as cables having a connector at each end, as illustrated by the interconnector 600 in Figure 6A.

Figure 4B illustrates an alternative sensor 412' in accordance with the present invention. The sensor 412' is similar to the sensor 412 of Figure 4A except that the resistor 490 is not connected across the first light-emitting diode 450. Rather, in the sensor 412', the first terminal of the resistor 490 is connected to a seventh contact 477 in a connector 470', and the second terminal of the resistor 490 is connected to an eighth contact 478 in the connector 470'. The alternative sensor 412' will be further discussed below in connection with Figures 5B and 6B.

As illustrated in Figure 5A, the interconnector 500 has a first connector 510 at a first end. The connector 510 has six contacts 511-516 for engaging the connector pins 471-476 of the sensor 412. The interconnector 500 has a second connector 520 at a second end. The connector 520 has five contacts 521-525 for engaging the first, second, third, fourth and fifth contacts, respectively, in the connector 228 of the five-wire cable 220 that connects to the five-wire oximeter system 210 of Figure 2. As illustrated, the contact 512 is connected to the contact 521, which is connected to the first wire 270 in the cable 220, and thus electrically connects the cathode of the first (red) light-emitting diode 450 to the red driver output of the LED driver subsystem 232. The contact 514 is connected to the contact 523, which is connected to the third wire 274 in the cable 220, and thus electrically connects the cathode of the second (infrared) light-emitting diode 452 to the infrared driver output of the LED driver subsystem 232. The contacts 511 and 513 are electrically interconnected within the interconnector 500 and are electrically connected to the second contact 512 of the connector 510, which is connected to the second wire 272 in the cable 220. Thus, the anodes of both light-emitting diodes 450, 452 are electrically connected to the LED driver subsystem 232 in the oximeter monitor 210.

The contact 515 is connected to the contact 524, which is connected to the fourth wire 276 in the cable 220, and thus electrically connects the anode of the photodetector 460 to the receiving and conditioning subsystem 234. The contact 516 is electrically connected to the fifth contact 525, which is connected to the fifth wire 278 in the cable 220. Thus, the

anode of the photodetector 460 is connected to the receiving and conditioning subsystem 234. Note that the shield 280 around the fourth wire 276 and the fifth wire 278 is part of the cable 220, as discussed above in connection with Figure 2.

Figure 5B illustrates an interconnector 500' that is used in combination with the alternative sensor 412' of Figure 4B to interconnect the alternative sensor 412' with the five-wire oximeter system 210. As described above, the resistor 490 in the sensor 412' has two independent contacts 477 and 478 in the connector 470'. A connector 510' in the alternative interconnector 500' is similar to the connector 510 of the interconnector 500; however, the connector 510' includes two additional contacts 517 and 518 that engage the resistor contacts 477, 478. In Figure 5B, the contacts 517, 518 are electrically connected to the signal lines that are connected to the anode and the cathode, respectively, of the first light-emitting diode 450 so that the resistor 490 is effectively connected across the first light-emitting diode 450. Thus, the interconnector 500' connects the resistor 490 to provide the same electrical impedance characteristic as the sensor 212 of Figure 2. It should be understood that the interconnector 500' can be modified to connect the resistor 490 across the second light-emitting diode 452 or across the photodetector 460. As a further alternative, the contacts 517, 518 do not have to be connected, in which case the resistor 490 is not connected to the oximeter circuitry. Thus, the alternative sensor 412' and interconnector 500' provide additional flexibility in providing compatibility with other sensor configurations.

The interconnector 600 in Figure 6A comprises a flexible cable 604 having a first connector 610 having six contacts 611-616 for engaging the connector pins 471-476 in the connector 470 of the sensor 412. The flexible cable 604 of the interconnector 600 has a second connector 620 having five contacts 621-625. The second connector 620 engages the connector 322 of the four-wire oximeter system 310.

The contacts 611 and 614 in the connector 610 are electrically connected together in the cable 604 and are connected to the contact 621 in the connector 620 via a first wire 631 in the cable 604. Thus, the anode of the first light-emitting diode 450 and the cathode of the second light-emitting diode 452 are connected together in common, and the common connection is connected to the LED driver subsystem 332 in the oximeter monitor 310.

The contacts 612 and 613 of the connector 610 are electrically connected together in the cable 604 and are connected to the contact 622 of the connector 620 via a second wire 632 in the cable 604. Thus, the cathode of the first light-emitting diode 450 and the

anode of the second light-emitting diode 452 are connected together and are connected to the LED driver subsystem 334 in the oximeter monitor 310.

The contact 615 of the connector 610 is electrically connected to the contact 623 in the connector 620 via a third wire 633 in the cable 604. Thus, the anode of the photodetector 460 is connected to the receiving and conditioning subsystem 334 in the oximeter monitor 310. The contact 616 of the connector 610 is electrically connected to the contact 624 in the connector 620 via a fourth wire 634 in the cable 604. Thus, the cathode of the photodetector 460 is connected to the receiving and conditioning subsystem 334 in the oximeter monitor 310. The third wire 633 and the fourth wire 634 are preferably surrounded by a flexible shield 640, which is connected to the fifth contact 625 in the connector 620, and thus to a ground connection in the oximeter monitor 310.

