

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3837161号
(P3837161)

(45) 発行日 平成18年10月25日(2006.10.25)

(24) 登録日 平成18年8月4日(2006.8.4)

(51) Int.C1.

F 1

GO 1 N	21/01	(2006.01)	GO 1 N	21/01	D
GO 1 J	3/10	(2006.01)	GO 1 J	3/10	
A 6 1 B	5/145	(2006.01)	A 6 1 B	5/14	3 1 O
GO 1 N	21/27	(2006.01)	GO 1 N	21/27	Z

請求項の数 10 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願平9-501166
 (86) (22) 出願日 平成8年6月4日(1996.6.4)
 (65) 公表番号 特表平11-506834
 (43) 公表日 平成11年6月15日(1999.6.15)
 (86) 國際出願番号 PCT/US1996/008631
 (87) 國際公開番号 WO1996/041138
 (87) 國際公開日 平成8年12月19日(1996.12.19)
 審査請求日 平成15年5月2日(2003.5.2)
 (31) 優先権主張番号 08/478,493
 (32) 優先日 平成7年6月7日(1995.6.7)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 503426972
 マシモ コーポレイション
 アメリカ合衆国 92691 カリフォル
 ニア州 ミッションビエッホ マデラ
 23361 スイート 100
 (74) 代理人 100079049
 弁理士 中島 淳
 (74) 代理人 100084995
 弁理士 加藤 和詳
 (74) 代理人 100085279
 弁理士 西元 勝一
 (72) 発明者 ディアブ、モハメッド ケール
 アメリカ合衆国 92691 カリフォル
 ニア州 ミッションビエッホ ダイアモン
 ド 26945

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】オキシメータ用の調節可能な波長を有する光源

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の周知の波長で光を発生し、第1の電圧レベルでアクティブ状態となるように構成された第1の発光装置と；

前記第1の発光装置と並列に電気的に接続された情報素子であって、前記第1の電圧レベル未満の第2の電圧レベルでアクティブ状態となる情報素子と；

を有し、

前記情報素子がエンコーディング抵抗器を有し、前記エンコーディング抵抗器の値が前記第1の周知の波長を示し、該値が、前記第1の発光装置のアクティブ動作中に該エンコーディング抵抗器が非アクティブ状態であるほどに充分高いことを特徴とするオキシメータ・センサ。

10

【請求項2】

前記情報素子が抵抗器を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載のオキシメータ・センサ。

【請求項3】

前記情報素子がインピーダンス・ネットワークを有することを特徴とする請求の範囲第1項記載のオキシメータ・センサ。

【請求項4】

前記情報素子がメモリ装置を有することを特徴とする請求の範囲第1項記載のオキシメータ・センサ。

20

【請求項 5】

前記第1の発光装置が発光ダイオードを有することを特徴とする請求の範囲第1項記載のオキシメータ・センサ。

【請求項 6】

前記情報素子がセキュリティ素子を有する請求の範囲第1項記載のオキシメータ・センサにおいて、該セキュリティ素子が、該オキシメータ・センサが事前決定されたタイプであることを示し、該セキュリティ素子の値が、前記第1の発光装置のアクティブな動作中に該セキュリティ素子が非アクティブ状態であるように構成されていることを特徴とするオキシメータ・センサ。

【請求項 7】

前記セキュリティ素子が、前記第1の発光装置のアクティブな動作中に抵抗が非アクティブ状態となる値を持つ抵抗を有することを特徴とする請求の範囲第6項記載のオキシメータ・センサ。

【請求項 8】

第1の電圧レベルでアクティブ状態となり、第1の周知の波長で光を発生するように構成された第1の発光装置を有するオキシメータ・センサにおいて、前記第1の電圧レベル未満の第2の電圧レベルで動作し、且つ、オキシメータに対し前記第1の発光装置の前記第1の周知の波長及び前記オキシメータ・センサのタイプの少なくとも一つを示す情報を提供する、前記第1の発光装置と並列に電気的に接続された情報素子を備え、

前記情報素子がエンコーディング抵抗器を有し、前記エンコーディング抵抗器の値が前記第1の周知の波長を示し、該値が、前記第1の発光装置のアクティブ動作中に該エンコーディング抵抗器が非アクティブ状態であるほどに充分高いことを特徴とするオキシメータ・センサ。

【請求項 9】

前記第2の電圧レベルにおいて前記第1の発光装置は非アクティブ状態であり、前記第1の電圧レベルにおいて前記情報素子は非アクティブ状態である、請求の範囲第8項記載のオキシメータ・センサ。

【請求項 10】

前記情報素子により提供される前記情報は、親用センサとしてのオキシメータ・センサに関する情報を含む、請求の範囲第8項記載のオキシメータ・センサ。

【発明の詳細な説明】**発明の背景****発明の分野**

本発明は一般に発光ダイオードの、より効率的な較正と使用に関し、より特定的にはキシメータシステムにおけるセンサとしての発光ダイオードの装置と較正の方法およびその使用方法に関するものである。

関連する技術の説明

発光ダイオード(LED)は多くの用途で使われている。あるいくつかの用途では、LEDの作用の特定波長の知識が正確な測定を得るために必要である。そのような用途の一つとして、動脈の酸素飽和度を監視するために従来から使われている無侵襲オキシメータがある。

動脈中の酸素飽和度を決定する従来のオキシメータの手順は、光エネルギーがそれぞれの波長を持っている複数のLEDから、血液を運ぶ人体組織を通して伝達されるものである。一般に、LEDはオキシメータシステムに付けられるセンサの一部である。普通の使用法では、センサは指または耳たぶに付けられる。血液によって減衰する光エネルギーは光検出器で検出され、酸素飽和度を決定するために分析される。カルボキシヘモグロビンの飽和度および拡散のような追加の血液成分および血液特性は、別の波長をもつ追加のLEDを利用することにより監視できる。

New Jr.らによる米国特許第4,653,498号に、2つの注意して選択された異なる波長の光エネルギーを持つ、2つのLEDを利用したパルスオキシメータの技術が開示されている。

従来のオキシメータでは、センサ中のそれぞれのLEDの波長は、正確に酸素飽和度を計算

10

20

30

40

50

するために精密に知る必要があった。しかしながら、交換または消毒を考慮すると、センサはオキシメータシステムから取り外し可能であることが必要である。

センサが交換される時、新しいセンサのLEDは前もって決定されたLED駆動電流に対し製造公差のため、わずかに異なった波長を持っている可能性がある。したがって、従来のオキシメータでは、所定のセンサのためにオキシメータにLEDの特定波長を表示してして供給する必要があった。1つの周知のシステムでは、抵抗器がそれぞれのLEDの伝達をコード化するために使われている。抵抗器はLEDの波長を表示する値を持つよう選ばれる。オキシメータはセンサの抵抗値を読み、LEDの実際の波長を決定するために抵抗値を利用する。この較正方法は、ナルコア(Nellcor)社所有の米国特許第4,621,643号に記述されている。このような従来技術のセンサは、図1に描かれている。

10

発明の要約

それぞれのセンサのそれぞれのLEDの動作波長が表示される従来のオキシメータでは、オキシメータシステムは種々の波長による必要な計算用にプログラムされている。このことはオキシメータシステムのデザインを複雑にし、従って、オキシメータシステムを高価にする。したがって、センサ間で同じ波長特性を示すセンサを供給することは有用である。加えて、従来のセンサは、それぞれの要求される追加の波長のための追加のLEDを必要とする。交換可能なセンサについては、病院および同様な所で使われるセンサの数が大量なので、それぞれのLEDは重大なトータルコストの追加が必要となる。それ故に、1つのLEDから1つ以上の波長を供給するセンサを供給することは望まれている。

多くのLEDでは、駆動電流、駆動電圧、温度の変化あるいはLEDに向けられた光のような他の調整パラメータに応じて波長シフトを示すことが見られる。本発明は、この波長シフトを利用することによってLEDを較正するために改善された方法と装置を含むものである。加えて、本発明は1つのLEDに1つ以上の作動波長を供給することができる波長シフトを利用することを含むものである。波長の付加はLEDを増すことなくテスト下の媒体で追加のパラメータを監視する能力を供給するものである。オキシメトリにおいては、このことは、オキシメータセンサに別のLEDを増すことなく血液の追加の成分の監視ができる意味する。

本発明は、またセンサ中のLEDの正確な作動波長を知らなくても血液の飽和酸素に関する生理学的データを得るという、LEDにおける波長シフトの用途を含むものである。

本発明の1つの態様としては、事前選択された波長において光エネルギー伝達に対して、調整した光伝達ネットワークを供給することである。ネットワークは、電流源につながれた発光ダイオードの事前選択されたソース電流を提供するために配置された電流源を持つ。発光ダイオードは、選択された調整パラメータのシフトによる波長シフトを示すタイプのものである。調整するパラメータとしては駆動電流または駆動電圧が有利である。発光ダイオードと並列に結線された調整用抵抗器は、事前選択されたソース電流の2番目の部分が発光ダイオードを流れるように、少なくとも事前選択されたソース電流の1番目の部分を引き動かす選択された値を持つ。事前選択されたソース電流の2番目の部分は、発光ダイオードを事前選択された波長の光エネルギーを生成するように選ばれる。

本実施態様では、調整された光伝達ネットワークは、また光エネルギーの強度を示す出力信号を生成する発光ダイオードからの光エネルギーに応答する検出器を含むものである。

他の本発明の態様としては、光生成センサを事前較正する方法を含むことである。その方法は多くのステップを伴う。事前選択された波長で作動する光源に要求される光源を流れる電流の1番目のレベルが決められる。電流の2番目のレベルはその後定義される。電流の2番目のレベルは1番目のレベルより高い。電流の2番目のレベルは駆動電流を形成する。その後、調整された光源ネットワークを形成する光源と並列に結線された抵抗器が選択される。抵抗器は、光源と並列に結線された時、電流の最初のレベルが光源を流れるよう充分な量の駆動電流を引き出すように選択される。

他の本発明の態様は、1個の発光ダイオードからの2つの波長を供給する方法である。駆動電流の範囲の発光ダイオードを通して駆動電流の変化で波長シフトを示すタイプの発光ダイオードが選ばれる。電源が駆動電流を供給するために発光ダイオードにつながれる。発

20

30

40

50

光ダイオードは、駆動電流の範囲で駆動電流の最初のレベルで発光ダイオードを能動にし、駆動電流の1番目のレベルに応答して1番目の波長において作動するよう駆動される。発光ダイオードはその後、駆動電流の限界の中で駆動電流の2番目のレベルで駆動され、発光ダイオードを能動にし、駆動電流の2番目のレベルに応じて2番目の波長で作動させるため、駆動電流の1番目のレベルと異なっている。

発光ダイオードが光エネルギーをテスト中の媒体に伝達すべく設定された実施態様では、方法は、より多くのステップを含む。発光ダイオードが1番目の波長において作動している間、光はテスト中の媒体を通して1番目の波長の1番目の光エネルギーとして伝達される。1番目の波長は、それがテスト中の媒体を通して伝わるような光エネルギーの1番目の前もって決定された減衰特性のために選ばれる。減衰した光エネルギーは光検出器で発光ダイオードから測られる。加えて、発光ダイオードが2番目の波長で作動している間、光エネルギーはテスト中の媒体を通して2番目の波長において伝達される。2番目の波長は、それがテスト中の媒体を通して伝わるように、光エネルギーの2番目の前もって決定された減衰特性のために選ばれる。減衰した光エネルギーは発光ダイオードから、2番目の波長において測られる。

1つの有利な実施態様として、その方法は血液の酸素飽和度を決定するために使われ、テスト中の媒体としては、血流のある人体の1部を含むことである。この実施態様では、方法はさらに電源を2番目の、1番目と2番目の波長と別の3番目の波長で作動する発光ダイオードにつなぐこと含むものである。さらに、1番目と2番目の波長の間の波長の変化は事前選択された値を持っている。3番目の光エネルギーがテスト中の媒体を通して3番目の波長において伝達され、3番目の光エネルギーはテスト中の媒体を通して伝達の後に測られる。測定に基づいて、血液の酸素飽和度は決定される。

1つの実施態様として、また酸素飽和度に追加するパラメータは、最初の波長が周知の値を持っていて、1番目と2番目の波長の間の波長の変化が事前選択された値を持っている時、テスト中の媒体に関して決定されてもよい。この実施態様で、2番目の波長の値が決定され、もう1つの血液に関連するパラメータが計算される。1つの実施態様として、もう1つのパラメータはカルボキシヘモグロビンの飽和度である。そうする代わりに、もう1つのパラメータは散乱量である。さらにもう1つのパラメータがメタヘモグロビンである。上述された調整用の装置を使うことは、最初の発光ダイオードが調整用抵抗器で電流の逐次的な変化による波長の変化が事前選択された波長変化に合うように、調整すれば本発明の長所が生かされる。調整は、調整用抵抗器が最初の発光ダイオードと並列に置かれ、調整抵抗器の値を最初の発光ダイオードが電流の増变量のために事前選択された変化を示すよう選択することを含むのが好ましい。

それでも本発明のそれ以上の態様は、最初の発光素子と並列の抵抗器との最初の周知の波長において光を生成するよう配置された最初の発光素子を有するオキシメータセンサを提供することにある。発光素子としては発光ダイオードが好ましい。1つの実施態様では、抵抗器は最初の周知の波長を示す値を持っているエンコーダ抵抗器を含むものである。エンコーダ抵抗器の値は、エンコーダ抵抗器が最初の発光素子の能動な作動の間に効率的に微少な電流を引き出すように、充分に高い。

他の実施態様では、抵抗器はオキシメータセンサが前もって決定されたタイプの指示値を持っている保全抵抗器を含む。加えて、保全抵抗器の値は、保全抵抗器が最初の発光素子の能動な作動の間に効率的に微少電流を引き出すように、充分に高い。

なおも本発明のそれ以上の態様としては、波長の範囲内で事前選択された波長で作動する発光ダイオードを調整する方法を含むものである。その方法は、駆動電流範囲内で駆動電流の変化に応じた波長シフトを示す発光ダイオードの選択および最初の駆動電流で発光ダイオードを駆動することを含むものである。最初の駆動電流での作動の間の発光ダイオードの波長が測定され、もし発光ダイオードが事前選択された波長において作動していないなら、駆動電流は、発光ダイオードが事前選択された波長で作動するように、駆動電流の範囲内で2番目の駆動電流に調整される。

