(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3727740号
(P3727740)
(45)発行日　平成17年12月14日(2005.12.14)　(24)登録日　平成17年10月7日(2005.10.7)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 5/145　A61B 5/14 310

請求項の数 25　外国語出願　(全 17 頁)

(21)出願番号　特願平8-319956
(22)出願日　平成8年11月29日(1996.11.29)
(65)公開番号　特開平9-173322
(43)公開日　平成9年7月8日(1997.7.8)
審査請求日　平成15年11月28日(2003.11.28)
(31)優先権主張番号　955758
(32)優先日　平成7年11月29日(1995.11.29)
(33)優先権主張国　フィンランド(FI)

(73)特許権者　596092931
インストルメンタリウム　オサケユイチア
フィンランド国，エフアイエヌ－００５１
０　ヘルシンキ，クオルタネーンカトゥ
２
(74)代理人　100077517
弁理士　石田　敬
(74)代理人　100086276
弁理士　吉田　維夫
(74)代理人　100088269
弁理士　戸田　利雄
(74)代理人　100082898
弁理士　西山　雅也

最終頁に続く

(54)【発明の名称】パルスオキシメーターセンサー

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被検体の血液中の酸素飽和度を非侵襲的に測定するためのパルスオキシメーターであって、該センサーが、
少くとも２つの波長で測定用放射線を被検体の体の一部分に放射するための放射線源と、
前記被検体の体の一部分を通して透過した測定用放射線を受容するため、及び該放射線を電気形態に変換するためのディテクター又は各々のディテクターと、
前記放射線源又は各々のディテクターのいずれかと前記体の一部分の外側表面との間に位置した少くとも１つの放射線移送セクションと、
を含み、前記放射線移送セクションが、測定用放射線透過性端部であって、外側の体の表面に面する前記透過性端部の外側端部がいずれかの与えられた放射線源の表面領域又は各々の内側端部の表面領域より大きい表面領域を有する透過性端部と、前記端部間の測定用放射線を拡散的に反射する表面と、を含むことを特徴とするパルスオキシメーター。
【請求項２】
前記拡散的に反射する表面が、内側端部から外側端部に広がり、その断面形状が円形、楕円形又は多角形である内部表面を有するまっすぐな、斜めの又は弧状の漏斗体の形状である空洞部の被覆物の少くとも一部分であり、前記内側端部及び外側端部が互いに平行であるか又は互いに相対的な角度を形成するかのいずれかであり、そして前記外側端部が前記内側端部の表面領域に関して少くとも２倍である表面領域を有することを特徴とする請

求項１に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項３】
前記外側端部が前記内側端部の表面領域に関して１０倍である表面領域を有することを特徴とする請求項２に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項４】
前記空洞が、少くとも大部分が拡散的に反射する被覆物を有することを特徴とする請求項２又は３に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項５】
前記漏斗体が対称的又は非対称的くさび体であって、第１のくさび体表面が内側及び外側端部の垂線により形成される角度の二等分線にほぼ直交し、少くとも前記第１のくさび体表面が拡散的に反射するくさび体であることを特徴とする請求項４に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項６】
前記空洞が全体が拡散的に反射する被覆物を有することを特徴とする請求項４に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項７】
前記漏斗体が弧状錐体である場合、前記内側及び外側端部が、その垂線が当該錐体の側面上の前記拡散的に反射する表面又はその伸長部に最大屈曲率で交差するように位置することを特徴とする請求項２又は３に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項８】
前記内側端部及び前記外側端部が、少くとも４５°の相対的角度を形成することを特徴とする請求項１～３のいずれか１項に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項９】
前記相対的角度が少なくとも６０°であることを特徴とする請求項８に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項１０】
前記相対的角度が９０°であることを特徴とする請求項９に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項１１】
被検体の血液中の酸素飽和度を非侵襲的に測定するためのパルスオキシメーターであって、該センサーが、
少くとも２つの波長で測定用放射線を被検体の体の一部分に放射するための放射線源と、
前記被検体の体の一部分を通して透過した測定用放射線を受容するため、及び該放射線を電気形態に変換するためのディテクター又は各々のディテクターと、
前記放射線源又は各々のディテクターのいずれかと前記体の一部分の外側表面との間に位置した少くとも１つの放射線移送セクションと、
を含み、前記放射線移送セクションが、測定用放射線透過性端部であって、外側の体の表面に面する前記透過性端部の外側端がいずれかの与えられた放射線源又は各々のディテクターに対面する内側端に関して３０°～１００°の間である角度を形成する透過性端部と、前記端部間の測定用放射線を拡散的に反射する表面と、を含むことを特徴とするパルスオキシメーター。
【請求項１２】
外側の体の表面に面する前記測定用放射線透過性端部の外側端がいずれかの与えられた放射線源又は各々のディテクターに対面する内側端に関して６０°～９５°の間である角度を形成することを特徴とする請求項１１に記載のパルスオキシメーター。
【請求項１３】
外側の体の表面に面する前記測定用放射線透過性端部の外側端がいずれかの与えられた放射線源又は各々のディテクターに対面する内側端に関して９０°である角度を形成することを特徴とする請求項１２に記載のパルスオキシメーター。