Figure 6B illustrates an alternative cable interconnector 600' for use with the alternative sensor 412' of Figure 4B. The cable interconnector 600' is similar to the cable interconnector 600 of Figure 6A except that a connector 610' includes a seventh contact 617 and an eighth contact 618 to engage the seventh contact 477 and the eighth contact 478 of the connector 470' of the sensor 412'. In addition, a cable 604' advantageously includes electrical interconnections from the seventh contact 617 and the eighth contact 618 to selected signal lines in the cable 604'. For example, in Figure 6B, the seventh contact 617 is electrically connected to the first signal line 631 and the eighth contact 618 is electrically connected to the second signal line 632 so that the resistor 490 is electrically connected across the two back-to-back diodes 450, 452. It should be understood that the interconnector 600' can be modified to connect the resistor 490 across the photodetector 460. As a further alternative, the contacts 617, 618 do not have to be connected in the cable 604', in which case the resistor 490 is not connected to the oximeter circuitry. Thus, the alternative sensor 412' and interconnector 600' provide additional flexibility in providing compatibility with other sensor configurations.

It should be noted that the interconnector embodiments 500, 500' of Figures 5A and 5B are particularly advantageous if the cable 220 is not intended to be a disposable item and is sold with the monitor 210. Thus, the interconnectors 500, 500' permit the existing monitor 210 and cable 220 to continue to be used together. The interconnectors 500, 500' can be produced as disposable items or as a non-disposable items.

The cable interconnector embodiments 600 and 600' of Figures 6A and 6B are particularly advantageous if the original cable 320 was intended to be a disposable item. In

such a case, the cable interconnectors 600, 600' can likewise be disposable and there is no need to manufacture the extra connectors required to produce the interconnectors 500, 500' of Figures 5A and 5B.

It should be understood that the interconnectors 500, 500', 600, 600' are not limited to use with the sensor and monitor configurations shown above. For example, the interconnectors can be configured to connect the light-emitting diodes 450, 452 in a common cathode configuration. Thus, the present invention provides flexibility as well as compatibility with existing oximeter monitors.

The pulse oximeter sensor has been disclosed in detail in connection with various embodiments of the present invention. These embodiments are disclosed by way of examples only and are not to limit the scope of the present invention, which is defined by the claims that follow. One of ordinary skill in the art will appreciate many variations and modifications within the scope of this invention.

WHAT IS CLAIMED IS:

1. An oximeter sensor for use with multiple oximeter systems, the oximeter sensor comprising:

a first light-emitting diode having an anode and a cathode, the first light-emitting diode emitting light of a first wavelength when a sufficient voltage is applied from the anode to the cathode;

a second light-emitting diode having an anode and a cathode, the second light-emitting diode emitting light of a second wavelength when a sufficient voltage is applied from the anode to the cathode;

a photodetector having a first terminal and a second terminal, the photodetector having a measurable characteristic that responds to varying intensities of light incident on the photodetector; and

a sensor connector having a first contact coupled to the anode of the first light-emitting diode, a second contact coupled to the cathode of the first light-emitting diode, a third contact coupled to the anode of the second light-emitting diode, a fourth contact coupled to the cathode of the second light-emitting diode, a fifth contact coupled to the first terminal of the photodetector and a sixth contact coupled to the second terminal of the photodetector.

2. The oximeter sensor as defined in Claim 1, further comprising an interconnector for interconnecting the oximeter sensor with an oximeter system monitor, the interconnector including a first connector having contacts engageable with the contacts of the sensor connector, the interconnector including a second connector having contacts engageable with contacts in a connector on the oximeter system monitor, the interconnector electrically connecting selected contacts of the first connector to selected contacts of the second connector to electrically interconnect the first light-emitting diode, the second light-emitting diode and the photodetector to the oximeter system monitor.

3. The oximeter sensor as defined in Claim 2, wherein the interconnector comprises a shell having the first connector on a first end and having the second connector on a second end.

4. The oximeter sensor as defined in Claim 2, wherein the interconnector comprises a flexible cable having the first connector at a first end and having the second connector on a second end.

5. The oximeter sensor as defined in Claim 2, wherein the interconnector electrically interconnects the first light-emitting diode and the second light-emitting diode in a common cathode configuration.

6. The oximeter sensor as defined in Claim 2, wherein the interconnector electrically interconnects the first light-emitting diode and the second light-emitting diode in a common anode configuration.

7. The oximeter sensor as defined in Claim 2, wherein the interconnector electrically interconnects the first light-emitting diode and the second light-emitting diode in a back-to-back configuration wherein the anode of the first light-emitting diode is connected to the cathode of the second light-emitting diode and wherein the cathode of the first light-emitting diode is connected to the anode of the second light-emitting diode.