他の本発明の態様としては、信号を送って、そして光を検出するよう設定されたセンサを

10

20

30

40

50

含むものである。センサは少なくとも1つの発光要素を持ち、その発光要素は中心伝達波長放射を持っている。センサはさらに1番目および2番目の光検出器を持ち、発光要素の放射は、1番目および2番目の光検出器の応答の中にある。部材に向けられた光は、少なくとも1つの発光要素において1番目および2番目の光検出器に向けられるよう配置される。2番目の光検出器と少なくとも1つの発光要素の間に置かれたフィルタが、中心の伝達波長をカバーするよう選ばれた移行バンドを持っている。

1つの実施態様では、センサはオキシメータセンサを含み、少なくとも1つの発光要素は1番目および2番目の発光ダイオードを含むものである。1番目の発光ダイオードが赤色範囲で中心の波長を持っていて、2番目の発光ダイオードが遠赤外範囲で中心の波長を持っていると本発明の長所が生かされる。フィルタが1番目の発光ダイオードにおいて中心の波長をカバーする移行バンドを持っていると本発明の長所が生かされる。10

1つの有利な実施態様としては、部材に向けられた光が、少なくとも1つの発光要素からの充分に等しい部分の光を受け取るような球に位置した1番目および2番目の光検出器積分光学式球を含むものである。

他の実施態様では、部材に向けられた光が、少なくとも1つの発光部材から充分に等しく分光される位置にあるビームスプリット部材を含むことおよび充分に等しい部分の光を1番目と2番目の光検出器に向けることを含むものである。

なおも他の本発明の態様としては、発光要素の中心の波長を決定することについての方法を含むものである。その方法は、前もって決定された比率の複数のセットを供給することを含み、複数の前もって決定された比率のそれぞれは、関連づけられた中心の波長に対応するというものである。光は、発光要素から1番目の強度を得る1番目の光検出要素まで伝達され、また光は発光要素から2番目の強度を得る2番目の光検出要素に光を減衰するフィルタを通して伝達される。1番目の強度と2番目の強度の比率がその時計算される。比率は、発光要素の中心の波長を参照して前もって決定された比率のセットと比較される。20

1つの実施態様として、1番目および2番目の光検出要素は同じ光検出要素であることを含むものである。

図画の簡単な説明

図1は、較正された従来の技術のオキシメータプローブを表す；

図2は、グラフ図で、血液を透過した光の透過波長に関して血液の3つの成分の吸光係数の関係を示している；30

図3Aおよび図3Bは、LEDの特性を模範的に表す；

図4Aは、本発明の1つの状況による、調整されたオキシメータセンサを表す；

図4Bは、指で監視するオキシメタシステムを表す；

図5Aおよび図5Bは、本発明に従って使用される抵抗器の1つの実施態様の線図を表す；

図6は、近接した透過波長の2つの同時に能動なLEDの波長の平均化効果を表す；

図7は、他の本発明の状況による、オキシメータセンサの実施態様を表す；

図8および図8Aは、改善された較正済みオキシメータセンサの実施態様を模範的に表す；

図9Aおよび図9Bは、発光ダイオードの波長の検出に関わる本発明の1つの状況についての代わりの実施態様センサを表す；

図10A、図10B、図10C、図10Dは、本発明の波長検出に関わるグラフを表す；40

図11および図11Aは、本発明の波長検出に関わる種々のフィルタのフィルタ応答曲線のグラフを表す；

図12から図15までは、本発明で使用する4つの異なったプローブを表す。

好みしい実施態様の詳細な説明

本発明は一般に医学のプローブおよびLEDの使用に適用性を持っている。しかしながら、本発明の原理の応用の以下の記述により、オキシメトリ（酸素測定法）が容易に理解される。

患者の動脈の酸素飽和度（あるいは他の成分）を監視するのに無侵襲技術の利点はよく知られている。オキシメトリにおいては、周知の波長の光がテスト中の媒体（例えば、手の指のような人間の指）を透過される。光エネルギーは部分的に、光が媒体を通して伝わる時50

、媒体を構成する成分によって吸収および散乱される。どんな所定の成分による光エネルギーでも、その吸収および散乱は、いくつかの他のパラメータと同様に成分を通過する光の波長に依存する。成分による吸収は、知られているどの吸光係数かにより特性化される。図2は、光の波長に関する血液の3つの可能な成分の吸光係数の関係のグラフ100を模範的に表す。特に、1番目の曲線102は透過波長に関してオキシヘモグロビン（酸化したヘモグロビン）の吸光係数の間の関係を示し；2番目の曲線104は伝達（透過）波長に関して減少したヘモグロビンの吸光係数の間の関係を示し；3番目の曲線106が透過波長に関してカルボキシヘモグロビン（一酸化炭素を含んでいるヘモグロビン）の吸光係数の間の関係を示す。この関係は、技術上よく理解できる。

1つの波長が媒体のそれぞれの別の成分のために必要とされる。オキシメトリのために使われる波長は測定の感度（すなわち、酸素飽和度など）を最大にするように選ばれる。これらの原理は技術上よく理解できる。

テスト中の少なくとも1つの成分を持つ同種の媒体に入射したエネルギーの振幅は、以下のように媒体を通して透過したエネルギーの振幅とほぼ関連している。

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^N d_i c_i} \quad (1)$$

ここで、 I_0 は媒体に入射したエネルギー、 I は減衰した信号、 d_i は光エネルギーが通過した i 番目の成分厚さ、 c_i は、光エネルギーが通過した（ i 番目の成分の光学長さ） i 番目の吸光（あるいは吸収）係数、および c_i は、厚さ d_i での i 番目の成分の濃度である。技術上よく理解できるように、この基本的な関係は、従来のオキシメトリ技術を使って酸素飽和度を得るために利用される。

上記の式が論議の目的のために単純化されていることを理解すべきである。多重散乱のような他の要因が、また光エネルギーの減衰の結果を生ずる。多重散乱は、ジョセフ・シュミット (Joseph M. Schmitt) による「パルスオキシメトリに対する多重散乱の効果の単純なフォトン拡散分析」と題した論文で論じられている。 IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.38, No.12, 1991年12月。

しかしながら、それ以上の論議の目的のために、単純化された式(1)は利用されるであろう。オキシメトリの技術に基づいた手順では、生理学的測定の正確さは、図2で表されるように、吸光係数がLEDの伝達波長に依存しているので、LED透過の波長の正確さに影響される。

酸素飽和度を得るために、2つのLED、1つは波長範囲が赤色の波長のもの、もう1つは波長範囲が遠赤外波長のもの、が患者のために飽和度測定を得るのに典型的に利用される。さらに、前出の式(1)で、吸光係数は式中では重要な変数である。したがって、オキシメータが、LEDがセンサに伝達する特定の波長についての情報を提供することは重要である。しかしながら、異なるLEDの波長は、指定された波長のために生産されるけれども、同じ駆動電流でもLED間の製造公差のために変化する。

調整済みLEDの波長

本発明の1つの状況としては、駆動電流の変化に応じて多くのLEDが示す波長シフトを利用するセンサでそれぞれのLEDを調整するための装置および方法を供給する。駆動電流の変化に応じて多くのLEDに示された波長シフトを利用して同調される。図3Aおよび図3Bは、2つのグラフでこの波長シフトの原理を示している。図3Aのグラフ110は、典型的なLEDについて（曲線112で）横軸を電圧、縦軸を電流で表したものである。図3Aのグラフ110はよく理解できる技術である。AとBで示された軸の間の区域を参照して、ちょうど曲線112の肩を越えて、ある特定のLEDの波長は、駆動電流または駆動電圧の対応する変化に応じて充分に直線的にシフトする。駆動電流の増加毎の波長シフトの量は、それぞれの（同じ波長に設計されても）LEDでは、ちょうど（特定の波長に設計されても）LEDの作動波長が同じ駆動電流でもLED間で変化するように典型的に異なる。

10

20

30

40

50

図3Bは、図3Aに表した肩の区域の駆動電流に応じたLEDの波長のグラフ120を模範的に表す。このグラフは駆動電流の変化に応じた赤色光範囲のLEDのために1つの模範的な波長シフトを曲線122で表す。図3Bで表した曲線122の傾斜はLED毎に変動し、波長範囲もそうなる。しかしながら、血液オキシメトリで使われた従来のLEDのために、LEDを通しての駆動電流の增加的なシフトは、いくらかの波長の增加的なシフトを起こす。この関係がちょうど図3Aで表された曲線112の肩を越した区域で充分に直線であるので、1つの好ましい実施態様として、シフトは肩を越えた区域で得られる。図3BのグラフはすべてのLEDを表すことを意味せず、単に駆動電流の特定の変化に対応する1つの可能な波長シフトを表している。したがって、選択された波長を得る一つの方法は、波長を得るために必要な電流でLEDを駆動することである。しかしながら、このような実施態様はそれぞれのセンサのためにLED駆動電流を変えるオキシメータの設計が必要となる。10

1つの有利な実施態様として、オキシメータシステム設計に付加される複雑さを避けるために、抵抗器がLEDを通して選択された波長をもたらすであろうレベルに駆動電流を調整するためのLEDと並列に置かれる。このような実施態様で、オキシメータシステムはセンサ中のそれぞれのLEDのために選択された波長において作動するよう設計される。そして、オキシメータはただ固定した駆動電流を供給することが必要であるだけである。したがって、1つの実施態様では、オキシメータの設計は、センサ間の波長の相違を考慮に入れる必要がないという点で、より単純である。オキシメータは単に選択された波長において作動して、固定した駆動電流を持つよう設計することができる。

オキシメータのために生産されたそれぞれのLEDセンサは、センサ中のLEDがオキシメータのために選択された波長の光を生成するように、波長シフトを使って調整される。図4は、1つの模範的なオキシメータシステム152につながれ、本発明のLEDを調整している状況による、調整されたセンサ150の1つの実施態様を表す。20

センサ150は、1番目の光源160および2番目の光源170と共に、典型的にLEDを示す。1番目の調整用抵抗器162が1番目のLED160と並列でつながれ1番目の調整されたLEDネットワーク164を形成する。同様に、2番目の調整用抵抗器172が2番目のLED170と並列でつながれ2番目の調整されたLEDネットワーク174を形成する。センサ150はさらに光検出器180を含む。LEDドライバ182のような、オキシメータ・システムの電源は、調整されたLEDネットワーク164、174の入力の前もって決定された駆動電流を供給するための調整されたLEDネットワーク164、174とつながれている。隨時、LEDドライバ182が調整されたLEDネットワーク164、174の1つだけに電流を供給すれば長所が生かされる。光検出器180はオキシメータ・システム152の回路184を整え、受信するためにつながれる。作動中、光検出器は減衰した光エネルギーを受けて、代わりの光エネルギーの強度を表す出力信号に応答する。オキシメータ・システム152はさらに、サポート手段およびディスプレイ192を伴うコントローラ190を含む。オキシメータ・システムはセンサ150から得られた信号を受け取り、光エネルギーが透過された媒体に関する情報を決定する信号を分析する。オキシメータ・システムが論議の目的のために単純化された形式で表されることは理解されるべきである。オキシメータ・システムは技術上周知である。1つの可能なオキシメータ・システムとしては、1996年5月2日に発行された国際公開番号W096/12435に開示されたオキシメータ・システムを含む。他のオキシメータ・システムはよく知られていて、選択された波長で作動するよう設計することができる。30

図4Bで表されるように、オキシメトリにおいて、典型的な媒体として、周知の技術である、指200または耳たぶを含むこともできる。指および耳たぶのような媒体は典型的に、皮膚、組織、筋肉、動脈血液、静脈血液、脂肪のような多くの成分（それぞれいくつかの成分を持っている）を含む。それぞれの成分は、異なる吸光係数のための特定の波長の光エネルギーを、異なるように吸収し、散乱する。一般作動中、1番目のLED162が、LEDドライバ182からの駆動電流に応じて入射光を発する。光は被検媒体を通して伝わる。伝達された光は、媒体を通して伝わるために媒体に吸収される。媒体から出た減衰した光は、光検出器180によって受け取られる。光検出器180は、光検出器180の上に入射された減衰した光エネルギーの強度を示す電気信号を作り出す。この信号はオキシメータ・システム4050

ム152に供給され、光エネルギーが通過した媒体の選択された成分の特性を決定する信号を分析する。

調整は1番目のLED160を参照して説明される。調整は、また2番目のLED172にも適用できる。上述したように、特定の駆動電流に応じて、LEDが同じ波長を生成するよう生産されたとしても、異なったLEDは異なった波長に対応する。本発明による1番目のLED160の調整は、選択された波長において1番目のLED160が作動するのに必要な電流量の決定および選択された波長を得る1番目のLED160を通す電流の調整を含む。

例えば、オキシメトリの範囲で赤色LEDのために使われる典型的な値は、645nmから670nmである。オキシメータの特定の実施例のために、オキシメータはその範囲、例えば、670nmに選択された波長で作動するよう設計されてもよい。しかしながら、670nmの選択された波長を生成するよう生産されたLEDは、同じ駆動電流でも典型的に±2-10nmの範囲の製造公差を伴うものである。しかしながら、オキシメトリに使われる典型的なLEDでは、駆動電流はLEDのために望ましい出力波長を得るために変動することができる。例えば、図3Bで示されるように、表されたLEDは典型的な50mAの駆動電流で660nmの作動波長を持っている。もし駆動電流が約85mAに増加されるなら、作動波長は本例(670nm)の選択された波長になる。本発明は、670nmのような、選択された波長を得るそれぞれのLEDを調整する駆動電流の変化に応じて観察された波長シフトを利用する。

議論の目的のために、1番目のLED 160は図3Bで表される波長特性を示すために定義される。1番目のLED160を調整するため、LEDドライバ182からの駆動電流はあらかじめセットされるか、または固定されると仮定する。本実施例では、駆動電流は1番目のLED160だけを駆動するために必要な駆動電流より幾分より大きい(例えば、100mA以上)ことが好ましい。これは1番目の調整抵抗器162にLEDドライバ182から固定した駆動電流のいくらかが流れれるからである。1番目の調整抵抗器162は選択された出力波長をもたらす1番目のLED160を通して流れる電流量を調整する適切な固定駆動電流量を引き出すよう選ばれる。本例では、抵抗器は、670nmに選択された波長を得る約85mAに1番目のLED160を通る電流を減らすために、約15mA(LEDドライバ182からの100mAについて)流れるように選ばれる。したがって、それぞれのLEDがLEDドライバ182から同じ固定した駆動電流で駆動され、どんな特定のLEDを通しての電流でも関連づけられた調整抵抗器の値により異なる。この方法で、LEDドライバ182は、オキシメータにつながれたすべてのセンサに同じ固定駆動電流を提供するよう設計することができる。オキシメータ・システム152は、このように対応する波長がセンサ間で一定のままでいるという仮定に基づいて計算して設計される。