【請求項１４】
前記拡散的に反射する表面が、内側端部から外側端部に広がり、その大部分が拡散的に反射する又は非対称なくさび状である斜めの漏斗体又は弧状漏斗体の形状である空洞部の被覆物の少くとも一部分であり、第１のくさび体表面が互いに関して内側及び外側端部の垂線により形成される角度の二等分線にほぼ直交し、少くとも前記第１のくさび体表面が拡散的に反射することを特徴とする請求項１１～１３のいずれか１項に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項１５】
前記内側端部と前記放射線源及び各々のディテクターとの間に１又は複数の光学ファイバーからなるファイバーオプティック放射線導体が適合され、該ファイバーオプティック放射線導体がガラスファイバー又はいくつかの他の長波長赤外放射線透過性の１つ又は複数のファイバーからなることを特徴とする請求項１及び１１～１３のいずれか１項に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項１６】
前記ディテクター及び／又は放射線源が前記内側端部に並んで位置し、その放射線センシティブ表面もしくはその各々の放射性表面、又は光学ファイバーの端部が前記拡散的に反射する表面に向けられていることを特徴とする請求項１及び１１～１３のいずれか１項に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項１７】
前記拡散的に反射する表面が、到着する放射線の入射の角に対応する鏡反射離脱角以外の方向において、到達する放射線強度のバルクを散乱することを特徴とする請求項１及び１１～１３のいずれか１項に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項１８】
前記拡散的に反射する表面がその質に関して均等拡散面に可能なだけ近いことを特徴とする請求項１７に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項１９】
前記拡散的に反射する表面が、その内側上に拡散的に反射する表面材料で被覆された空洞が供された固体材料からなり、又は前記拡散的に反射する表面が、部分的に放射線透過性で同時に拡散的に反射する材料からなり、そして前記内側及び外側端部の間の空隙が、前記拡散的に反射する表面上に測定用放射線透過性材料で満たされることを特徴とする請求項１及び１１～１３のいずれか１項に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項２０】
前記測定用放射線透過材料が適切なガス又は透明なシリコーン化合物であることを特徴とする請求項１９に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項２１】
前記センサー内に：
（ａ）一体化した拡散的に反射する表面を有する前記ディテクター、及び前記放射線源；又は
（ｂ）前記ディテクター、及び一体化した拡散的に反射する表面を有する前記放射線源；又は
（ｃ）一体化した拡散的に反射する表面を有する前記ディテクター、及び一体化した拡散的に反射する表面を有する前記放射線源が、
互いに向かいあって、本質的に計測器内に位置し、それによりセンシティビティー方向と放射線方向とが互いに対して伸び、又は鈍角を共に形成して直接的透過を形成する、又は
並んで位置し、それにより前記センシティビティー方向と前記放射線方向が同じ方向に伸び、又は鋭角を共に形成して反射を形成する
ことを特徴とする請求項１及び１１～１３のいずれか１項に記載のパルスオキシメーターセンサー。
【請求項２２】

１つの放射線源又は少くとも２つの波長で測定用放射線を発生する放射線源と；被検体の体の一部分を通過した前記測定用放射線を受容するため、及び該放射線を電気形態に変換するためのディテクター又は各々のディテクターと；前記放射線源又は前記各々のディテクターのいずれかと前記体の一部分の外側表面との間に位置した少くとも１つの放射線伝導セクションと、を含む被検体の血液中の酸素飽和度を非侵襲的に測定するためのパルスオキシメーターセンサーの作動方法であって、

前記セクションが、空洞の前記測定用放射線を透過する端部に関して少くともその実質的なセクションにわたり測定用放射線を拡散的に反射する被覆物を有し、前記外側の体の表面に面する前記外側端が前記放射線源又は前記各々のディテクターに面する前記内側端部の表面領域より大きく、そして前記外側端部が測定のために被検体の外側の体の表面に接して配置されることを特徴とするパルスオキシメーターセンサーの前記作動方法。

【請求項２３】

前記測定が、被検体の体の血液含有部分を直接通過する放射線に基づいて行われ、それにより一体化された空洞を有する前記ディテクター及び前記放射線源、又は前記ディテクター及び一体化した空洞を有する放射線源が互いに向かいあって、互いと共に本質的に計測器内に位置し、センシティビティー方向と放射線方向とが互いに対して伸び、又は鈍角を共に形成することを特徴とする請求項２２に記載のパルスオキシメーターの作動方法。

【請求項２４】

前記測定が、被検体の体の血液含有部分の内側から反射する放射線に基づいて行われ、それにより一体化された空洞を有する前記ディテクター及び前記放射線源、又は前記ディテクター及び一体化された空洞を有する放射線源が並んで又は互いの中に位置し、センシティビティー方向と放射線方向とが同じ方向に伸び、又は鋭角を共に形成することを特徴とする請求項２２に記載のパルスオキシメーターの作動方法。

【請求項２５】

前記放射線源がファイバーオプティック放射線導体の手段により前記センサーから離れて位置し、及び／又は前記ディテクターがファイバーオプティック放射線導体の手段により前記センサーから離れて位置することを特徴とする請求項２２に記載のパルスオキシメーターの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

本発明は、被検体の血液中の酸素飽和度を非侵襲的に測定するためのパルスオキシメーターであって、このセンサーが、被検体の体の一部分に少くとも２の波長で測定用放射線を放射するための放射線源と、前記被検体の体の一部分を通して透過された測定用放射線を受容するため、及びそれを電気形態に変換するためのディテクターもしくは各々のディテクターと、放射線源もしくは各々のディテクターと前記体の一部分の外側表面との間に位置する少くとも１つの放射線移送セクションと、を含むことを特徴とするパルスオキシメーターに関する。本発明は、このようなセンサーの使用にも関する。