8. An interconnector that interconnects an oximeter sensor to an oximeter system monitor wherein the oximeter sensor has a sensor connector having contacts electrically connected to the anodes and cathodes of first and second light-emitting diodes and having contacts electrically connected to the terminals of a photodetector, the interconnector comprising:

- a first connector having contacts engageable with the contacts of the sensor connector;

- a second connector having contacts engageable with contacts in a system connector in electrical communication with the oximeter system monitor; and

- electrical interconnections between the first connector and the second connector that electrically connect selected contacts of the first connector to selected contacts of the second connector to electrically interconnect the first light-emitting diode, the second light-emitting diode and the photodetector in a configuration compatible with the oximeter system monitor.

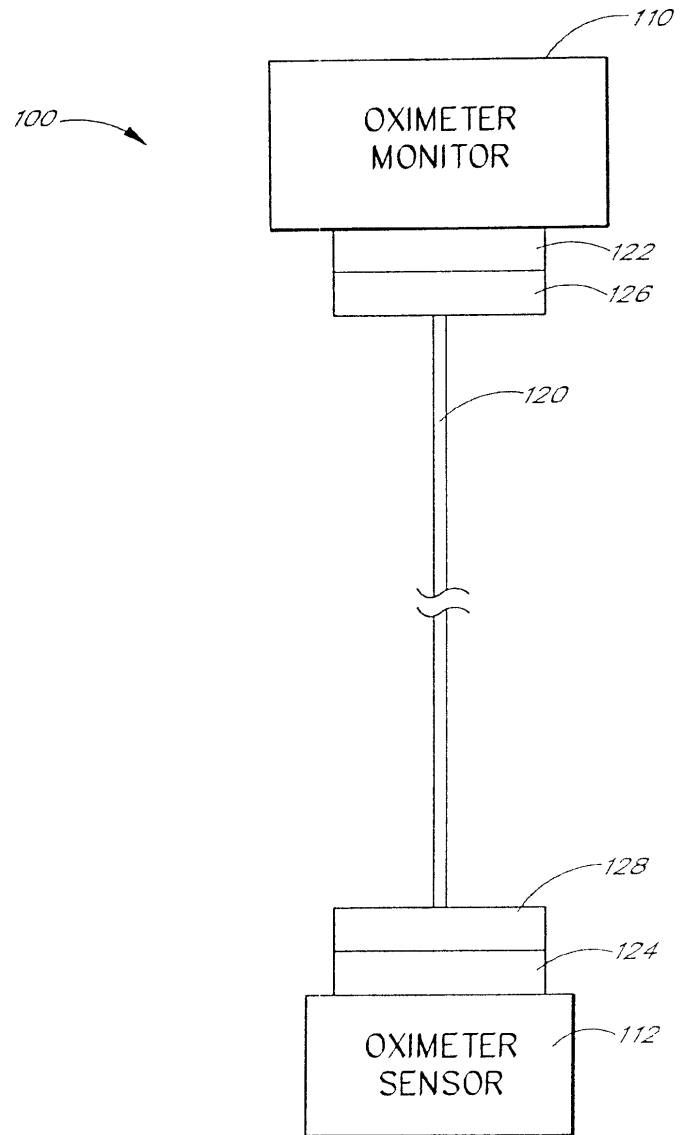


FIG. 1

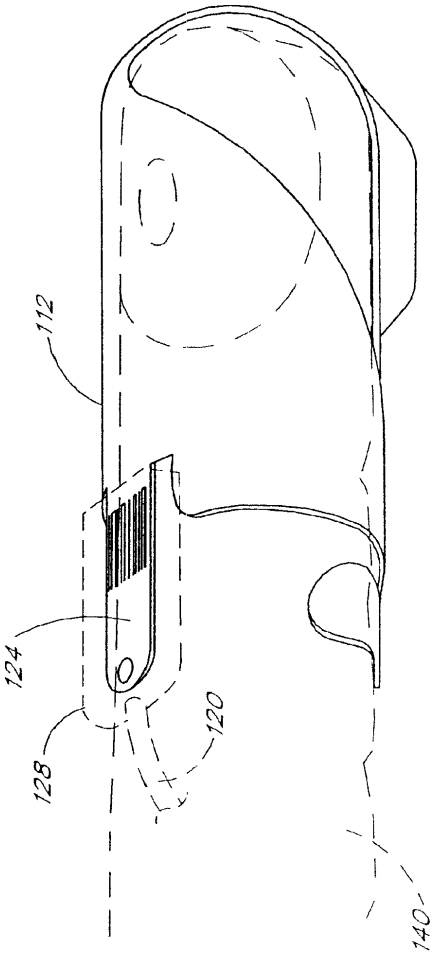


FIG. 1B

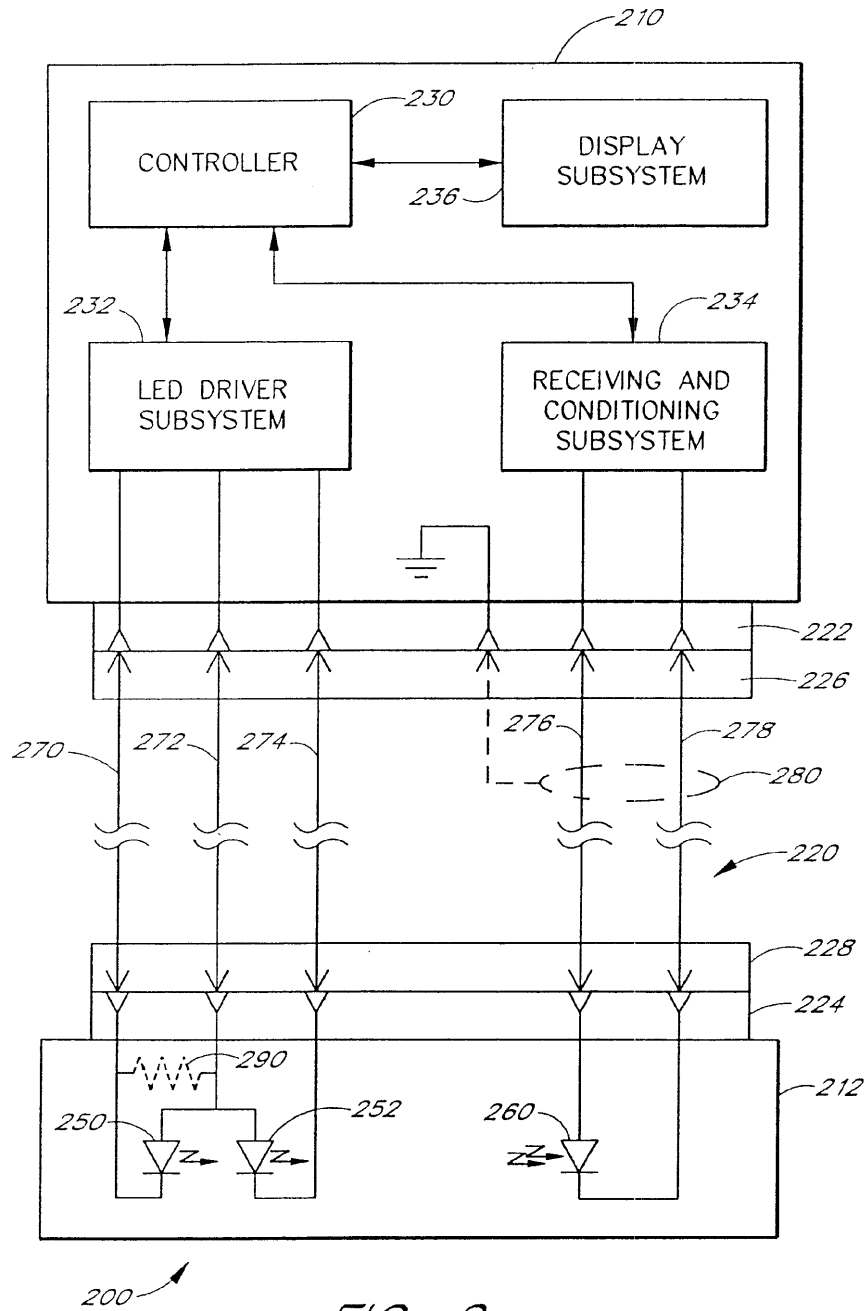


FIG. 2

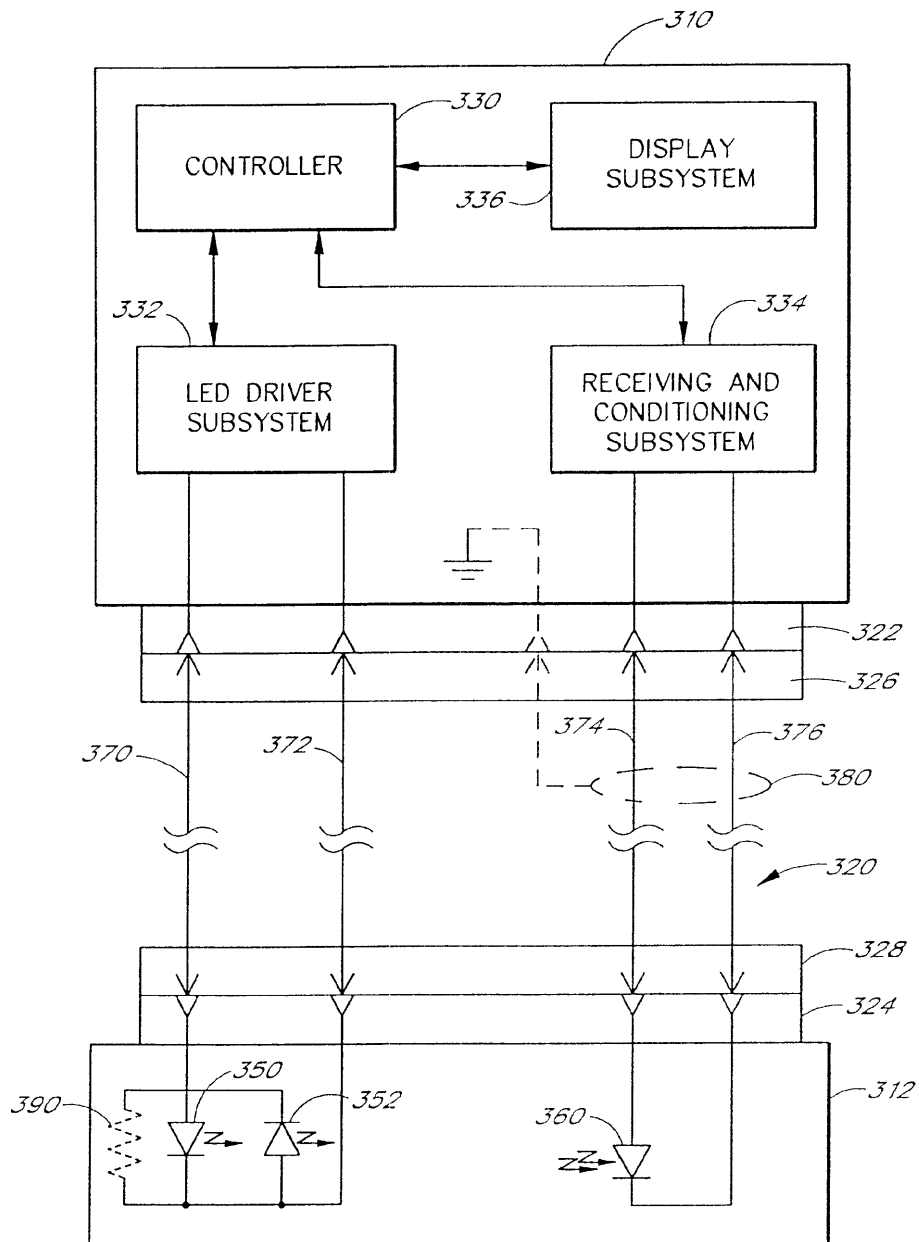
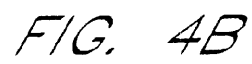