調整抵抗器を選択する1つの特定の有利な方法としては、図5Aおよび図5Bで表されている抵抗器210のような半導体基板抵抗器の使用を含むものである。図5Aで表される抵抗器210は半導体基板212、抵抗コーティング・パッド214および接続用導体216、218を含む。1つの実施例として、調整可能なLED 220(すなわち、駆動電流変化で波長シフトを示すLED)が並列に半導体基板抵抗器210とつながれている。固定した(あらかじめセットされた)駆動電流はその後、電流電源222と共に基板抵抗器210および調整可能なLED220によって形成されたネットワークに適用される。調整可能なLED220の作動波長は測定される。最初の基板抵抗器は、望ましい出力波長を得るために必要な抵抗値より少ない抵抗値を持っていることが好ましい。レーザが、図5Bで線224によって表したように、抵抗パッド214を線引きするために使われる。線引き線224は効率的に抵抗パッド214の1部を取り除いて、そのことにより、技術上周知の、残っている抵抗パッド214の抵抗値を増やす。レーザを使うことにより、抵抗値の増加は非常に正確に制御することができる。抵抗パッド214は調整可能なLED220を通る電流が、調整可能なLED220が選択された作動波長を生ずるまで、レーザでトリムすることができる。その結果として抵抗器/LEDペアは調整されたLEDネットワークを形成する。この調整方法は、調整されたLEDを精度よくまた安価に得られるので有利である。

1番目の調整抵抗器162を選択するその他の方法として、1番目のLED160の所定の電流変化で波長シフトを計算すること、次いで選択された作動波長を得るためにLEDを通して流れる正確な電流量を生ずる適切な抵抗器を選択することのような方法を用いることができる

10

20

30

40

50

。同様に、ポテンショメータを使用することができる。それぞれのセンサのためのそれぞれのLEDが、作動波長がセンサのために選択された作動波長であるような、類似の方法で調整されるのが好ましい。例えば、2つの波長オキシメータの作動は、670nmおよび905nmの2つのLEDのために選択された波長を持つことができる。それぞれのセンサのために、1番目のLEDが670nmの選択された波長として調整され、2番目のLEDが905nmの選択された波長として調整される。

要約すれば、本発明の調整の状況は、それぞれの選択された作動波長を得るためにそれぞれのLEDを調整するためLEDにおいて波長シフトの原理を使うことを含む。

若干のLEDのために、製造公差は、正確にLEDを調整する波長でのシフトの使用ができるそれぞれの選択された波長から遠く離れていてもよいこと、または波長シフトが選択された波長を得るには不充分であってもよいことは理解されるべきである1つの実施例では、このようなLEDは利用されないであろうし、公差外と考慮されるであろう。代わりに、もし入手可能な波長シフトが適切な調整を与えることに不充分なら、お互いの非常に近くで選択された波長の近くの波長を持つ2つのLEDを使うことも可能である。1つのLEDが選択された波長より短い波長を持っていて、もう1つのLEDが選択された波長より長い波長を持っているのである。図6のグラフで示すように、2つのLEDが共に能動であって、そして互いに隣接しているように置いた時、2つのLEDからの光は、2つのLEDの平均波長である、複合波長を形成するため結合する。複合波長はより広い波長範囲を持っているが、周知の平均波長値を持っている。細かく平均波長を調整するために、2つのLEDの1つまたは両方との波長シフトを、平均波長が選択された波長であるように、上述したような、調整抵抗器を使って利用することができるのが好ましい。したがって、(ペアとして本発明のとおりに好ましくは調整された)2つのLEDが所定のオキシメータで作動のために選択された波長を得るために使われることができる。

その他の選択肢として、もし充分な波長シフトが選択された波長にすべてのLEDを調整することができないのであれば、少数の選択された波長を使うことができる。例えば、酸素飽和度を決定することに対して、選択された赤色波長は660nm、670nm、680nmとすることができます。選択された赤外線波長は900nm、920nm、940nmとることができ、赤色波長から独立することができる。それぞれのセンサが上述した調整抵抗器を使用して調整され、赤色および赤外線LEDが選択された赤色および赤外線の波長の1つにおいてそれぞれに作動する。インジケータがその後センサ上、またはセンサに付けられたコネクタに、オキシメータがオキシメータに付けられたセンサがどの選択された波長であるか決定することを可能にするために供給される。代わりに、波長検出デバイスがどの選択された波長がオキシメータ・システムに付けられたセンサにあるか決定するオキシメータ・システムを供給することもできる。この実施形態は、オキシメータがどの選択された波長が付けられたセンサの上にあるか決定するには若干の手段を必要とするが、選択された波長はセンサ間では正確である。

2波長LED

他の本発明の状況は、2つの作動波長を供給する1つのLEDを使うための所定の電流の変化のためのLEDにおいて波長シフトの原理を使うことを伴う。これは、血液オキシメトリ測定のような、生理学的測定をすることにおいて有利である。なぜならばそれぞれの加えられた追加波長のために、血液中の追加成分の飽和度を測ることができるからである。例えば、2つの波長オキシメータで、2つの成分(例えば、酸素飽和度)の合計と2つの成分内の1つとの比率だけが正確に監視することができる。もし酸素飽和度が2つの波長で監視されるなら、血液にかなり存在している他の成分が酸素飽和度の測定に影響を与える。

もし血液中に存在する追加の成分が特定の患者の酸素飽和度を読みとる上に重要な効果を持っているなら、成分の検出は失敗し、患者に有害であり得る。血液に存在する時、2波長のオキシメータによって供給された酸素飽和度の読みとりにかなり影響を与えるであろう成分の例は一酸化炭素である。これは(図2の曲線106で表す)カルボキシヘモグロビンのための吸光係数大きさが光エネルギーのために660nmの範囲で(図2の曲線102で表す)オキシヘモグロビンの吸光係数に接近するからである。それ故に、カルボキシヘモグロビン

10

20

30

40

50

がオキシヘモグロビンとして検出されるかもしれない。これは2波長のオキシメータを使った血液の酸素飽和度の誤ったの表示（すなわち、過大見積り）に導く。この方法では、主治医は患者における酸素の欠如と一酸化炭素の増加を検出し損ねるかもしれない。もし追加の透過波長がセンサの上に供給されるのであれば、オキシメータはもう1つの、カルボキシヘモグロビンのような成分を監視することができる。

本発明によれば、LEDの波長シフトにおける原理は、2つの別の波長を供給するために2つの適切な駆動電流レベルで1つのLEDを駆動するために利用される。その最も単純な形式では、これは1番目の周知の波長に1番目の周知の駆動電流で最初に（駆動電流変化で波長シフトを示す）LEDを駆動して、次に2番目の周知の波長に2番目の周知の電流で同じLEDを動かすことによって達成されている。

図7に、血液オキシメトリ測定のために、本発明のこの状況のとおりに設計されたオキシメータ・システム252に連結したセンサ250の1つの有利な実施形態を表す。センサ250は1番目のLED254と2番目のLED256を含む。血液オキシメトリのための1番目のLED254が赤色波長範囲で好ましく作動し、2番目のLED256は赤外線波長範囲で好ましく作動する。センサ250はさらに光検出器258を含む。光検出器258は、回路262を調節し、受光するために連結される。オキシメータ・システムはコントローラ264の制御の下にあって、1つのディスプレイ266を持っている。LEDドライバ260が前もって決定された駆動電流で連続的にLED254、256を駆動することは技術上よく理解されている。光検出器258は被検媒体によって減衰する光エネルギーを検出する。オキシメータ252は光エネルギーが透過された媒体に関する情報を決定するための光検出器258からの信号を受信し、分析する。図4の実施例と同様に、オキシメータ・システム252は単純化された形式で表される。システムを含む適切なオキシメータ・システムが、1996年5月2日に公開された、国際公開番号W096/12435に開示された。技術上よく理解される他の監視も存在する。オキシメータ・システム252は、以下に述べるように、波長シフトLEDを駆動するために本発明のとおりに改善されている。

血液オキシメトリの本例では、1番目のLED254は波長シフトLEDであって、2つの波長を供給するために使われる。正確に2つの波長を供給するために、波長シフトの原理は利用される。1つの実施形態によれば、LEDはセンサが生産される時に評価され、インジケータが波長の望ましいシフトをもたらすために必要な駆動電流変化を示すオキシメータ・システム252によって読むことができるセンサの上に供給される。インジケータはセンサまたはセンサ・コネクタ上の抵抗器、センサまたはセンサ・コネクタ上のメモリ、または類似のデバイスを含めてもよい。代わりに、インジケータを、あらかじめセットされた駆動電流変化のために得られる波長シフト量の表示としてオキシメータに供給することができる。他の選択肢として、オキシメータに波長検出器268を提供し、それはオキシメータ・システム252に能動な（アクティブ）LEDの透過波長の検出を可能にする。モノクロメータのような、波長検出器は技術上周知である。しかしながら、従来のモノクロメータは高価で、かさばるものである。この説明は、以下に示す波長検出のためのより実際的な方法を記述するものである。この実施態様では、LEDドライバ260は、波長を監視する波長検出器268を利用して、希望の波長が得られるまで駆動電流を変化させる。

より単純なオキシメータ設計を見込んだ1つの好ましい実施態様においては、第1のLED254のような単一のLEDで2つの波長を正確に与えるために、勾配調節抵抗器272と第1のLED254のネットワーク270を、第1の勾配調節されたネットワークに入力する駆動電流の事前選択された変化（I）が第1のLED254中の波長に事前選択されたシフト（Δ）をもたらすように勾配調節される。言い換えれば、図3Bに示すように、LEDはおののが、曲線122の固有の勾配をたどる。しかしながら、この曲線の勾配は、ある特定の波長定格のLEDの場合でさえも、LED個々によってしばしば異なる。繰り返し可能な事前選択された波長シフトを簡単に得るようにオキシメータを設計するためには、異なったセンサ中の第1のLED個々に対する事前選択された波長シフト（Δ）を同一の事前選択された駆動電流変化値（I）に対応させないようにすれば本発明の長所が活かされる。したがって、（本例中の）異なったプローブ上の第1のLEDが、LEDドライバ260によって与えられた駆動電流の同一の変化量に対して同一の事前選択された変化量で対応することが好ましい。言い換えれば、図3Bに示

す曲線100の勾配が、対応するおのののLEDネットワークに対して同一であれば本発明の長所が活かされるが、この理由は、この勾配が、個別のLEDおののに対しても同一であるとは限らないからである。このように、オキシメータはLEDを、センサおののに対して一定であるように事前選択された2つの駆動電流で駆動するように設計されている。

第1の同調抵抗器162が、事前選択された駆動電流に対して選択された特定の波長に第1のLED160を同調させるのと同じように、勾配調節抵抗器272などの勾配調節抵抗器を用いて、特定の対応するLEDネットワーク（例えば、第1の勾配調節されたLEDネットワーク270）に対する曲線122の傾斜を変更させることができる。ほとんどの例において、勾配調節抵抗器272は、勾配変更のために用いると、第1のLED254の正確な波長を同調させるためには使用することはできない。しかしながら、任意の駆動電流に対する第1のLEDの特定の動作波長をオキシメータに対して指示する他の方法と手順を利用してよい。例えば、（抵抗器や低価格メモリ素子などの）インジケータに、オキシメータ252が読み取り可能なセンサ250を装備することができるが、このようなインジケータによって、勾配調節されたLEDネットワーク270の初期動作波長が与えられる。

半導体基板抵抗基210の勾配調節も上記と同様にできる。しかしながら、基板抵抗器は、波長同期抵抗器としてではなく勾配調節抵抗器として機能する（すなわち、基板抵抗器は、LED / 抵抗器ネットワークに対する駆動電流の事前選択された変化に対する波長に事前選択された変化をもたらすように調節される）。言い換えれば、第1のLED254に対しては、図5Aと5Bに示す基板抵抗器210は第1のLED254に連結されて勾配調節抵抗器272を形成する。ネットワーク270に対する駆動電流の事前選択された変化によって第1のLED254に対する波長が事前選択されたように変化するまで、レーザを使用して抵抗器がトリムされる。駆動電流の同一の変化に対して同一の波長シフトを生じるLEDが入手可能であれば、第1の勾配調節抵抗器272は不要であることに注意されたい。

酸素飽和度を測定するためには、第2のLED256は固定した赤外線波長（たとえば905nm）で動作する。赤外線LEDは、もし製造公差を満たすのであれば、図4の同調抵抗器162と同様に同調抵抗器274を用いて同調して、選択された赤外線波長で動作させることができるのが好ましい。同調された第2の（赤外線）LED256と勾配調節された第1のLED254（2つの波長を与えるように構成されている）によって、3つの波長における測定値がセンサ250によって得ることができる。

使用に際して、図7のセンサ250は最初に開始駆動電流で駆動され、これによって第1のLED254は第1の波長（たとえば660nm）を持つ光エネルギーを発生する。この第1の波長を持つ減衰した信号は光検出器258によって検出され、オキシメータ252によって受領される。次に、第1の勾配調節されたLED254は駆動電流が事前選択された値だけ変化したときに変化した新しい駆動電流で駆動され、これによって事前選択された波長シフトは第2の波長（たとえば675）を得る。開始波長がオキシメータ・システム252に与えられ、さらに、第1のLEDネットワーク270勾配（電流変化による波長変化）が事前選択された勾配に整合するように適切に調節されているかぎり、第2の波長の値もまたわかる。第3の測定値は第2のLED256を駆動して、さらに減衰した信号を光検出器258で受領することによって得られる。測定値はオキシメータ252中に記憶される。これら3つの測定値に基づいて血液の2つの成分の動脈飽和度が決定され（たとえば、オキシヘモグロビンとカルボキシヘモグロビン）、これによって被検患者の血液の生理学的組成に関するより正確な情報が提供される。

1酸化炭素と酸素の監視が求められるオキシメータ・システムでは、第1の波長は660nm、第2の波長は675nmまたは680nm、第3の波長は900nmまたは905nmなどの赤外線波長であり得る。2つのLEDによって与えられたこれら3つの測定値によって、血液中のオキシヘモグロビンとカルボキシヘモグロビン双方の飽和度が測定可能である。3つの測定値で2つのLEDを使用することによってセンサの経費が削減されるが、これは、センサが使い捨て可能または交換可能センサであれば特に本発明の長所が活かされる。