【０００２】

パルスオキシメーターは、非侵襲的かつ連続的に被検体の血液中の酸素飽和度を測定することができる。非侵襲的という言葉は、被検体がいずれの物理的手段によっても皮下貫入されることなく、その測定が放射線及び体の外部で手順が行われる他の手段により行われることを示す。血液酸素飽和の監視のこの型は今日全く一般的であり、多くの適用において必要とれさる監視パラメータの１つである。測定は光学的であり、血液ヘモグロビンにおける赤色及び赤外光の種々の吸収特性を基礎とする。パルスオキシメトリーの原理は、例えば特許公報ＪＰ－５３－２６４３７に開示される。この引用は、広バンドの熱放射線、及び種々の波長を表すための帯域フィルターを備えた２つの光学的ディテクターを含むパルスオキシメーターセンサーを記載する。ここでは、パルスオキシメーターセンサーは、典型的には光発光ダイオード（ＬＥＤ）である２つの光源、及び単一のディテクターを含み、放射線源は同期して交互に作動する。各々の場合において、放射線源及びディテクターは測定されるべき標的の近くでセンサー自体内に含まれ、該センサーから制御モニタ

ーに電気ケーブルを伸長する。通常、被検体は低パワー消費の高効率光源を用いる場合問題はない。しかしながら、特にいくつかの理由のために前記光源により供されるものの他の波長を用いることが必要とされるなら、シグナル対ノイズ比に時々悩まされる。可能な限り強力なシグナルを達成するために、光源は、多くの電力が供され得る。これは、電力のより高い入力の結果として、光源により発生された熱が測定されるべき標的に影響を与えて火傷さえ引きおこす状況を時々導き得る。これにより、実際、時を同じくした熱生成なく十分な光が産生されない場合、時々、選択の余地なく全く貧弱なシグナルになる。例えば現在次第に一般的になりつつある被検体の磁気的像形成の過程の間、又はいくつかの他の強力な電磁気源を作動させる間のいずれにおいても先に記載の便利な解決法は用いられ得ない。これらの条件において、センサーの電気ケーブルは制御モニターから源を発する干渉のためのアンテナとして作用するだろうし、これらの干渉は磁気像をだめにするだろう。センサー端における他の金属部分も磁気イメージャーを妨害し、像形成結果をひずませる。像形成場においても、センサーの電気伝導体は、被検体が火傷を被る又はパルスオキシメーター装置を破壊するのに十分に強い電流が誘導され得る。磁気的像形成環境においてその汚点のない作業を保護又するために、オキシメーターセンサーはいずれの金属構成物も全く含んではならず、これにより全ての普通の電子部品も排除されなければならない。

【０００３】

磁気的像形成環境に適合したパルスオキシメーターは典型的にファイバーオプティックスで設計される。従って、光源及びディテクターは、像形成されるべき実際の部位から隔たる。光供給は、光学ファイバーに沿って、測定されるべき部位から導かれる。実際に、ファイバーオプティックスケーブルは複数の薄い光学ファイバーを含み、典型的に１～３㎜の直径を有する繊維の束である。臨床的に役立つセンサーを開発するために、少くともおおよそセンサーハウジングに平行な方向において、光学ファイバーの束をセンサーに導くことが多くの場合、必要である。これは、光供給がセンサーハウジングの内側で約９０°偏向されることを要求する。光供給は、出版物ＭＥＤＩＣＡＬ　＆　ＢＩＯＬＯＧＩＣＡＬ　ＥＮＧＩＮＥＥＲＩＮＧ　＆　ＣＯＭＰＵＴＩＮＧ，Ｖｏｌ．１８／１９８０ｐｐ．２７～３２；Ｙｏｓｈｉｙａ，Ｓｈｉｍａｄａ，Ｔａｎａｋａ－“Ｓｐｅｃｔｒｏｐｈｏｔｏｍｅｔｒｉｃ　ｍｏｎｉｔｏｒｉｎｇ　ｏｆ　ａｒｔｅｒｉａｌｏｘｙｇｅｎ　ｓａｔｕｒａｔｉｏｎ　ｉｎ　ｔｈｅ　ｆｉｎｇｅｒｔｉｐ）に開示されるように光学ファイバーを９０°の角度に曲げることにより偏向される。しかしながら製造の時に、ファイバーの十分に大きな束で、及び十分に小さな曲げ半径で行うためのこの解決法は困難である。言及されるガラスファイバーは曲げることにより容易に破壊される。同様に、いくつかの光供給は、ファイバー内に形成された鋭い曲線においてファイバーからのがれようとする。

【０００４】

パルスオキシメーターのための他の典型的ファイバーオプティックスのデザインは、公報ＵＳ－５，２７９，２９５及びＷＯ－９２／２１２８１に記載される。両方の解決法において、繊維束の端は、光シグナルも導くために、標的から多少曲がっている。各々の場合において、測定する対象は被検体の指である。公報ＵＳ－５，２７９，２９５において、放射線強度の測定は、指からの光の反射を基礎とするが、公報ＷＯ－９２／２１２８１は、指に光を通過させるより慣用的な解決法を開示する。公報ＷＯ－９２／２１２８１において、ファイバーオプティック放射線導入の材料は、プラスチックと決められ、即ち問題は、おそらくガラスファイバーより曲げに対して少し耐性があるプラスチックファイバーであろう。しかしながら、プラスチックファイバーにおける欠点は、公報に指摘されるように、その透過度が赤外範囲ほどまで深く広がらず、これは測定の時に最適であろう波長の使用、及び最も可能な放射線発光ダイオード（ＬＥＤ）の使用も妨げる。これらの解決法において、更に、いくらかの放射線は鋭いファイバー曲線から離れ得る。記載された解決法は、ファイバーの直線的束が標的に直交する場合に達成されるより貧弱なシグナルを供する。更に、ファイバーの束を曲げることは、製造の時における高価な試みである。標