FIG. 3



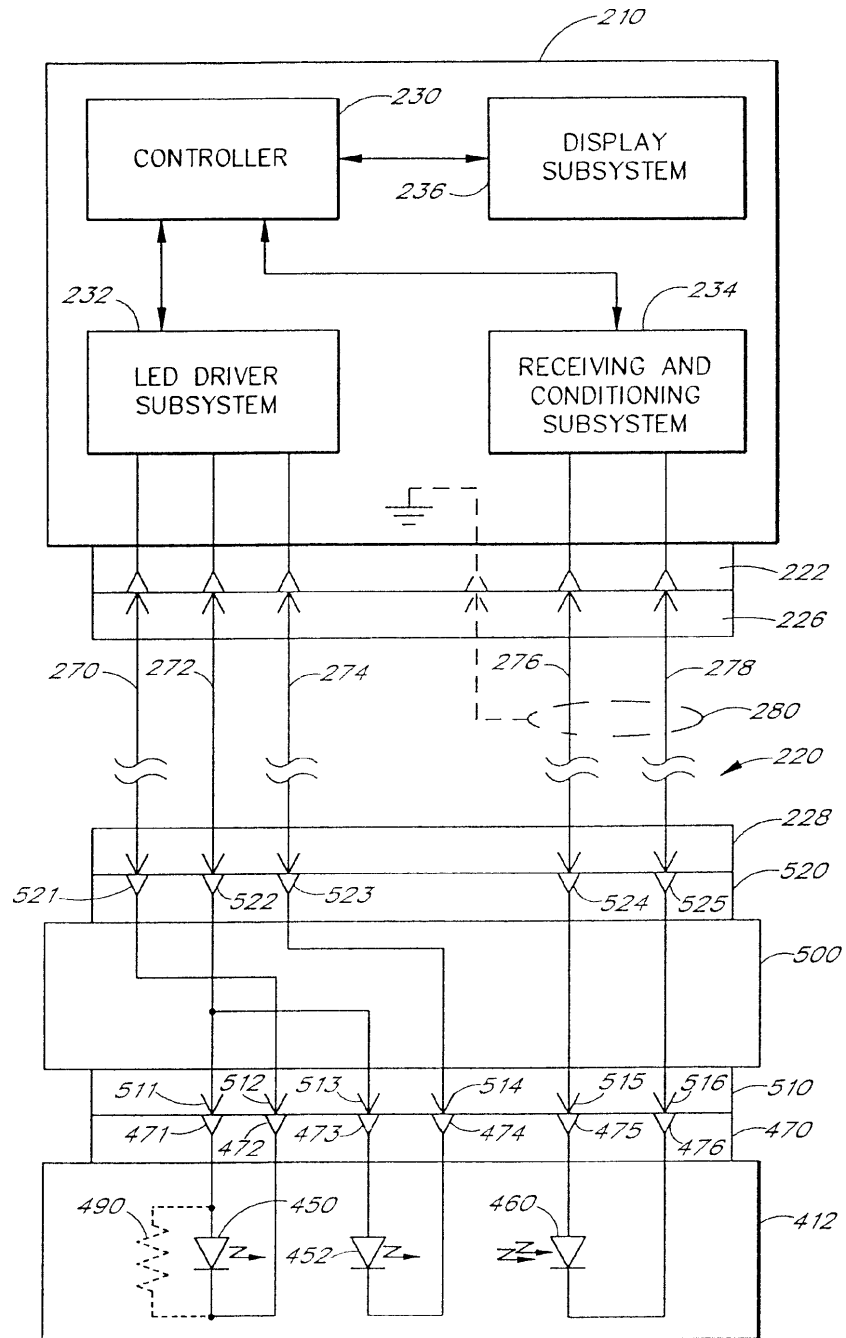


FIG. 5A

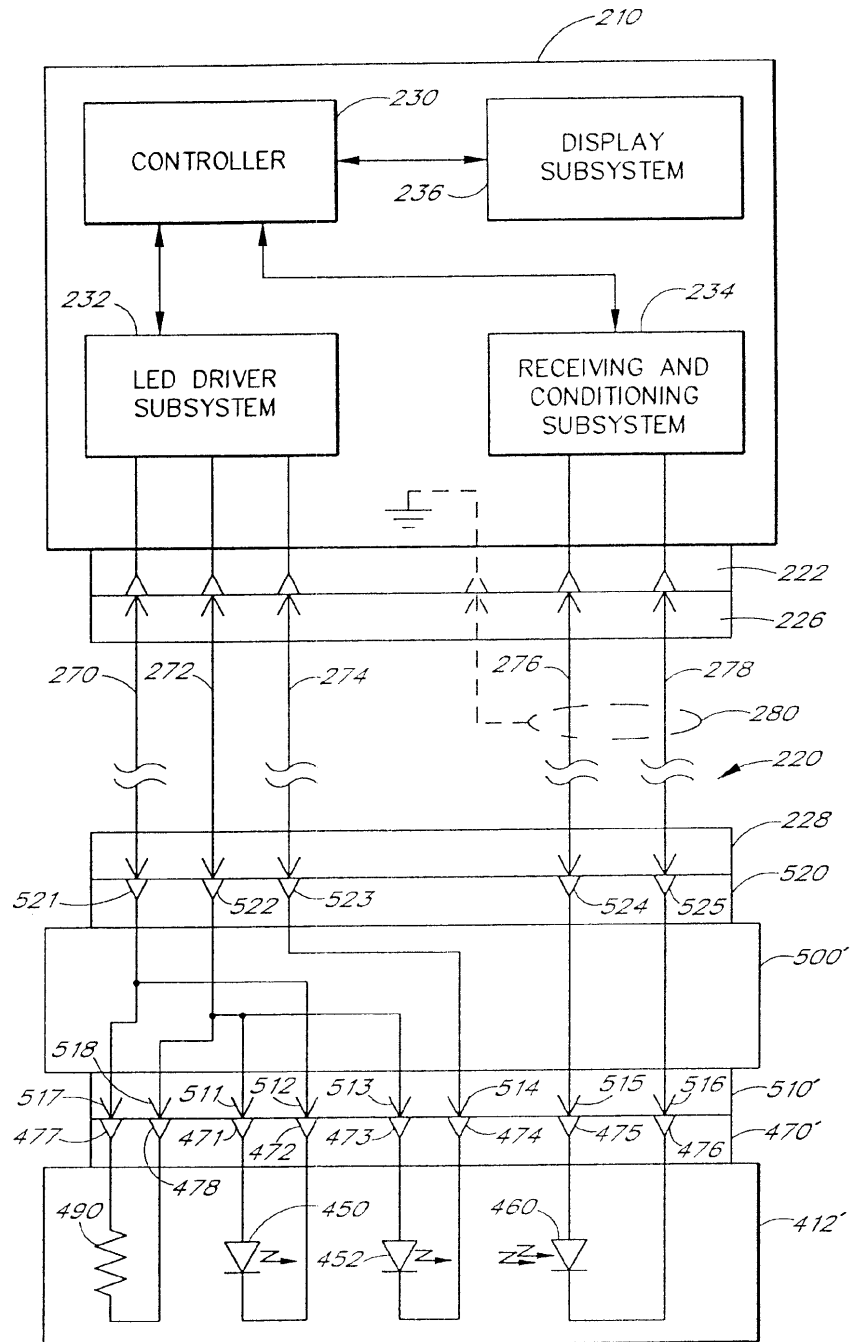


FIG. 5B

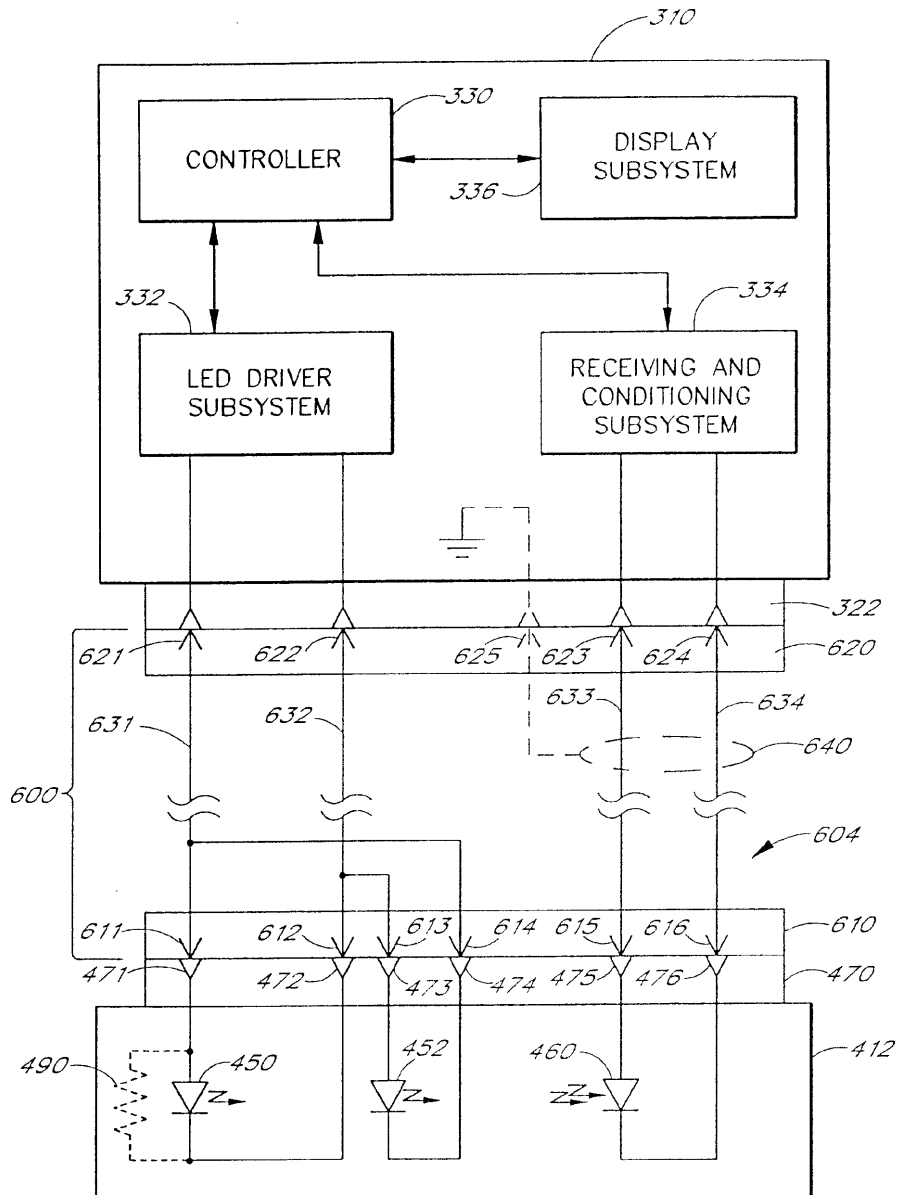


FIG. 6A

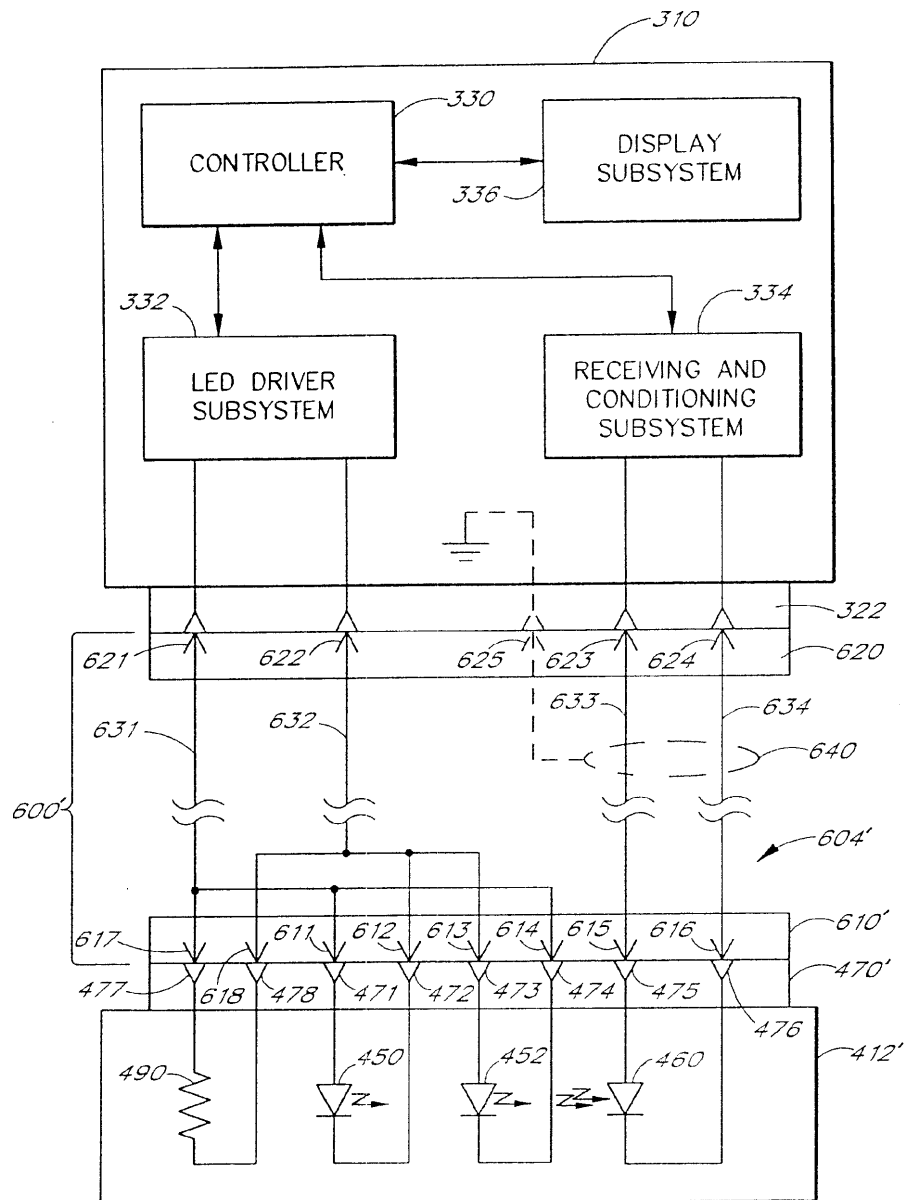


FIG. 6B

Abstract of the Disclosure

An oximeter sensor can be used with multiple oximeter systems. The oximeter sensor includes a first light-emitting diode, a second light-emitting diode and a photodetector. Electrical connections to the anode and the cathode of each light-emitting diode and electrical connections to the terminals of the photodetector are provided on a connector. An interconnector is interposed between the connector of the oximeter sensor and a connector in communication with an