上記の用途の他にも、上記の波長シフトそのものを用いて、1つのLEDで追加の波長を得ることができる。

10

20

30

40

50

正確な波長情報のない測定

本発明のさらに別の態様は、1つのLEDの正確な動作波長を知ることなく、被検媒体中の選択された成分（例えば、血液中のオキシヘモグロビン）の飽和度を測定する装置および方法に関する。本発明のこの態様によれば、LEDの波長のシフトが駆動電流の周知の変化に対して周知である場合、以下に説明するように、このLEDの動作波長は、他の情報も入手可能であれば知る必要はない。

上記のように、選択された電流変化に対する周知の波長のシフトは、既存のLEDが、事前選択された波長変化（ λ_1 ）を伴う事前選択された駆動電流変化（ I ）に反応するようにこれらのLEDを調節することによって知ることができる。こうする替わりに、事前選択された電流変化に対して波長が繰り返し（LED個々に対して）変化可能なLEDが入手可能である場合、これらのLEDは調節することなく使用できる。本発明のこの態様は、2波長オキシメータを用いる動脈中酸素飽和度測定法を参照してなされる以下の説明から理解されよう。

上述のように、図2は、血液の3つの成分の典型的な吸光係数と血液を透過する光の透過波長の関係を示す図である。酸素飽和度測定という目的のために、第1の曲線102および第2の曲線104に興味が持たれる。

第1の曲線102が示すように、約665nm（図中では λ_1 で示す）と690nm（図中では λ_2 で示す）の間で透過する光のオキシヘモグロビンの吸光係数は実質的に一定である（図2のY軸が対数軸でなければもっと明瞭である）。この範囲（すなわち、 $\lambda_1 - \lambda_2$ ）の光が減少したヘモグロビン中を透過すると（第2の曲線104）、この減少ヘモグロビンの吸光係数は透過波長の関数として実質的に線形となる。血液成分のこれらの周知の特性を本発明の装置と方法で用いて、2つのLEDの内の一方の特定の波長を知ることなく血液の酸素飽和度（または他の成分の飽和度）に関する情報を得る。

入射光を I_0 で表し減衰信号を I で表すと仮定すると、減衰信号は上の式(1)で与えられる。言い換えれば、図7のLEDセンサ250の場合、減衰信号 I は光検出器258によって受信されるが、式(1)に示すように周辺透過の関数である。

波長が λ_1 である光は2形態のホモグロビン（オキシヘモグロビンと減少ヘモグロビン）を包含する血液を持つ組織を透過する場合、式(1)は以下に展開されるようにこれら2つの血液成分にも適用可能となる。

$$I = I_0 \left(e^{-\sum_{j=1}^n \epsilon_j d_j c_j} \right) (e^{-d \epsilon_{1\lambda} c_1}) (e^{-d \epsilon_{2\lambda} c_2}) \quad (2)$$

ここで：

d 媒体の厚さ

ϵ_1 波長 λ_1 での減少オキシヘモグロビンの吸収係数

ϵ_2 波長 λ_1 でのオキシヘモグロビンの吸収係数

c_1 減少ヘモグロビンの濃度

c_2 オキシヘモグロビンの濃度

d_j (オキシヘモグロビンと減少ヘモグロビンを含まない) 減衰材料の j 番目の層の吸収係数

d_j (オキシヘモグロビンと減少ヘモグロビンを含まない) 減衰材料の j 番目の層の厚さ

c_j (オキシヘモグロビンと減少ヘモグロビンを含まない) 減衰材料の j 番目の層の濃度

式(2)はさらに以下に示すように展開される：

$$S = \ln \left(\frac{I}{I_{BL}} \right) = -d (\epsilon_{1\lambda} c_1 + \epsilon_{2\lambda} c_2) \quad (3)$$

10

20

30

40

50

ここで：

$$I_{BL} = I_o (e^{-\sum_{j=1}^n \epsilon_j c_j}) = \text{baseline}$$

自然対数を取った後で、光検出器で I を測定し I 対 I_{BL} を計算することによって得られた値

光が第1の赤色波長 λ_1 で透過する場合に酸素飽和度を測定するには、式(3)は次のように表現される：

$$S_1 = \ln \left(\frac{I}{I_{BL}} \right) \mid_{\lambda_1} = -d (\epsilon_{1\lambda_1} c_1 + \epsilon_{2\lambda_1} c_2)$$

10

(4)

光が赤外線波長 λ_{IR} で透過する場合、式(3)は次のように表現される：

$$S_{IR} = \ln \left(\frac{I}{I_{BL}} \right) \mid_{\lambda_{IR}} = -d (\epsilon_{1\lambda_{IR}} c_1 + \epsilon_{2\lambda_{IR}} c_2)$$

(5)

波長 λ_1 と λ_{IR} の双方がわかっている場合、酸素飽和度を測定することができるが、これは当業者には理解されよう。これは次に示す導関数によって表される：

$$LET \quad N_1 = \frac{S_1}{d} \quad \text{and} \quad N_2 = \frac{S_{IR}}{d}$$

20

(6)

式(4)と(5)は次のようになる：

$$N_1 = C_2 \epsilon_{2\lambda_1} + C_1 \epsilon_{1\lambda_1}$$

(8)

$$N_2 = C_2 \epsilon_{2\lambda_{IR}} + C_1 \epsilon_{1\lambda_{IR}}$$

30

行列式にすると、式(7)と(8)は次のようになる：

$$A = \begin{pmatrix} \epsilon_{2\lambda_1} & \epsilon_{1\lambda_1} \\ \epsilon_{2\lambda_{IR}} & \epsilon_{1\lambda_{IR}} \end{pmatrix} \quad X = \begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} \quad B = \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \end{pmatrix}$$

$$A \cdot X = B \quad \Rightarrow \quad \begin{pmatrix} \epsilon_{2\lambda_1} & \epsilon_{1\lambda_1} \\ \epsilon_{2\lambda_{IR}} & \epsilon_{1\lambda_{IR}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \end{pmatrix}$$

40

または

$$\begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \epsilon_{2\lambda_1} & \epsilon_{1\lambda_1} \\ \epsilon_{2\lambda_{IR}} & \epsilon_{1\lambda_{IR}} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \end{pmatrix}$$

したがって：

$$\begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} (\varepsilon_{1\lambda_{IR}} N_1 - \varepsilon_{1\lambda_1} N_2) \\ (\varepsilon_{2\lambda_1} \varepsilon_{1\lambda_{IR}} - \varepsilon_{1\lambda_1} \varepsilon_{2\lambda_{IR}}) \\ (-\varepsilon_{2\lambda_1} N_1 + \varepsilon_{2\lambda_1} N_2) \\ (\varepsilon_{2\lambda_1} \varepsilon_{1\lambda_{IR}} - \varepsilon_{1\lambda_1} \varepsilon_{2\lambda_{IR}}) \end{bmatrix} \quad (10)$$

当業者には理解されるように、酸素飽和度は次に示す比として定義される：

酸素：

$$SAT = \frac{C_2}{C_2 + C_1} \Rightarrow \frac{1}{SAT} = \frac{C_2 + C_1}{C_2}$$

または

$$\frac{1}{SAT} = 1 + \frac{C_1}{C_2} \quad (11) \quad 20$$

したがって：

$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{(-\varepsilon_{2\lambda_1} N_1 + \varepsilon_{2\lambda_1} N_2)}{\frac{(\varepsilon_{2\lambda_1} \varepsilon_{1\lambda_{IR}} - \varepsilon_{1\lambda_1} \varepsilon_{2\lambda_{IR}})}{(\varepsilon_{1\lambda_{IR}} N_1 - \varepsilon_{1\lambda_1} N_2)}} \quad 30$$

代入すると：

$$N_1 = \frac{S_1}{d} \quad \text{および} \quad N_2 = \frac{S_{IR}}{d}$$

分子と分母に-1を乗算して簡略化すると：

$$\frac{C_1}{C_2} = \varepsilon_{2\lambda_1} \frac{\left(\frac{S_1}{d} - \frac{S_{IR}}{d} \right)}{\left(-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} \frac{S_1}{d} + \varepsilon_{1\lambda_1} \frac{S_{IR}}{d} \right)} \quad 40$$

分子と分母にdを乗算すると：

$$\frac{C_1}{C_2} = \varepsilon_{2\lambda_1} \frac{(S_1 - S_{IR})}{(-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_{IR})} \quad (12) \quad 50$$

式(12)を上の式(11)に代入すると：

$$\frac{1}{SAT} = \varepsilon_{2\lambda_1} \frac{(S_1 - S_{IR})}{(-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_{IR})} + 1$$

これを簡略化すると：

$$\frac{1}{SAT} = \frac{(\varepsilon_{2\lambda_1} S_1 - \varepsilon_{2\lambda_1} S_2 - \varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_2)}{(-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_2)}$$

最終的には：

$$SAT = \frac{(\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_2)}{(-\varepsilon_{2\lambda_1} S_1 + \varepsilon_{2\lambda_1} S_2 + \varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 - \varepsilon_{1\lambda_1} S_2)} \quad (13)$$

波長 λ_1 と λ_{IR} の双方がわかっている場合、 λ_1 と λ_{IR} における対応する成分に対する吸光係数 $\varepsilon_{1\lambda_1}$ 、 $\varepsilon_{2\lambda_1}$ 、 $\varepsilon_{1\lambda_{IR}}$ 、 $\varepsilon_{2\lambda_{IR}}$ もわかる。上述のように、 S_1 および S_{IR} は、 I_1 と I_{IR} を測定して、動作中にさまざまな波長でもこの比の自然対数を取ることによって得ることができる。したがって、飽和度方程式中のすべての変数は測定によってわかり、または得られる。

しかしながら、透過LEDに対する波長が特定されていない場合、吸光係数 ε はわからない。本発明の1態様によると、酸素飽和度は、複数のLEDの内の1つの正確な波長をしらなくても計算できる。ここでは説明上、赤色範囲のLEDを選んで本発明の本態様を示している。本発明によると、そして上述のように、赤色LEDは、正確な波長がわかっていないなくても、事前選択された波長のシフトを持つように調節できる。したがって、赤色LEDは2つの異なる駆動電流で駆動して、両者間のシフトが事前選択されていてわかっている2つの異なる波長を得ることができる。しかしながら、上述のように、少なくとも開始波長に対するなんらかの指示がないと正確な波長はわからないことがある。本発明によれば、事前選択された波長シフトがわかっていてれば、開始波長はかわっている必要はない。

吸光係数が1から3ナノメートル台の波長シフトによって変化する応用範囲の場合、波長や波長シフトに関する事前の情報なしでも波長と測定することは可能であろう。これは、複数の（例えば、2つ以上）異なるLED駆動電流で希望の測定値（例えば、酸素飽和度）を計算して、さらに、LEDの波長測定のための波長に関する測定値の実験的に発生されたデータの集合（すなわち、曲線）と関連した測定値の変化を利用して成し遂げられる。

事前選択された波長シフトを利用すれば、オキシメータ・システムは、 λ_1 、 λ_2 、 λ_{IR} の3つの波長での測定が可能である。したがって、式(3)と(4)の他に第3の式が得られる。

光が第2の赤色波長 λ_2 で伝達（透過）される場合、式(3)は次のようになる：

$$S_2 = \ln \left(\frac{I}{I_{BL}} \right) \Big|_{\lambda_2} = -d (\varepsilon_{1\lambda_2} C_1 + \varepsilon_{2\lambda_2} C_2) \quad (14)$$

図2に示すように、650nm-700nmの範囲内では、吸光係数はあまり変化しない。より特定的には、 $\varepsilon_{1\lambda_1} - \varepsilon_{2\lambda_1} = 665\text{nm} - 690\text{nm}$ の範囲内では次のようになる：

$$\varepsilon_{2\lambda_2} \approx \varepsilon_{2\lambda_1} \quad (15)$$

さらに同一範囲内では、次のようになる：

$$\varepsilon_{1\lambda_2} = (\varepsilon_{1\lambda_1} - \Delta \varepsilon_1) \quad (16)$$

ここで、 $\Delta \varepsilon_1$ は、所望の範囲内の周知の波長シフトに対するものであることが分かって

10

20

30

40

50

いるが、この理由は、吸光係数の変化₁が実質的に線形であるからである。

式(14)と(15)を式(4)、(5)および(14)に代入すると、次式となる：

$$S_1 = -d(\varepsilon_{1\lambda_1}c_1 + \varepsilon_{2\lambda_2}c_2) \quad (17)$$

$$S_{IR} = -d(\varepsilon_{1\lambda_{IR}}c_1 + \varepsilon_{2\lambda_{IR}}c_2) \quad (18)$$

$$S_2 = -d((\varepsilon_{1\lambda_1} - \Delta\varepsilon_1)c_1 + \varepsilon_{2\lambda_2}c_2) \quad (19)$$

上述したように、 S_1 、 S_2 および S_{IR} は I および I_{BL} を測定することによって計算する。したがって、 S_1 、 S_2 および S_{IR} は既知数である。赤外線LEDに対する吸光係数₁と₂は既知数と仮定されるが、その理由は、関心の赤外線波長の範囲内では（例えば、850nm-920nm、さらにより特定的には890nm-910nm）、吸光係数は曲線102と104の双方の場合で実質的に一定である。別の実施態様では、精度はLEDを同調させることによって少し向上する。₁と₂におけるオキシヘモグロビンの吸光係数もまた、該吸光係数が一定にとどまる範囲内に波長があるかぎり、既知数である。本例では、この範囲は665nm-690nmであると定義されている。さらに、減少したヘモグロビンに対する吸光係数($\Delta\varepsilon_1$)は、 $\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = 665\text{nm} - 690\text{nm}$ 間の周知の波長シフトの場合についてわかっているので、 $\Delta\varepsilon_1$ もまた、 ε_1 が₁に対して線形であるので周知の量である。媒体の全体の厚さ d は一般には、たいていの応用物の場合は未知数である。しかしながら、すでに示したように、酸素飽和度の測定においては、飽和度は比であるので厚さ(d)は約される。

したがって、酸素飽和度の測定において、式(17)、(18)および(19)は3つの未知数(ε_1 、 c_1 および c_2)を持つ3つの式となる。これら式(6)から(13)に続く代数技法を応用してこの3つの式を解いて酸素飽和率 $c_2/(c_1+c_2)$ を得てもよい。したがって、第1のLED254の動作波長が、事前選択された駆動電流変化によって事前選択された波長変化がもたらされ、さらに、1つの成分の吸光係数が一定であり、第2の成分の吸光係数が、事前選択された波長変化に対する吸光係数変化もまた周知であるように実質的に線形である周知の範囲内にある限り、第1のLED254の正確な動作波長を知る必要はない。