的の近接におけるファイバーの束は相対的に小さな表面領域を示す。この結果は、センサーがいわゆる運動関連の人工物に感受性がある。これらは、センサーに対する相対的な標的の動きから直接、又は容量的変化、例えば外部的要因により静脈血内に導入される吸光度変化からのいずれかから生ずる。数的ファイバー口径が相対的に小さいという事実により、有害な効果が更に増加される。通常、ファイバーの束はファイバー較に関して＋／－４０°、最も良くて＋／－６０°の範囲内で光線を受け入れる。これは、そのソースが原則として＋／－９０°で放射し、ディテクターも同量を受け入れる慣用のセンサーに比して小さい。

【０００５】

光供給の方向は、いくつかの外部構造、例えば反射鏡表面の手段によっても偏向され得る。反射鏡表面は、例えばみがいたプラスチック表面を金属被覆することにより形成される。しかしながら、金属製鏡は、ファイバーからくる全ての放射線供給を反射することができない。同様に、金属製鏡は、十分な量の組織透過性放射線をファイバーの第２の束、更にはディテクターに組み合わせることにおいて不便である。金属製鏡における更に下側にその内に含まれる金属層があり、それは、渦電流を発生させる結果として、磁気的像形成の間に暖まり、被検体を火傷の危険にさらす。更に、先に記載されるように、金属層は磁気的像形成を妨害する。

【０００６】

本発明の第１の目的は、少くとも１つの放射線源もしくは少くとも１つのファイバーの束が標的に放射線を供するために用いられ得、又は放射線が効果的に、有利には密に、特に放射線の透過において高い効率となる少くとも１つのディテクターもしくは少くとも１つのファイバーの束に標的から収集され得るパルスオキシメーターセンサーを提供することである。本発明の第２の目的は、運動関連の人工物に高い感受性のないパルスオキシメーターセンサーを提供することである。本発明の第３の目的は、光源により発生した熱が測定されるべき標的に達しないが、その形状の結果として、必要に応じて高出力の放射線源の使用を可能にするそれから離れて誘導する形状であるパルスオキシメーターセンサーを提供することである。本発明の第４の目的は、さもなければ必要とされる赤外波長の範囲の使用をあまり厳しく制限しないこのタイプのパルスオキシメーターである。

【０００７】

請求項１及び６の特徴的箇所に示されるもの、並びにこのようなセンサーの使用であって、該使用が請求項１３の特徴的箇所に記載されることを特徴とする使用を特徴とする本発明のパルスオキシメーターの手段により、先に記載の欠点が除去され得、先に記載の目的が達成され得る。

本発明の装置において、光供給は効果的に収集され、必要に応じて拡散的に反射する表面の手段によりセンサーハウジング内で偏向される。測定テストは、光学ファイバーと関連した本発明のこの拡散的に反射する表面を用いる場合、結果として生ずるシグナルは標的に備えられた直線状又は曲がったファイバーの手段により作られるより実質的に強くさえある。この明らかなパラドクスは、以下に証明されるだろうようにより大きい標的領域を用いることが可能であるという事実により説明することができる。この解決法は、必要とされる材料が安価であり、ファイバーの束が曲げられる必要がないのでほとんど空間を占めないので利点がある。更に、高価な損傷しやすい特別のデザインのかわりに安価な普通の直線状ファイバー束を用いることが可能である。測定されるべき標的の近傍において、光孔は、光が標的に確実に送られ、ファイバー直径より大きい領域にわたり確実にそれから収集されるように十分に大きい。この利点により、運動関連の人工物に対する感受性は意味のないものとなる。条件が許容すれば、本発明の拡散的に反射する表面は、光源及びディテクターが備えられたセンサー内の光学ファイバーなしで用いられ得る。これにより、光源に面する側面に拡散的に反射する表面が供されることが好ましい。この方法では、光源は測定されるべき標的及び発生した熱から更に離されるので、容易に標的から離れて行われる。

【０００８】

本発明は、添付の図面を参照することで詳細に記載されるだろう。
図１は、放射線の移送及び測定するシグナルのための光学ファイバーを備え、これによりセンサー自体から放射線源及びディテクターを間隔をあけるため、そして指に適合して指透過測定技術に基づいて動作するよう設計された本発明のパルスオキシメーターセンサーについての典型的実施形態の平面図である。
【０００９】
図２は、実際のセンサーから放射線源及びディテクターを離して配するためのファイバーオプティックスを用いる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第１の実施形態を示す図１のＩ－Ｉ面に沿った縦断面図である。
図３は、実際のセンサーから放射線源及びディテクターを間隔をあけるためのファイバーオプティックスを用いる本発明のパルスオキシメーターセンサーについての第２の実施例を示す図１のＩ－Ｉ面に沿った縦断面図である。
【００１０】
図４は、本発明の拡散的に反射する表面の反射特性をグラフ様に示す。
図５（Ａ）及び（Ｂ）は、種々の角度の入射からそれ上に達する放射線での本発明の拡散的に反射する表面のふるまいを示す。
図６は、光源が測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第３の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦断面図である。
【００１１】
図７は、光源が測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第４の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦断面図である。
図８は、ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第５の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦断面図である。
【００１２】
図９は、ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が導電体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターのための第６の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦面図である。
図１０は、ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られ、そして被検体の組織から反射することにより行われる測定技術のために被検体の体の表面上に位置するように設計された本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第７の実施形態を示す図２～９の図に対応する縦断面図である。
【００１３】
図１１は、ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られ、そして被検体の組織から反射することにより行われる測定技術のために被検体の組織の表面上に位置するように設計された本発明のパルスオキシセンサーのための第８の実施形態を示す図２及び３に類似する図における縦断面図である。
【００１４】
図１２は、測定用放射線が本発明の拡散的に反射する表面上に達することによるこれらの放射線透過性端壁の原理的相対配置を示す。
図１３は、本発明の放射線源集合体のための原理的放射方向の原理的第１の相対的方向、及び図２～９の実施形態に対応する本発明のディテクター集合体のための原理的感受性方向を示す。
【００１５】
図１４は、本発明の放射線源のための原理的放射方向の原理的第２の相対的方向、及び図１０及び１１の実施形態に対応する本発明のディテクター集合体のための原理的感受性方