oximeter system. The interconnector has interconnection wiring selected to electrically connect the sensor connector and the system connector in a manner to configure the light-emitting diodes in a configuration compatible with the oximeter system. In particular, a first interconnector configures the light-emitting diodes in a common anode arrangement. A second interconnector configures the light-emitting diodes in a back-to-back (anode to cathode, cathode to anode) configuration. Either interconnector may be in the form of a shell having two connectors. Alternatively, either interconnector may be in the form of a flexible cable with connectors at each end.

专利名称(译)	血氧计传感器和互连器		
公开(公告)号	JP2002065647A	公开(公告)日	2002-03-05
申请号	JP2001194067	申请日	2001-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	梅西莫股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	Masimo公司		
[标]发明人	アマーアルアリ		
发明人	アマー アル-アリ		
IPC分类号	G01N21/27 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455 G01N21/35 H01L31/12 H01L33/00		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B2562/227 Y10S439/909		
FI分类号	G01N21/27.Z G01N21/35.Z H01L31/12.G H01L33/00.L A61B5/14.310 A61B5/14.322 A61B5/145 A61B5/1455 G01N21/35 G01N21/35.104 G01N21/3577		
F-TERM分类号	2G059/AA01 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/BB13 2G059/CC16 2G059/CC18 2G059/EE01 2G059/EE11 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/GG08 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/KK01 2G059/MM10 2G059/PP04 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM00 4C038/KY02 4C038/KY04 5F041/BB03 5F041/BB32 5F041/DC07 5F041/EE25 5F041/FF16 5F089/BA05 5F089/BB17 5F089/BC09 5F089/BC29 5F089/FA03 5F142/DB52 5F142/DB54 5F142/EA31 5F142/GA33 5F142/GA40 5F889/BA05 5F889/BB17 5F889/BC09 5F889/BC29 5F889/FA03		
优先权	09/604340 2000-06-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种可以在多个系统中使用的血氧饱和度传感器。血氧饱和度传感器包括第一发光二极管，第二发光二极管和光电检测器。与每个发光二极管的阳极和阴极以及与光电检测器的端子的电连接被提供给连接器。互连连接器插入在血氧仪传感器连接器和与血氧仪系统通信的连接器之间。互连连接器具有互连布线，该互连布线被选择为以与血氧计系统兼容的结构将发光二极管电连接到传感器连接器和系统连接器。具体地，第一互连连接器包括公共阳极布置中的发光二极管，第二互连连接器包括背对背结构。连接器可以是具有两个连接器的外壳形式，也可以是两端带有连接器的柔性电缆。