したがって、本発明のこの態様によってユーザは、LEDの正確な動作周波数を知ることなく物理的なデータを得ることができる。

LEDセンサの改良された較正方法

本発明のさらに別の態様は、抵抗器を用いて、LEDを同調させるのではなくLEDをコード化するオキシメータ・センサのための改良された較正技法に関する。図1の従来技術による校正されたオキシメータ・プローブに示すように、エンコーディング抵抗器300は分離した電気接続リードを用いて共通グランド・リード304に接続されている。交換可能センサや使い捨てセンサがますます使用されるにつれて、交換可能センサの複雑さが少しでも減少すれば、長期にわたってかなりの経費の節約となる。本発明によれば、図3Aに示すLEDの特性を利用して、コーディング抵抗器を使用してコード化や校正を遂行するよりコストパフォーマンスの良いコード化されたまたは校正されたオキシメータ・プローブを提供することができる。

本発明の本態様によれば、LED電気接続部の内の1つもまたコーディング抵抗器に対して使用可能である。図8に、分離電気接続部ではなくLED電気接続部の内の1つを用いてコーディング抵抗器332を読み出せる例示のオキシメータ・センサの略図を示す。センサ310は、第1のLED312、第2のLED314および光検出器316を有する。第1のLED312は第1の対応する電気接続部318を持ち、第2のLED314は第2の対応する電気接続部320を持ち、光検出器316は対応する電気接続部322を持っている。LED312および314のあのおのと光検出器316は、その出力が共通グランド電気接続部330に接続されている。本実施態様では、コーディング抵抗器332は第1のLED312または第2のLED314と並列に結合されている。本実施態様では、コーディング抵抗器332は、第1のLED312を同調したり第1のLEDネットワークを勾配調節したりするために与えられているのではなく、取り付けられたオキシメータ・システム340によって読み出すことができるインジケータとして与えられている。抵抗器を用いて、第

1および第2のLED312と314の動作波長を指示するために使用可能であるが、プローブのタイプを指示するために使用すれば本発明の長所がより活かされることになる。言い換えれば、コーディング抵抗器332の値を適当に選択して、プローブが親プローブか、子プローブであるか、新生児プローブであるか、使い捨てプローブであるか、再使用可能プローブであるか指示することができる。1つの好ましい実施態様では、コーディング抵抗器をLED 312と314のおののにわたって与えて、プローブに関する追加の情報をリードを追加することなくコード化することができる。しかしながら、いずれの抵抗器やインピーダンス素子もLEDと並列に用いることなく使用して、LEDの波長の変化や他の情報をエンコーディングできる。

例えば、コーディング抵抗器をセキュリティ目的に利用することができる。言い換えれば、コーディング抵抗器の値およびLED312上の位置を使用して、プローブがオキシメータに對して適切に構成されるように保証することができる。例えば、コーディング抵抗器を利用して、プローブが、「マシモ(Masimo)」標準プローブ、「患者監視会社1(Patient Monitoring Company1)」プローブ、「患者監視会社2」プローブなどの認可された供給者からのものであることを指示することができる。

さらに、抵抗器は能動素子である必要がないことに注意されたい。コーディング情報もまた、トランジスタ・ネットワークやメモリ・チップや他の識別素子、例えばダラス・セミコンダクタ社のDS1990やDS2401や他の自動識別チップなどの能動回路を介して与えてよい。

コーディング抵抗器332を読み出すために、オキシメータ・システム340は第1のLED312/コーディング抵抗器332の組み合わせ物を、LEDが図3Aのグラフに示すように、IとVとの間の指數関数的関係のゆえに實際上無意味な電流しか引き込まないほど充分に低いレベルで駆動する。当業者には明かなように、LEDは、A軸インジケータで示されているように、ショルダの領域でアクティブである。Aでのレベル未満では、LEDは實際はイナクティブであり、實際は無意味な電流を引き込むだけである。言い換えれば、第1のLED312を流れる電流は無視可能である。第1の電気接続部318を流れるすべての電流がコーディング抵抗器332を通って流れるということは重要なことである。

印加電圧に対してコーディング抵抗器を流れる電流は、第1の電気接続部318を流れる電流を測定することによってオキシメータ・システムによって測定される。次に、オキシメータ・システム340は、プローブのタイプ、動作波長または他のプローブのパラメータを指示するように事前選択されたコーディング抵抗器332の値を測定する。要するに、第1の電気接続部318とグランド間に印加される駆動電圧を第1のLED312を起動させないほどの低レベルに落とすことによって、第1のLED312は實際上、電気回路から除去される。本発明においては、赤色およびIR範囲にある従来のLEDの場合、0.5Vという値は特に利点となる電圧であることが分かっている。0.5Vにおいては、LEDを流れる電流は一般に、1 μA(無意味な値)未満である。

第1の電気接続部318に対する電流供給によって第1のLED312を駆動するに充分なレベルに上がると、コーディング抵抗器332が、能動動作電流での第1のLED312の抵抗値と比較して高い自身の抵抗値のゆえに電気回路から實際上除去されるに充分高い値になるようにコーディング抵抗器332を選択することが好ましい。

したがって、コーディング抵抗器は、コーディング抵抗器専用の電気コネクタを追加することなく、オキシメータLEDセンサと接続して使用できる。これによって本発明によるセンサの経費が減少する。

本発明の長所を活かした1つの実施態様では、オキシメータは、0.5Vのコーディング抵抗器読み取り信号をLED駆動電流とは異なる周波数で連続的に提供することによってコーディング抵抗器を監視できる。例えば、LED駆動電流が625Hzでオン/オフすると、0.5Vのコーディング抵抗器の読み取り電圧値を625Hzよりかなり低い周波数で提供できるので、625Hz信号は625Hzをかなり下回る遮断周波数を持つがその通過帯域は0.5V信号が通過可能である低減フィルタによって容易に濾過できる。これによってオキシメータは、システム・オペレータによるセンサ変化に対して連続的にコーディング抵抗器332を監視できる。

10

20

30

40

50

本発明の長所を特に活かすこのコーディング抵抗器332を用いる本実施態様もまた、オキシメータでは普通である、赤色LEDと赤外線LED用の従来の背向形構成で利用してもよい。このような構成を図8Aに示す。図8Aは図8に類似しているが、第1のLED312と第2のLED314が、第1の電気接続部318が必要とされ、電圧値を正から負に変換させて第2のLED314または第1のLED312のいずれかを介して電流を引き落とすように背向形構成で接続されている点が異なる。これによってオキシメータ・プローブに対する電気接続部の必要がなくなり、プローブの経費がさらに減少する。図8Aに示す背向形構成においては、第2のLED314が約2.0Vの曲がりを持つ赤色LEDであり、第2のLED312が約1.5Vの曲がりを持つ赤外線（IR）LEDである場合、約0.5Vの正電圧を第1の電気接続部318に印加して、コーディング抵抗器332を測定すると本発明の長所が活かされる。赤色LEDの曲がりが2.0Vであるため、非常にわずかな（1μA未満）電流が赤色LEDを流れ、実質的に赤外線LED312を流れる電流はない（赤外線LED312が逆バイアスされているからである）。このようなシナリオでは、第1のLED312、第2のLED314およびコーディング抵抗器332のネットワークを流れる電流は、コーディング抵抗器332を流れる電流にほぼ等しい。次に、コーディング抵抗器332の抵抗値は、ネットワークを流れる電流でネットワークに印加される電圧を除算することによってオームの法則によって容易に測定可能である。素子（能動素子であろうと受動素子であろうと）は、システムSN比を減少させるような電磁気ノイズを発生することはないことを保証するように注意すべきである。10

波長の検出

すでに概括したように、ある環境下では、オキシメータに接続されたLEDの波長に関する情報を直接得ると便利である。図7に示すように、波長検出器268を与えるてもよい。しかしながら、波長検出器は、オペレータによって実行されるなんらかの構成動作を必要とする。病院という環境では、オキシメータの用法を簡略化すると本発明の長所が活かされる。したがって、別の実施態様では、LEDセンサのおのが波長検出構成で構成される。図9Aと9Bにフィルタで構成されるLEDセンサの可能な実施態様の図を示す。これらのセンサ構成はセンサ用のLEDの波長を得るために使用できる。20

図9Aに示すように、センサ400は伝達LEDネットワーク402、第1の光検出器404、第2の光検出器406、ディフューザ407、ビーム・スプリッタ408、光フィルタ410およびオプションの光フィルタ471を有する。伝達LEDネットワーク402、第1の光検出器404および第2の光検出器406はすべてオキシメータ・システム412に連結している。第3の光検出器413もまた、オキシメトリ測定のための光検出器を図示するための点線内部に示されている。この第3の光検出器413は、オキシメータ・プローブ400の較正部分に関連する以下の説明には記述されていない。伝達LEDネットワーク402は、1つが赤色波長範囲（例えば660nm）で他方が赤外線範囲（例えば905nm）にある少なくとも2つのLEDを有するのが好ましい。LEDネットワーク402上のこのLEDの内の1つのLEDの波長を図9Aに示すセンサ400の較正を用いて測定する方法を以下に説明する。30

図9Aに示すように、LEDネットワーク402は、最初にディフューザ407を通過する光414を伝達する。ディフューザ407は、光の偏光を除去するために好ましい実施態様中に提供すると本発明の長所が活かされるが、その理由は、ビーム・スプリッタ408が偏光に対して敏感であり、たいていのLEDがある程度のパーセンテージの偏光を伝達するからである。次に光はビーム・スプリッタ408まで通過しそこで分割される。ビーム・スプリッタ408は、LEDネットワーク402上の当該LEDの波長を持つ光を部分的に反射する材料でコーティングすることが好ましい。ビーム・スプリッタ408は光414の約半分を反射して、それを第1の光検出器404に方向付けすることが好ましい。この光の残余はビーム・スプリッタ408とフィルタ410を通過し第2の光検出器406によって受領される。オキシメータ・システム412は、以下に説明するように、第1と第2の光検出器404と406から強度を読み取り、第1と第2の光検出器404と406から得た相対的強度を利用してLED402の放射波長の中心を測定する。40

当業者には理解されるように、光を50%で正確に分割するビーム・スプリッタを得ることは構築費用が高価となる。しかしながら、不正確さは較正によって補償され得るので光を50%で分割する必要はない。第2のフィルタ411が与えられていない実施態様中では、赤外50

線LEDを起動することによってシステムを較正できる。これが可能である理由は、第1のフィルタ410が赤外線波長に対して透過であり、したがって光検出器404と406はおののが同一の信号を知覚するからである。このような実施態様では、第1および第2の光検出器404と406の強度出力は、実行時間中に比較し、較正定数を用いて等化することができる。これによって光検出器、ビーム・スプリッタ408およびディフューザ407の不正確さが補償される。

較正するために赤外線が使用されない実施態様では、おののが装置に対する受動または能動のコーディング素子415による送出に先だって光検出器404と406、ビーム・スプリッタ408およびディフューザ407を較正することができる。ボックス415が1つまたは複数のコーディング素子を表していることが理解されよう。また、ボックス515内部の光素子のすべてに対して使用される単一のコーディング素子を使用できることが理解されよう。本実施態様における較正用の素子（515と記された点線のボックス内部にある素子）は、経費は増加したとしてもたいした値にならないように、プローブの再使用可能な部分内に置かれていることが好ましい。

フィルタ410もまた、温度敏感性と製造プロセスの不正確さのゆえの不正確さを持っている。したがって、温度のシフトによるフィルタ410（ショット・ガラスであることが好ましい）に関する不正確さに対して較正するために、温度検出器405を好ましい実施態様に与える。ショット・ガラス・フィルタの温度敏感性は温度の検出によって周知であるので、フィルタ特性のシフトもまた測定可能である。製造上の不正確さについては、能動または受動のコーディング素子415をプローブに搭載して、選択された（理想的な）フィルタ特性（フィルタのための伝達帯域）からの変動に関する情報を提供できる。

フィルタ較正を利用した別の好ましい実施態様を図9Bに示す。図9Bは、伝達LEDネットワーク420、ディフューザ421、第1の光検出器422および第2の光検出器424とを持つセンサを示す。図9Aには、第3の光検出器431はオキシメトリ測定値に対して使用される光検出器を表しているところが示されている。第1および第2の光検出器422と424は積分光学球426または類似物の内部周辺に置かれている。図9Bからわかるように、積分光学球426は開口部428を保ち、この開口部を通ってLEDネットワーク420からの光429が、監視と波長測定のための方向に向けられる。開口部に入射する光は、たいして吸収されることなく光学球426の内部の周りで反射される。積分光学球の内部はLEDネットワーク420からの光の波長を反射することが好ましい。さらに、積分光学球426の内部は光を発散させる。第1と第2の光検出器422と424は、第1光検出器422と第2光検出器424の間に開口部428が等間隔で置かれた状態で、積分光学球上を横方向に間隔を置いて置かれるのが好ましい。このようにして、第1と第2の光検出器422、424はおののが、LEDネットワーク420から発する実質的に同一の量の光を受領する。

図9Aの実施態様の場合のように、第2の光検出器424は関連の低域光フィルタ430を持ち、第2の光検出器424に入射する光が、第2の光検出器424に到達する前にこのフィルタを通過する。したがって、図9Aの実施態様のように、図9Bの第2の光検出器424はフィルタ430によって減衰した光を受領し、第1の光検出器422はフィルタ430によって減衰していない光を受領する。

図9Aの実施態様の場合のように、等業者には理解されるように、光を正確に積分する積分光学球を得ることは構築費用がかさむ。しかしながら、再度、完全な積分球を得る必要はないが、この理由は、球の不正確さ（他の要素も）は較正によって補償され得るからである。例えば、図9Bのシステムは、もし赤外線フィルタ（図9Aのフィルタ411に対応する）が使用されないのであれば赤外線LEDを起動することによって較正可能である。これが可能である理由は、フィルタ430が赤外線波長に対して等価であり、したがって、光検出器422と424は各々が濾過されていない信号（同一であることが理想である）を知覚する。このような実施態様では、第1と第2の光検出器422と424の強度出力は、実行時間中に比較され、較正定数を用いて等価され得る。これによって、光検出器、光学球およびディフューザの不正確さが補償される。