向を示す。
典型的なパルスオキシメーターセンサーは、図１に示すように指先に付けられる。この適用において、放射線及び光という表現は、同じもの、即ち波長にかかわらない電磁放射線を表すために用いられる。この実施形態において、放射線又は光はファイバーオプティックケーブル２に沿って頂部センサー部１に達し、指を通過した光はそれをそこからファイバーケーブル４に沿ってディテクターに送り出すための底部センサー部分３に収集される。市販のセンサーにおいては、光源は異なる波長で放射する２つのダイオード（ＬＥＤ）を含み、適用された波長はその感度範囲内にあるので、例えば単一のシリコンディテクターの手段により一般に行われる。これにより、２つの放射性ダイオード（ＬＥＤ）は適切な振動数で同期して交互に作動し、それにより、種々の波長で作られたシグナルは互いに区別可能となる。例えば本光学ファイバーがそれを透過することができ、また他の光学的構成物がそれに適合した様式で作動する限りは、いくつかの波長でさえ用いることが許容される。熱放射体又はレーザーのような他の型の放射線源を用いることも可能である。２つの広帯域の放射線源、及び例えば要求される波長に従うせまい波長帯域を透過するファイバーの手段により、適合されたセンシティビティーを有する２つのディテクターを用いることも可能である。本発明に関して、適用される放射線の波長も、波長帯の幅も、放射線源及びディテクターの数も、放射線源及びディテクターの型も本質的な特徴ではない。指先に加えて、本パルスオキシメーターセンサーは、例えば耳、手のひら又は足指に取り付けられ得る。この場合、センサーは異なる外観を有するが、本発明の拡散的に反射する表面は、測定される標的にかかわらず全く同様に機能する。それゆえ、それは主に、以下に研究されるだろう指センサーである。
【００１６】
図１に示されるような指センサー１００は、例えば縦セクションにおいて図２に示される。センサー１００は、センサーの両セクションが指６の周囲で開く及び閉じることができるように５において蝶番式に取り付けられたその頂部セクション１及び底部セクション３を有する。一般的に、センサーは、スプリング力、並びにパッド７及び８により作られたフリクションの手段により静止して保持される。典型的に約１～３㎜の光学的直径を有するファイバーオプティックケーブル２及び４は、単一の束に個々のファイバーを保持するための慣用的フェルールの手段により、並びに耐久性のある集合体を供するための脱水体１１及び１２の手段により頂部及び底部センサーセクション１及び３に接続される。フェルール９及び１０は、電磁場においてセンサーに強度がかかるなら、一般的にセンサーにおける全ての他の構成物のように金属以外の材料から作られる。臨床的に役立つセンサーを供するために、ファイバーオプティック放射線導体２及び４はだいたい指の方向においてセンサー１００内に達し、一般的に言うと、ファイバーオプティックケーブルは、測定されるべき標的の外側表面、この場合外側指表面５０に平行な方向において主としてセンサー内に達する。これにより、例えば指センサーにおいて、オプティックファイバーは手のひらの方向から、もしくは指先の方向から、又は指の長さ方向に交差する方向においてセンサー内に達し得る。耳たぶに接続可能なセンサーにおいて、オプティックファイバーは、典型的に、耳たぶの方向において、耳の内側に適合されるべきセンサー内では外側の外耳道の方向において到達する。ファイバーオプティックス放射線導体の使用は、実際の測定モニターとの接続又はセンサーとモニターとの間のいくつかのコンバーターのような全ての金属製の電気的構成物が実際のセンサー１００から遠方に置かれることを可能にする。パルスオキシメーターセンサーが故障の原因とならない又はそれ自体故障しないように、その距離はいずれかの与えられた適用に十分となるように選択される。本発明の拡散的に反射する表面を用いる場合、光学放射線伝導性ファイバーは、かなり長い波長の赤外放射線に対してさえも十分な透過性を有するガラスファイバーを含み得る。なぜなら、本発明の解決方法においてファイバーは要求される角度、即ち標的６の外側表面５０に関して一般的に直交する方向に放射線を導くために曲げる必要はないからである。
【００１７】
ファイバーケーブル２に沿って放射線源３８から到達する光は、本発明の放射線移送セク

ション内に含まれる内側端壁１３ａが供された点におけるファイバー端から、典型的に＋／－４０°の中心軸のまわりの空洞部角度を有する散乱光のビームとして、広角度ファイバー＋／－６０°で存在する。この光の小さな部分が指６の外側表面５０に落ちるが、その大部分は空洞部１８内に含まれ、指内に示されるような漏斗様形状及び標的６に向かう孔を有する本発明の拡散的に反射する表面１４上に落ちる。好ましくは、空洞部１８の内側端壁１３ａはファイバーの束の断面領域と同じ状態である表面領域を有し、指表面５０に少くともおおよそ平行である方向における外側端壁１６の表面領域はそれより大きい。これにより、空洞１８は標的に向かって分岐する。放射線は、内側端壁の手段により移送セクションに達し、拡散的に反射する表面１４の手段により進行し、そして外側端壁を通して測定されるべき標的内に浸透する。これにより、ファイバー２により、内側端壁１３ａは例えば１～３㎜の直径を有し得、外側端壁１６のための好ましい直径は、例えばより大きい表面領域にわたる光の散乱を可能にする約７㎜であり、運動関連人工物に対するセンシティビティーは、標的を通過しないでソースからディテクターに逃げる光がなく、重要でない。また、大きな表面領域は、骨誘導性の陰又は個々の静脈血管のような標的の局所的不均一性としての酸素成分との関係を決定するために用いられるパルスオキシメーターの検量線により良好に従い、より小さな外側端壁表面領域での場合となろうような測定結果に強く影響を与えることができない。作業の間、開口の表面領域は、いずれの与えられた比率も有し得るが、実際には、測定されるべき標的に向かって開く開口がより大きいのが好ましい。典型的な場合、外側端壁は、内側端壁のそれに関して少くとも２倍である表面領域を有するが、それはかなり大きく、例えば１０倍でさえあり得る。

【００１８】

拡散的に反射する表面１４の正確な形状はいずれも重要でない。それは図２に示されるような傾いた錐１５ｂであり得るが、図３に示されるような弧状表面漏斗体１５ｃのようないくらか他の形状であり得、十分に等しく機能する。図５Ａ～５Ｂの実施形態において、漏斗体は斜めのくさび体であり得、それにより拡散的に反射する表面３０は平ら、傾いた錐、又は円柱であり、ここで該拡散的に反射する表面３０は空洞部１８の内側に向かって凹状である。前者の場合において、穴の断面に対向するイメージ面は方形であり、後者の場合において、それは円形又は楕円形である。それが平らであるなら、拡散的に反射する表面は、好ましくは、例えば図５（Ａ）－５（Ｂ）に示されるように内側端壁垂線と外側端壁垂線とにより共に形成される角度の二等分線に向かっておおよそ直交する様式で少くとも配置されるべきであり、他方、その垂線が拡散的に反射する表面又は表面セクションもしくはその伸長部を横切る、言い換えれば端壁の垂線が拡散的に反射する表面に向かわなければならないことが、そのような様式において内側端壁及び外側端壁を配置するのに適切である。漏斗体の外側端壁の開口は、好ましくは、例えば汚物が空洞部１８内に、更にファイバーの束の端表面上に、又は拡散的に反射する表面上に入ることから防ぐための窓で覆われる。窓は例えばシリコーン又はいくつかの他の適切な材料から作られ得る。他の選択可能物は、光透過性材料で、例えば同様の透明なシリコーンで全体の空洞１８を満たすことである。これは、拡散的に反射する表面の正確な機能のために有害でない。内側及び外側端壁が適切な材料から作られた窓で密閉され得、空洞部１８，４１が適切なガス又は液体で満たされ得ることは明らかである。

【００１９】

指を通過して、光は完全に散乱し、測定する点において、指の各々のスポットはランバーシャン（Ｌａｍｂｅｒｔｉａｎ）ソースとして機能する。光はかなりの広範囲から発してファイバー又はファイバーの束の端壁表面上でのその効果的な収集は、たとえどの実際の直径及び開いた角度のものがファイバー又はファイバーの束のために用いられても容易でない。しかしながら、ファイバー４は、測定されるべき標的からくる放射線だけディテクター３７に導くことが可能であるはずである。表面１４に似た拡散的に反射する表面１７は以下に指摘されるように放射線収集側面上でさえ増加された収集効果に寄与する。その寸法に関して、それは漏斗体表面１４に類似し得るが、特にファイバー束２及び４が互いから異なるなら、それは、いくつかの他の形状も有し得る。これにより、標的６からの放

射線の収集は、標的６への放射線の供給として同様のタイプの空洞部１８の手段により行われ、穴１８はこれにより、それにより収集された放射線がファイバー４に移る内側端壁１９ａ、並びにそれにより放射線が穴内に入って、次に拡散的に反射する表面１７から反射される外側端壁２６を含む。デザインは先に記載される放射線供給穴と全体的に類似し得る。これにより、外側端壁２６は好ましくは内側端壁１９ａのそれを超える表面領域を有し、典型的には、外側端壁は内側端壁のそれに関して少くとも２倍である表面領域を有するが、それはかなり大きく、例えば１０倍でさえあり得る。実際の作動の点において、開口は、各々に対するその比率が既に先に記載されるようないずれかのものであり得る表面領域を有し得る。この場合も、端壁は先に説明されるような拡散的に反射する表面又はその伸縮部に向かうその垂線を有さなければならない。この場合でさえ、漏斗体の外側端壁２６における開口は、透明なシリコーンもしくはいくつかの他の適合性材料で覆われ得る。又は全体の空洞部１８は拡散的に反射する表面の機能を妨害することなくこの材料で満たされ得る。

【００２０】

図２及び３の先に記載の実施形態において、図５（Ａ）及び５（Ｂ）の実施形態において、並びに部分的に図６及び図８の実施形態において、空洞部１８には該穴の外側端壁１６，２６及び３５に関して角度ｋを形成する内側端壁１３ａ，１９ａ，１３ｂ，１９ｂ及び３２が供される。ここで、角度は３０°～１００°の範囲、一般的には少くとも４５°、好ましくは６０°～９５°の範囲、典型的には約９０°である。この角度は図１２で更に説明される。図２～３，５（Ａ）～５（Ｂ）、６及び８において、角度ｋは本質的に直角であるが、特定の適用により要求されるなら、先に指摘するようにそれはいくらか９０°より大きい。この記載される角度形状は、例えば標的の外側表面５０の方向において、又は光学ファイバーを曲げる必要なくいくつかの他の適切な方向において、センサーへのファイバーオプティック放射線導体２，４の通過を可能にする。当然、内側端壁１３ｂ及び１９ｂは図７及び９に示されるように及び以下により詳細に記載されるように与えられた各々の外側端壁１６及び２６に完全又はおおよそ平行であり得る。いずれの場合においても、内側端壁と外側端壁との間に本発明の拡散的に反射する表面が適合される。外側端壁は測定されるべき標的の外側表面に対してセットされ、これにより小さな空隙がたとえ問題となるのが標的に放射線を供給する側面又は標的から放射線を収集する側面であってもそれらの間にしばしば残る。内側端壁は、光学ファイバーもしくはいくつかの他の放射線導伝要素と、又は放射線源もしくはディテクター等との接触の点に関連している。理論的には、実際には空洞部とその被覆物１１５は外部の機能的、並びに物理的及び化学的不利益を避けるために通常必要であるが、端壁及び拡散的に反射する表面を囲むために空洞部１８の被覆物１１５が端壁の間に供されることは絶対的に必要ではない。