図9Aの実施態様のように、赤外線が較正目的では使用されない場合、光検出器422と424、

10

20

30

40

50

光学球426およびディフューザ421は、装置おののに対する能動または受動のコーディング素子432に供給するに先だって較正可能である。

図9Aの実施態様のように、フィルタ430は温度敏感性と製造の不正確さのゆえの不正確さを持ち得る。したがって、温度のシフトと製造公差によるフィルタ430（ショット・ガラスであることが好ましい）に関する不正確さに対して較正するために、温度検出器425が、図9Aの実施態様の場合と同様に好ましい実施態様に与えられている。製造の不正確さに関して、受動または能動のコーディング素子432をプローブに搭載して、選択された（理想的な）フィルタ特性（フィルタの遷移帯域）からの変動に関する情報を提供できる。

1つの実施態様では、単一のメモリ素子または他の受動または能動素子（415、432）に、ディフューザ、光検出器、フィルタおよびビーム・スプリッタ（または光学球）のおのの特性情報を与える充分な識別機能を与えてもよい。例えば、メモリ装置またはトランジスタ・ネットワークに装置の数ビット情報を付加してもよい。

本実施態様では、図9Aと9BのLEDネットワーク402と420上の赤色（例えば、640-680nm）および赤外線（例えば、900-940nm）LEDによって、赤色LEDの波長は血液オキシメトリにとって最も決定的である。したがって、LEDネットワーク402と420上の赤色LEDの中心動作波長を正確に測定する必要がある。この場合、フィルタ410と430は適切に選択して、赤色波長範囲内の光を部分的に減衰させ、赤外線範囲内の光を減衰させずに通過させると本発明の長所が活かされる。

図9Aと9Bのセンサを使用してセンサのLEDの波長を識別する原理を以下に説明する。等業者には理解されるように、血液オキシメトリなど用のLEDは、図10Aの曲線440について与えられた放射曲線に類似した放射特性を持つ。図10Aで説明したように、理想的なLEDは中心波長が₀（例えば、660nm）である。しかしながら、等業者には理解されるように、目標中心波長₀の1群のLEDの実際の中心波長は製造公差のために異なる。例えば、放射曲線は、図10Aに点線で示す放射曲線440Aのように右にシフトすることがある。実際の中心は超は正確なオキシメトリ測定には重要である。

フィルタ410と430は図10Bの曲線450で示す特性を持つことが望ましい。目標中心波長₀で選択された自身の遷移帯域の中心によって選択されたフィルタの場合、フィルタ遷移帯域は、低い予想波長₁から高い予測波長₂に伸張すると本発明の長所が活かされる。（₁-₂）の範囲は、製造公差によるLEDの波長の予測変動を覆うのが好ましい。言い換えれば、目標波長₀を持つように製造されたLEDの製造公差範囲はフィルタ遷移帯域の上限や下限を超えて伸張しないことが望ましい。

中心波長がフィルタの遷移帯域領域にあるLEDの場合、フィルタリングなしのセンサLEDから検出された全体強度のフィルタリングされて検出された同一のセンサLEDの強度に対する比によって以下に説明するように有用な情報が得られる。

図10Cは波長が目標波長₀の真上にあるLEDの場合の比を示す図である。フィルタリングなしのLED放射はLED放射曲線440Aで表す。フィルタリングありの放射はフィルタリング放射曲線441で表す。濾過放射曲線441は、濾過放射で周知のフィルタリングなしLED放射でフィルタ特性を乗算したものを表す。この重要な比は、フィルタリングLED放射曲線441（クロス・ハッチングで示す）の下の面積のフィルタリングなしLED放射曲線440Aの下の面積に対する比である。この比は、中心が₁-₂の範囲にあり、フィルタ特性が同一であると仮定したLEDの場合、0-1まで変動する。

この2つの面積の比は、以下に示す光検出器404、406、422および424から受領された強度の比から決定される。フィルタリングなし光 $I_L(\lambda)$ の正規化された強度とフィルタリングあり光 $I_f(\lambda)$ の強度を次式で表す：

$$I_L(\lambda) = \left[\frac{1}{1 + (\lambda - \lambda_{o_L})^2} \right]^2 \quad (30)$$

$$I_F(\lambda) = \left[\frac{1}{1 + e^{-(\lambda - \lambda_{o_F})^2}} \right]^2 \quad 10$$

光検出器404と422が受領したままのフィルタリングなし光のエネルギーは次のLED放射の波長範囲にわたる積分で表される：

$$E(\lambda_2, \lambda_1)_{(no\ filter)} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) P(\lambda) d\lambda \quad (31)$$

ここで、 $I_L(\lambda)$ はLED放射対波長 (λ) であり、 $P(\lambda)$ は光ダイオード対波長 (λ) である。簡略化のために、LEDから放射された光はLEDの範囲にあり、第1の光検出器404と422(フィルタなし)の信号は次の通りとする：

$$E(\lambda_2, \lambda_1)_{(no\ filter)} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) d\lambda \quad 20 \quad (32)$$

単純に、フィルタ410と430を通過した第2の光検出器406と424によって受領された光のエネルギーは次の通りである：

$$E(\lambda_2, \lambda_1)_{(with\ filter)} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda \quad (33)$$

もし1群のセンサのためのすべてのLEDが、当該領域 $(\lambda_1 - \lambda_2)$ 内で同一のピーク放射と帯域を持ち、乗算定数 I_0 以外は同一の式(30)で表されるとしたら、エネルギー正規化された比は次式で定義される：

$$E_{(norm)} = \frac{E(\lambda_2, \lambda_1)_{(with\ filter)}}{E(\lambda_2, \lambda_1)_{(no\ filter)}} = \frac{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda}{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) d\lambda} \quad 30$$

$$E_{(norm)}(\lambda) = \frac{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda}{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) d\lambda} = \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda}{constant} \quad 40 \quad (34)$$

式(34)の一般的な比は濾過によって減衰したLED放射の全面積(図10Cのクロスハッティングで示す)の全体LED放射曲線下の面積に対する比である。

関数 E_{norm} は単一値であり、 $(\lambda_1 - \lambda_2)$ の領域内では単調であり、フィルタの遷移帯域 λ_0 の中心に対するLEDの中心波長のシフトにだけ依存する。

したがって、遷移帯域の中心が λ_0 であるフィルタの場合、波長範囲 $(\lambda_1 - \lambda_2)$ 内の第2

光検出器（フィルタあり）が検出したエネルギーの第1光検出器（フィルタない）が検出したエネルギーに対する比は0と1の間である。正確な比は検査されるLEDの中心波長によって異なる。図10Cからわかるように、中心波長が₂に向けて増加するに連れて、比は1に近づき、中心波長が₁に近づくに連れて、比は0に近づく。この関係は₁=~610nm、₂=~710nmの場合について図10Dに示す。

使用中は、比は(₁-₂)範囲内のおおのの可能なLED波長に対応するものとして計算可能である。例えば、波長範囲(₁-₂)を表す被験LED群を用いて、これと対応する濾過あり光の強度のフィルタリングなし光の強度に対する比を得ることができる。モノクロメータなどの正確な波長検出装置を使用しておおのの被験LEDの中心波長を測定できる。中心波長は、おおのの被験LEDについて測定された比と関連するこれらLEDについて記憶することができる。これによって正規化された光ダイオード特性が得られるが、これを参照して波長範囲(₁-₂)内の未知の波長を持つLEDの波長を得ることができる。10

言い換えれば、中心波長が(₁-₂)内にある任意のLEDに対して、図9Aと9Bに示すセンサを使用して、このセンサのLEDの波長を、第2光検出器の強度と第1光検出器の強度の比を取り、この比を使用して正規化された光ダイオード特性を参照して波長を見つけることによって測定できる。本実施態様では、これはオキシメータ・システム用メモリに記憶されている参照テーブルによってなされる。参照テーブルは関連の波長値に対応する比の値を記憶する。

したがって、図9Aと9Bのセンサ実施態様の場合、オキシメータは単に、較正目的で測定を連続的に開始する。上記の方法を用いて、オキシメータは2つの強度（フィルタありとなし）の比を計算して、センサの個々の波長を得る。これは試験目的である。したがって、購入されたLEDまたはショット・ガラスは、1未満で0より大きい比率を持ってば本発明の長所が活かされるが、そうでないと、LED波長は測定されない。この比率が1または0である場合、システムは、極限値（例えば、本発明では、比率=0の場合、波長は630nmと仮定し、比率=1の場合、波長は670nmと仮定する）に最も近い較正式を操作もせず用いもしないようすべきである。20

上記のように、オキシメータ・プローブ中の赤色LEDの正確な波長に関する知識が赤外線LEDの正確な波長の知識より一般的に決定的である。したがって、図9Aと9Bのセンサのフィルタは、赤色波長範囲内の自身の遷移帯域₀の中心で選択される。図10Bのフィルタ特性曲線からわかるように、遷移帯域の中心が赤色範囲内にあれば、赤外線光はフィルタによって減衰することはない。30

好ましいフィルタ特性の例を図11に示す。図11は、本発明に適当であり、予想波長に依存する3つのフィルタの特定曲線を示す。第1のフィルタはその遷移帯域の中心が645nmにあり、第2のフィルタのそれは665nm、第3のそれは695nmである。他のフィルタもまた、目標中心波長しだいで適切なものとなる。

しかしながら、上記の原理もまた、フィルタが、予想されたまたは目標の赤外線波長（例えば905nm）で選択された₀での自身の遷移帯域の中心で選ばれるでのあれば赤外線LEDのために使用可能である。さらに、赤外線LEDも較正するために、自身の遷移帯域の中心が予想されたまたは目標赤外線波長で選択された第2のフィルタ411（図9A）をフィルタとして提供できる。言い換えれば、第2のフィルタ411は赤色波長（赤色LED光に対して透過である）を通過し、その遷移帯域は約900-905nmに中心がある。このようなフィルタを図11Aに示す。40

上記の波長検出はまた、ただ1つの光検出器と取り外し可能フィルタを持つセンサで実現可能である。オペレータはフィルタなしオキシメータに促されると強度測定を開始する。次に、オペレータはフィルタを、LEDと光検出器の間の光路上に置き、第2の読み取りを開始する。第2の読み取り値の第1の読み取り値に対する比率が、動作波長を参照するのに用いられる比率I_{905nm}となる。

プローブ例

図12-14に患者の医学的監視に用いられる3つの別々のプローブを図示する。

図12は、オキシメータ・システム（図12には示されていない）に結合されるケーブル504

に結合される関連コネクタ502を持つラップアラウンド・タイプのプローブ500を示す。図12Aはコネクタ502の底部を示す。図12Bは図12のラップアラウンド・タイプのプローブの底面図であり、図12Cはその側面図である。ラップアラウンド・タイプ・プローブ500はLEDエミッタ506、空洞509の端部に光検出器508、フレキシブル回路510および摩擦電気接続部指512を有する。プローブ500はまた、接続ポート519を有する。プローブを図9Aの較正可能プローブ用に用いるある実施態様では、ラップアラウンド・タイプ・プローブはまた、エミッタ506からコネクタ502にいたるなんらかの光のチャンネルに通じる光トンネル514(図12B)を持つ。このような実施態様では、図9Aと9Bのダッシュ515と515Aで示すプローブ較正部品のすべてが、光トンネル514を介して通され、光トンネル514の端部で開口部518を介してコネクタ502に結合する光を受領する空洞516(図12A)内に置かれている。図12Aに示すように、コネクタ上の電気摩擦コネクタ520は、ラップアラウンド・タイプ・プローブ500の電気コネクタ512と結合するように構成されている。フレキシブル回路は、エミッタ506と検出器508を接続指512に接続している。

使用中は、ラップアラウンド・タイプ・プローブは患者の指の上に置かれ、光検出器508はエミッタ506の反対側に置かれ、肉厚の媒体を介しての伝達によって減衰したエミッタ506からの光を受領する。

図13は、幼児の医学的監視用のラップアラウンド・タイプ・プローブ530を示す。このプローブは、新生児の指の周りに巻かれるように構成された第1のフレキシブル部分532を持つ。この第1のフレキシブル部分532に、エミッタ534(LED)と光検出器536を搭載した第2のフレキシブル部材が取り付けられている。図9Aの較正プローブが図13のプローブで実現されているある実施態様では、光ファイバ538は、エミッタ534からの光の一部をプローブ530のコネクタ・ポート540に伝搬するためにある。このように、光検出器を持つ同一のコネクタ502を図13の幼児スタイルのプローブで利用できる。こうする替わりに、光チャンネルまたはトンネルを光ファイバの替わりに使用して、エミッタ534からの光の一部をコネクタ・ポート540に伝搬できる。同一のコネクタ542を新生児プローブ530用に使用する。したがって、図12の実施態様のように、図9Aと9B内の点線のボックス515と515A中の較正部品のすべてがコネクタ502内に置かれている。

図14に、医学的監視に使用されるさらに別のプローブを示す。図14のプローブは、図13のコネクタ・ポート540と図12のコネクタ・ポート519と同一であるコネクタ・ポート554にケーブル552を介して結合しているクリップオン・プローブ550を有する。クリップオン・プローブはエミッタ556と光検出器558を搭載している、本実施態様の場合、エミッタ556からの光の一部が、図13の実施態様のように、光をコネクタ・ポート554にチャンネルする光ファイバ560に入射する。再度、同一コネクタ502内のプローブ較正部品はコネクタ502内に首脳するのが好ましいが、このコネクタ502は図12と13の実施態様のコネクタと同一であることが好ましい。

図15-15Dに、オキシメータ・システム(図15には示されていない)に結合するケーブル506に結合されている関連のコネクタ604を持つフレキシブル・ラップ部分602を有するラップアラウンド・プローブ600のさらに別の実施態様を示す。図15は、プローブ600全体の斜視図である。図15Aは、コネクタ604の下側面を示す。図15Cはラップ部分602の上面図、図15Dはラップ部分612の底面図である。コネクタ604は2つの部分、すなわちエミッタ部分610と接続部分612を有する。このエミッタ部分610はある時間、好ましくは数週間から数ヶ月にわたって再使用可能であり、これによって、使用後に使い捨て可能なラップアラウンド部分602の経費をさらに減少させる。言い換えれば、エミッタはおのののラップ部分602に対して必要とされるわけではない。とはいえ、エミッタ部分610は、コネクタ604の接続部分612に取り外し可能に結合され、これによって接続部分612はより長い時間にわたって再使用可能となる。

本実施態様では、ラップ部分602はフレキシブルであり、非常に安い経費で使用後に使い捨て可能である。ラップ部分は、ポリマや他のフレキシブルな材料でできたフレキシブル層626を持ち、コネクタ・ポート614をフレキシブル層626上に有する。コネクタ・ポート614は、コネクタ604の接続部分612の底部に電気指摩擦コネクタ620(図15A)を結合する電