拡散的に反射する表面の質を図４に示す。光２０の光線は種々のタイプの拡散的に反射する表面２１，２２及び２３上に落ちる。表面の粗さ及び材料の光学的特徴がいかにして光線が反射されるかを決定する。表面が適用された放射線を吸収せず、材料が光がそれを通って逃れることができるように薄くないことがもちろん必要とされる。光はその表面から直接反射し得る、又はそれは後ろに反射する前に拡散的に反射する材料内により深く伝わり得る。表面２１はそれ上に落ちる光２０を完全に散乱させるいわゆる均等拡散面（Ｌａｍｂｅｒｔｉａｎ　Ｓｕｒｆａｃｅ）である。この場合、表面材料の粗さ又は材料の構造的要素のサイズは光の波長より小さい又は同じ程度である。光は、反射された放射線がドットライン２４に従う強度分布を有するように各々の方向に散乱する（分布は反射する表面に接する球により表される。ここで、強度ベクトルは接点から始まり球表面で終わる）。このような表面は各々の方向から等しく明るく現れ、理論的に最とも優れた可能な散乱表面、即ち拡散的に反射する表面である。このような表面は製造するのが難しいが、例えばＬａｂｓｐｈｅｒｅ，Ｉｎｃは表面２１のそれに極めて近い特徴を有するＳｐｅｃｔｒａｌｏｎと呼ばれる材料を販売している。同じタイプの材料もコーティングとして利用できる。この材料及びコーティングは、吸収及び透過が重要でないので約９９％の反射率を有する。表面２２は、散乱セクション２５が重要であるが、表面の鏡反射２６も見られ

る場合を示す。それは、表面２１により達成されるものより効果は少し小さいが本発明のセンサーにおいても役立つ。いくつかの散乱材料はこのカテゴリーに属する。例えば、適切な形状に直ちに成形可能である市販のシリコーンポリマーは、その表面にわたり少し光沢を保持し得、これによりいくつかの鏡反射は避けられない。しかしながら、表面の鏡反射は、鏡反射がシリコーンポリマー上で相対的に低い材料の反射のインデックスによるので、及び材料が非金属であるので、その割合が拡散的に反射する強度に関して一般的に適度である強度を有する。強度分布２７が鏡反射２８に平行な楕円又は楕円体であるという事実により証明されるように、表面２３は表面２１及び２２より粗い。しかしながら、散乱又は光線拡散効果は支配的であり続ける。光線拡散は、放射線が共通鏡表面から反射するであろうものの他の方向において表面の種々の粗いパターンから光が反射するという事実から生じ、従って強度パターンは散乱パターンに似る。一般的に、実際の拡散的に反射する表面は図４に示される全ての表面の組合せである。非金属性材料はほとんどの場合、拡散的に反射する表面に用いられるが、特定の適用がセンサーにおける金属の使用を許容するなら、更に適切に表面処理された金属を用いることが原則として想像も及ばないことではない。拡散的に反射するよう処理された金属は極めて長い波長を用いることが必要である場合、唯一の解決手段であり得る。しかしながら、これは通常のパルスオキシメーターの場合ではなく、これにより非金属性材料の使用がもっともらしい。

【００２１】

図５（Ａ）及び５（Ｂ）は、いかにして拡散的に反射する表面が光収集システムとして作用するか、及びなぜその使用が好ましいかを示す。図５（Ａ）において、光線２９は、図４に示される表面２１，２２又は２３のいずれかであり得る拡散的に反射する表面３０からの鏡反射の点で好ましい放射方向から発する。光学ファイバー３１の束はファイバーの誘導角より小さい全ての角を受け入れるので、鏡反射の後、光線は内側端壁３２と共に整列されているファイバー３１の束の端壁表面上に落ちることとなろう。図５（Ｂ）において、他方、光線３３は、鏡反射がそれを光線３４としてシステムの外に完全に出すだろう方向から発する。これは、標的の表面から再び反射した光線の一部分が漏斗体内に達するが、決定的に弱まった状態であり好ましくない。次に表面３０が全体的に拡散的に反射する。即ちいわゆる先に言及される均等拡散面であると仮定して、本発明の拡散的に反射する表面と標的に直接接触するファイバーの束との間の比較を行う。更にファイバー３１の束が内側端壁３２の直径を維持して２㎜の直径を有し、空洞部１８内に含まれ、標的に向かって開く外側端壁３５、即ち入口開口部が７㎜の直径を有すると仮定する。拡散的に反射する空洞部の作用原理は、積分球のそれと同じであり、これにより積分球に関する計算式を適用することが十分な精度で可能である。空洞部は積分球において一般的に見い出されるような２つの開口部３２及び３５を含む。標準的積分球からの除去として、いくらかの放射線は穴壁に当たることなく開口部３５から開口部３２へ直接進む、言いかえれば、開口部３５は開口部３２から目で見えるという事実を受け入れることが可能である。これは、反射の損失がないであろうので、本発明に関して有利である。しかしながら、全体の放射線が拡散的に反射する表面３０上に少くとも１回、落ちることを仮定する。これにより、開口部３５から発して開口部３２から出る強度の一部分Ｔ２は、