10

20

30

40

50

気指摩擦コネクタ616を有する。ラップ部分602用の電気指摩擦コネクタ616は、検出器622に対してシールドされている（図示されていない）検出器622に接続するフレキシブル回路618に結合している。これら接続部の内の2つが検出器622に接続しており、第3の接続部がシールドとなっているが、このシールドは、検出器を電磁気干渉などから保護するためにファラディ・シールドであることが好ましい。

ラップ・アラウンド・プローブ600は、エミッタ部分610中のエミッタからの光エネルギーの伝達用の窓となる開口部624を有する。このエミッタは、コネクタ604を接続ポート614中に置いた場合にラップ部分602内に開口部624と整合するように構成されたエミッタ部分610中の開口部628（図15A）を介して光を伝達するように置かれる。したがって、コネクタ604をコネクタ・ポート614中に挿入し、エミッタを起動すると、エミッタ部分610中の開口部628を介して、さらに、ラップ部分602中の開口部624を介してエミッタ部分610中に、光はエミッタから伝達する。

使用中は、ラップ部分602は患者の例えば指のまわりに巻かれ、検出器622は、開口部624と指の少なくとも1部分を介して透過される光を受領するように置かれる。例えば、ラップ部分602は、検出器622が、光エネルギーを透過する開口部の反対側に位置するように指の周りに巻くことができる。

ある実施態様では、プローブ600は図9Aと9Bの較正可能プローブ用に用いる。本実施態様では、接続部分612は、接続部分612中に置かれている図9Aと9Bの点線のボックス515と515A内に部品を持つ。このようにして、較正部品は再使用可能であるが、それでもエミッタ部分610中のLEDと共に作動して、較正可能実施態様を形成する。このような実施態様では、エミッタは、光エネルギーの大部分が開口部628を通って伝達し、光エネルギーの一部が接続部分612（図15B）の端部中の光開口部620に伝達するようなエミッタ部分610内の位置に置かれる。接続部分612は、接続部分612中に収納されたボックス515と515A（図9Aと9B）に示す較正部品を包含する。

図15Bに、接続部分612の端面図を示すが、これには光チャンネル620と、エミッタ部分中のLED（本実施態様中では背面接続されている赤色と赤外線のLED）のための接続部となる2つの電気コネクタ613Aと613Bが含まれる。

本発明による装置および方法は、指、耳たぶ、唇などにおける測定を含むがこれに制限されない伝達または反射されたエネルギーの測定が必要とされる、いかなる環境でも用いることができる事が理解されよう。したがって、等業者には明かな他の実施態様が多くある。さらに、本発明による装置および方法は、波長を知覚し得るいかなるLED応用物にも使用可能である。本発明はしたがって、その精神と本質から逸脱することなく他の特定の携帯でも実現可能である。本発明の範囲は、したがって、以下の添付クレームによって明かである。これらクレームの等価性の意味と範囲内のいかなる変更も本範囲に含まれる。

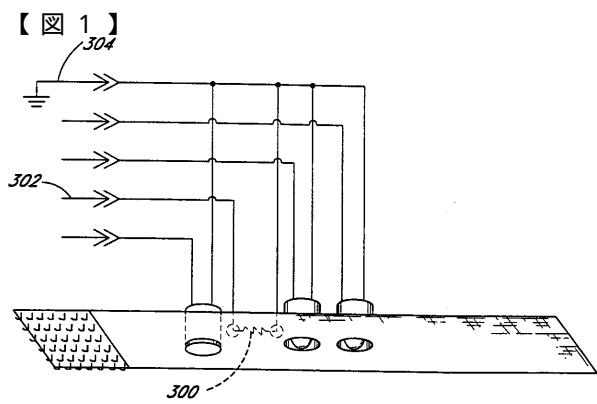


FIG. 1 (先行技術)

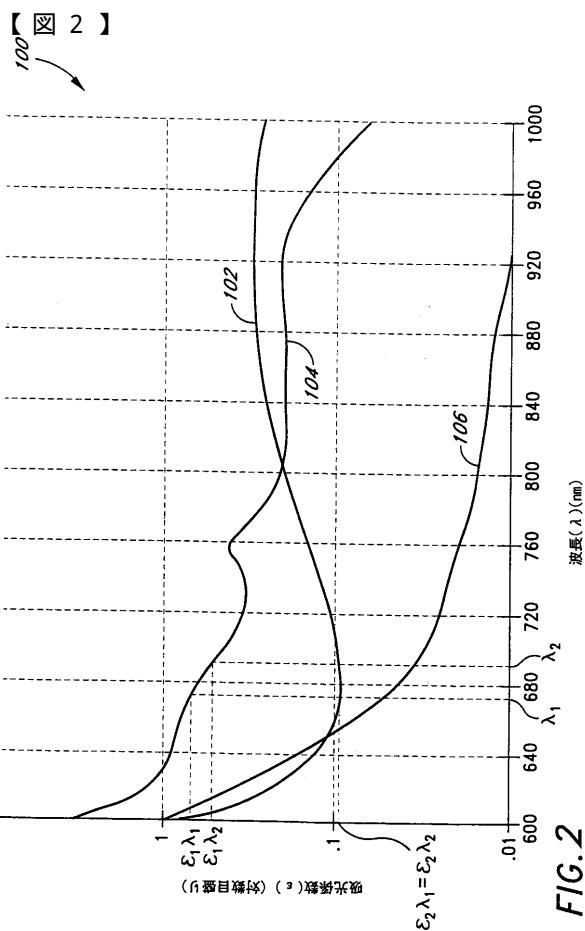


FIG. 2

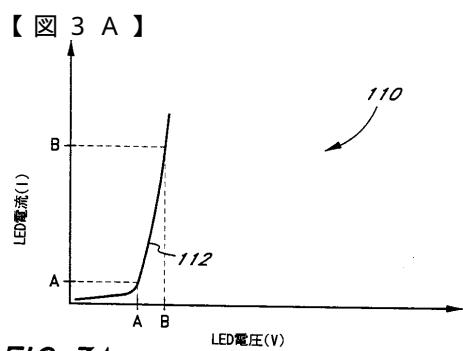


FIG. 3A

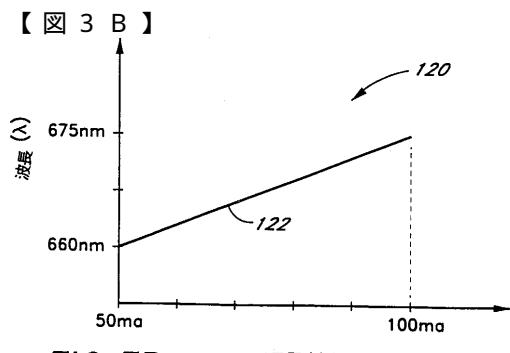
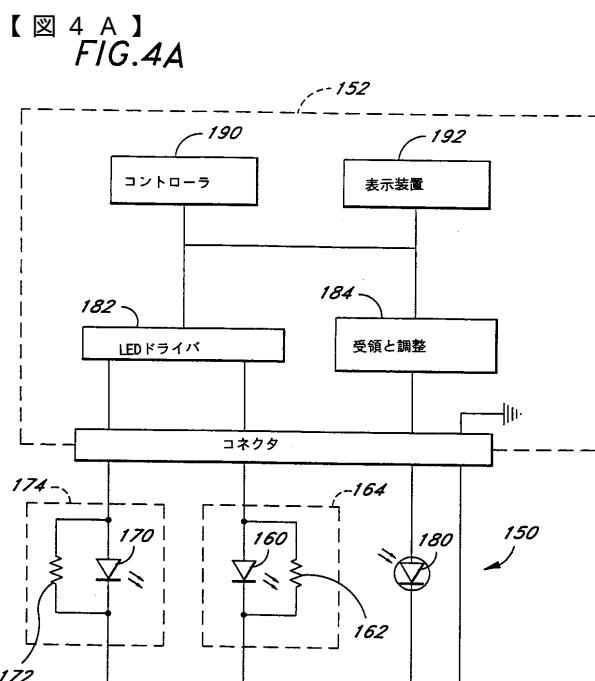


FIG. 3B



【図 4 B】

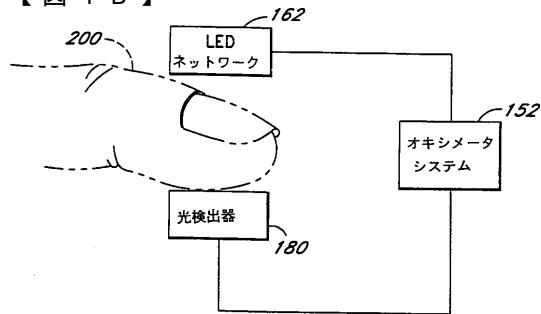


FIG. 4B

【図 5 B】

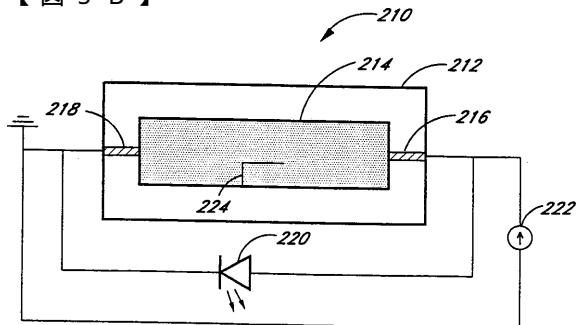


FIG. 5B

【図 5 A】

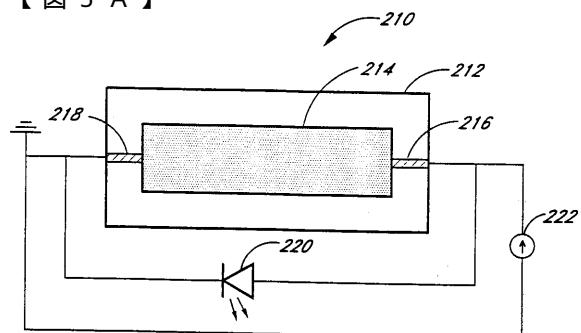


FIG. 5A

【図 6】

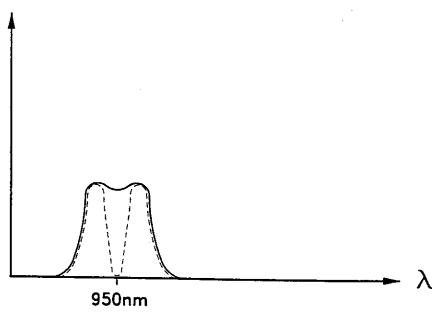
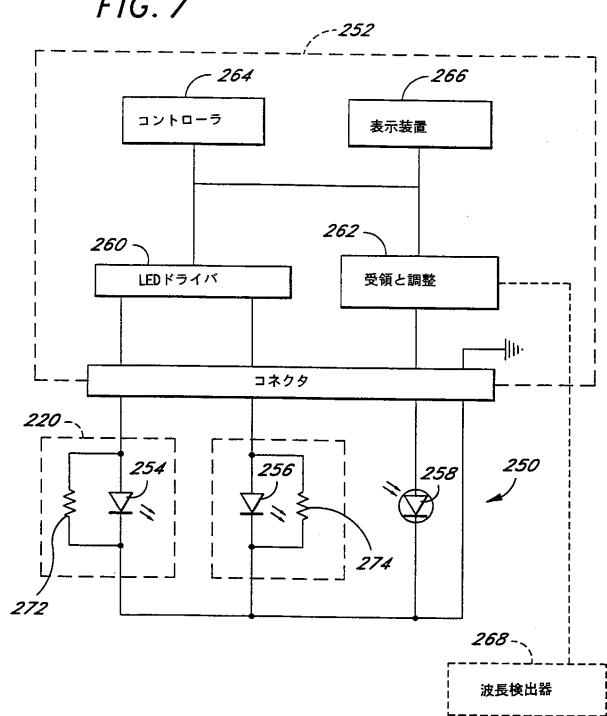


FIG. 6

【図 7】
FIG. 7

【図 8】

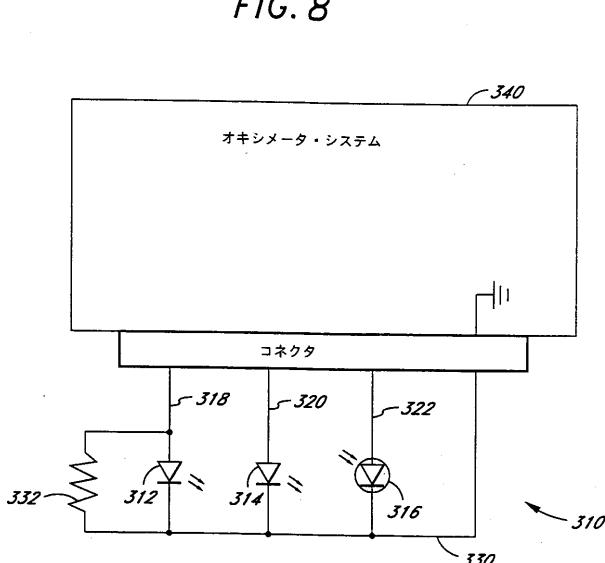
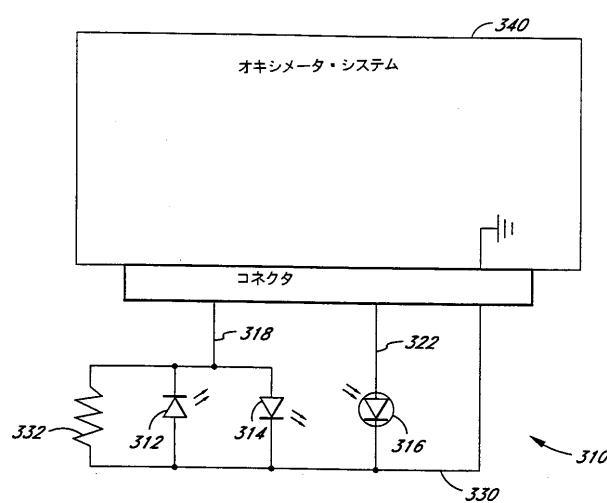


FIG. 8

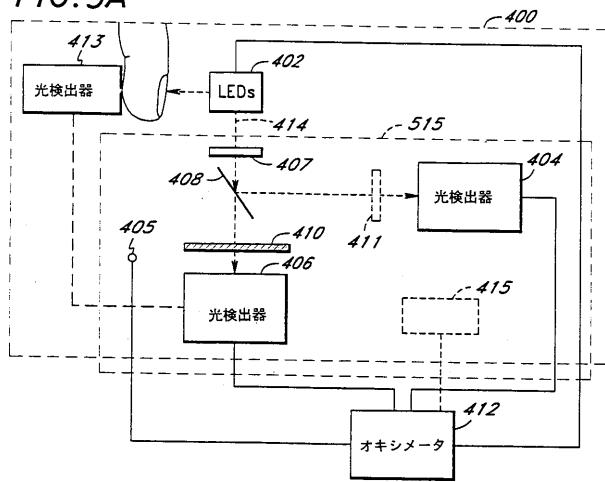
【図 8 A】

FIG. 8A



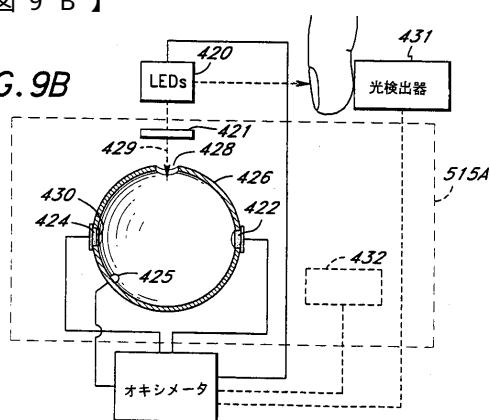
【図 9 A】

FIG. 9A



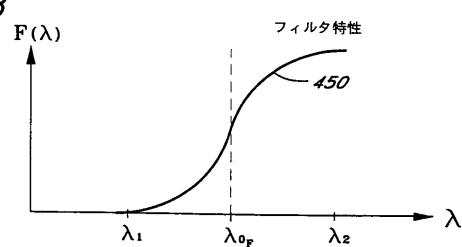
【図 9 B】

FIG. 9B



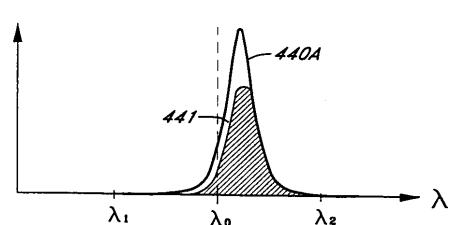
【図 10 B】

FIG. 10B



【図 10 C】

FIG. 10C



【図 10 A】

FIG. 10A

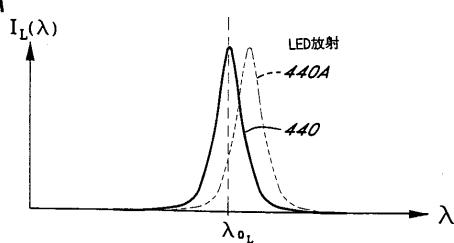


FIG. 10D

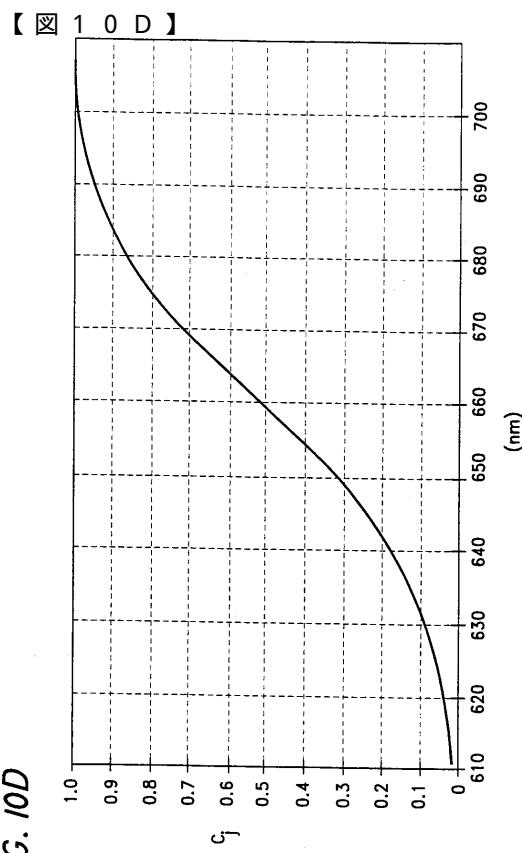


FIG. 11A

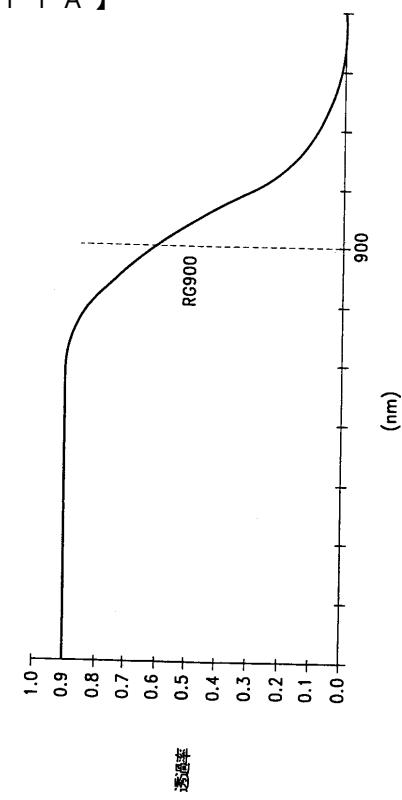


FIG. 11

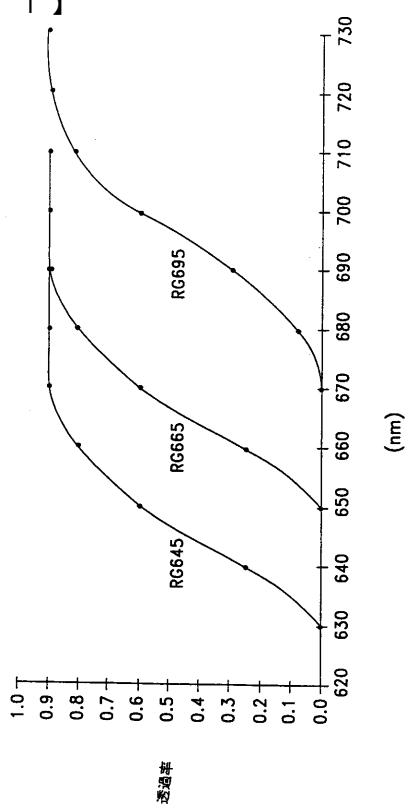


FIG. 12

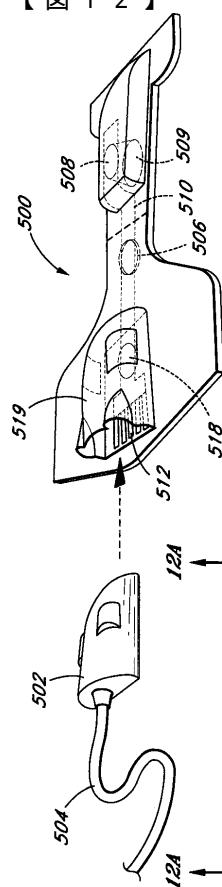


Fig. 12

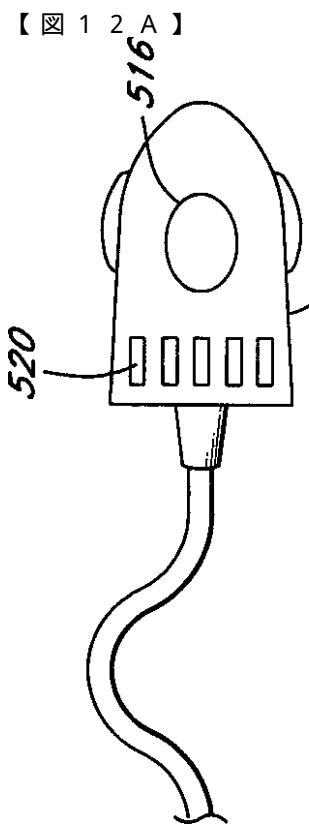


Fig. 12A

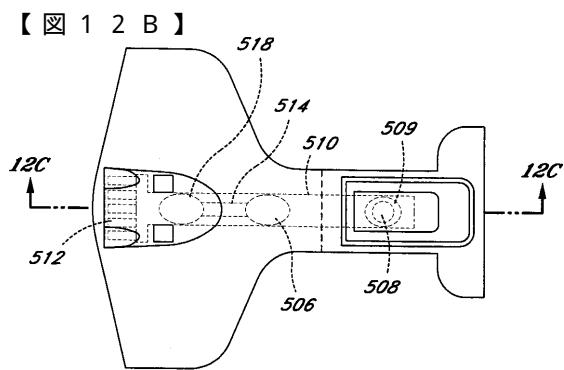


Fig. 12B

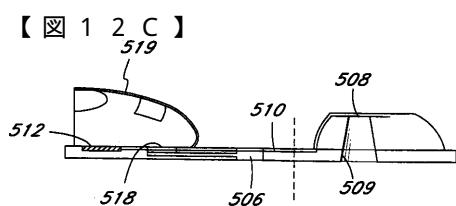


Fig. 12C

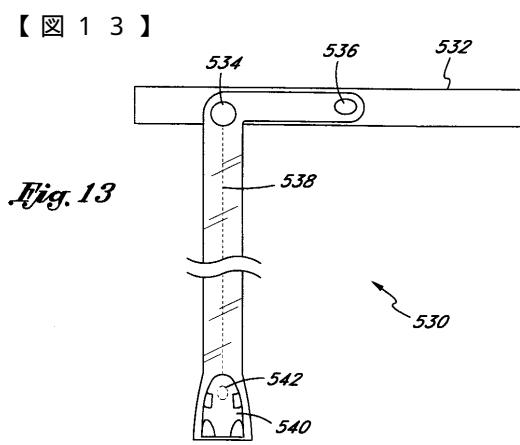


Fig. 13

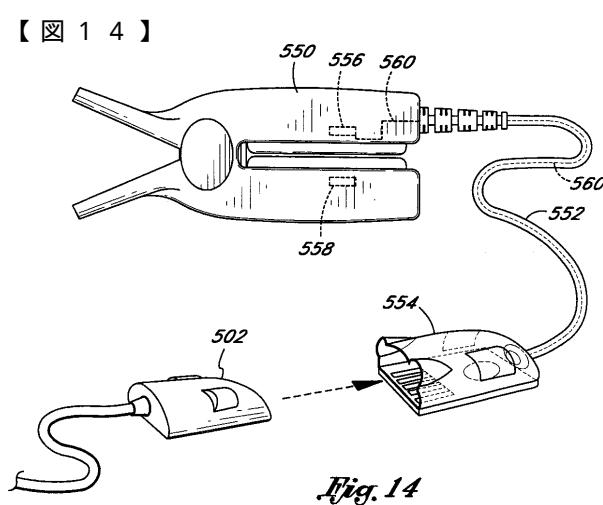
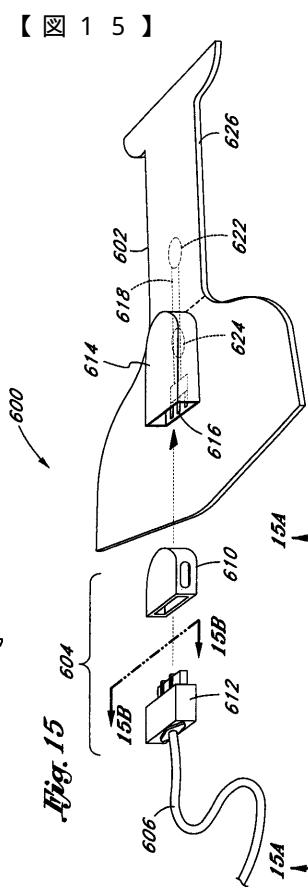


Fig. 14



【図 15 A】

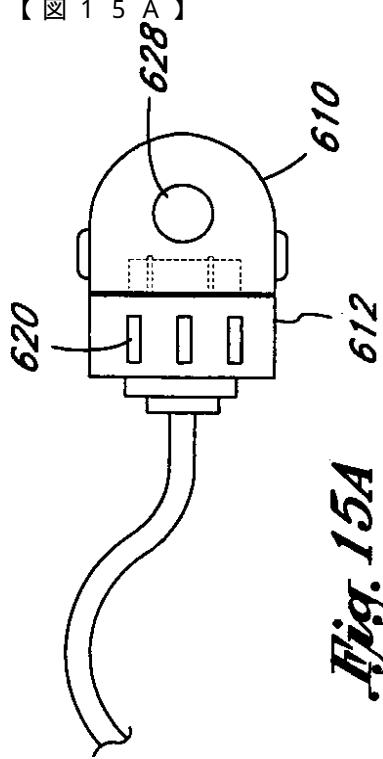


Fig. 15A

【図 15 B】

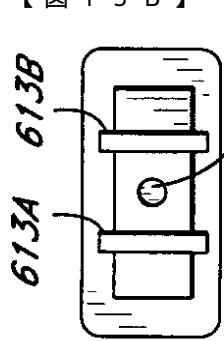
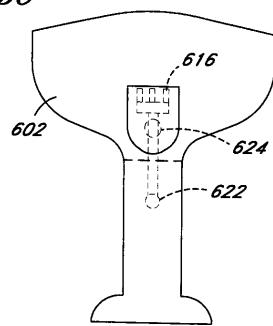


Fig. 15B

【図 15 C】



【図 15 D】

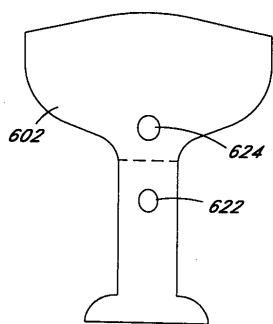


Fig. 15D

フロントページの続き

- (72)発明者 キアニ - アザルベイジャニ、エスマイエル
アメリカ合衆国 92677 カリフォルニア州 ラグナニグエル ブリンディシ 35
- (72)発明者 ラグスデイル、チャールズ ロバート
アメリカ合衆国 92663 - 2608 カリフォルニア州 ニューポートビーチ ヒラリア ウ
エイ 4139エー
- (72)発明者 レッパー、ジェイムズ エム. ジュニア
アメリカ合衆国 92679 - 1148 カリフォルニア州 トラブコキャニオン プエブロ ド
ライブ 28356

審査官 高 場 正光

- (56)参考文献 特開平04 - 250140 (JP, A)
特開平06 - 237013 (JP, A)
特開平04 - 174648 (JP, A)
特開平06 - 201468 (JP, A)
特開昭61 - 271876 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

G01J 3/00 - 3/52
G01N 21/00 - 21/61