$$T2 = f2^{*} R_{W} / 〔1 - R_{W}^{*} (1 - f1 - f2) - R1^{*} f1〕$$

（ここで、ｆ１及びｆ２は全体の空洞部の表面領域Ａに対する開口部３２及び３５の表面領域の比率を表し、$R_{W}$ は拡散的に反射する表面のための反射因子であり、$R_{1}$ は外側端壁３５のため又はより正確には標準６の外側表面５０のための反射因子である）となろう。表面領域Ａの値は、小さな値がこの場合有利であるようであるが、それほど重要でない。この例で与えられた値は１００$㎜^{2}$ である。穴のための反射因子を白色シリコーンを用いて$R_{W}$ ＝０．９３として測定し、標的、即ちヒトの皮膚のための反射因子を赤色光で測定してＲ１＝０．６と見積もった。これにより、標的６の反射性はシグナルにも一般的に寄与している。これらの値を用いて、結果として生ずる透過はＴ２＝０．１３となろう。開口部３５により規定される標的６の表面は、開口部３２により直接適合され得るものより$（７／２）^{2}$ ＝１２．２５倍大きい拡散的に透過するランバーシャンソース、即ち開口

部の表面領域間の比率に関してより高い数のソースを含む。これにより、収集の獲得は、０，１３* １２，２５＝１，５９となろう、即ち結果は、ファイバー端で直接収集することにより作られ得るものより１．５倍超強いシグナルとなろう。おそらく標的６と穴１８の外側端壁との間の不完全な接触、予想より低い標的のための反射因子、及び標的の不均一な照光のため、シグナルの増加は計算されるより少し小さかったが、行われた測定結果はこの理論を明らかに支持した。

【００２２】

これにより、外側端壁１６，２６及び３５のより大きな表面領域では、例えば空洞部１８，４１において標的６と放射線源又はディテクターとの間に拡散的に反射する表面１４，１７，２１～２３，３０を用いることにより内側端壁１３ａ，１３ｂ，１３ｃ，１９ａ，１９ｂ、及び３２上でより多くの光を収集することが可能であり、同時に、標的からくる放射線の方向は、要求されるように、又はこの場合光学ファイバー４，３１の方向に従って偏向され得る。より大きい表面領域を用いることからの他の利点は、直接的な外部的妨害又は例えば静脈血液における量的変化から生ずる内部的妨害である運動関連の人工物に対するセンシティビティーの削減を含む。

【００２３】

いかにして拡散的に反射する表面又は材料がファイバーオプティックスで作動するパルスオキシメーターセンサーに利用され得るかのいくつかの例は先に記載のために限られない。拡散的反射の同じ原理に基づく他の考えられるタイプの解決法があることは明らかである。ファイバーオプティックパルスオキシメーターセンサーが好ましい適用であるが、光学ファイバーが本発明の原理の正確な機能のために絶対的に必要ではない。光源３８及びディテクター３７が測定されるべき標的６により近いセンサー１００内に含まれる慣用的センサーでさえ本発明に従う拡散的に反射する表面を用いることにより改良され得る。１つのこのような解決法を図６に示す。この解決法において、ディテクター３７は伝統的なセンサーデザインのように測定されるべき標的６近くに位置する。他方、光源３８、通常異なる波長を発する２つのダイオード（ＬＥＤ）は、本発明に従って拡散的に反射する空洞部１５ｃ内に含まれる内側端壁１３ｂ上に備えられる。原理的に、放射線源３８の数は、特定の適用により要求されるなら２より多くあり得、又は通常より大きい電力の量がそれに供給され得る。より高い光の供給はさもなければ特定の作動条件においてあまりに貧弱であり得るシグナル対ノイズ比を改良する。増加された電力消費及びそれに伴う温度の上昇は測定されるべき標的６上に集中するこの集合体内でなく、頂部ユニット１に効果的に誘導され得る。これは、測定されるべき標的６における可能性のある熱を加えられた損傷を除去するのに役立つ。更に、種々の光源の部分のための測定結果への影響は等しくされよう。ディテクター３７と光源３８との両方からの電気供給シグナルは、電気ケーブル３９に沿って制御モニターへ運ばれる。

【００２４】

図７は、空洞部４１内に含まれる拡散的に反射する表面１４が横へ曲がらないが、かわりに、結果として生ずる熱が標的から離れてフレーム１に移り得るような測定されるべき標的６からの距離においてその中に含まれた放射線源３８に沿って、標的６に向かってまっすぐに対面し、その内側端壁１３ｂを有する直接的錐体１５ａである他の対応する解決法を示す。穴形成性直接的錐体１５は、ソースから標的への直接の光の割合がより高いことを除いて斜め又は弧状漏斗にさもなければ類似した機能を有する。漏斗１５ａ～ｃが高い効率で拡散的に反射するなら、シグナルは穴１８と４１との異なるタイプの間の差異を示さないはずである。

【００２５】

ディテクターも、例えば図８に示される解決法として運動関連人工物の作用を除くために、拡散的に反射する穴も利用する。この解決法において、光源３８は標的６の表面近くに位置するが、図６又は７に従って標的から更に離れて更に位置し得るだろう。ディテクター３７は、拡散的に反射する表面が供された穴、この場合弧状漏斗１５ｃ内に含まれた内側端壁１９ｂにおいて標的６の表面から更に離れる。図７の解決法と全く同じように、デ

ィテクター３７は、穴４１として適切な形状の直接的錐体１５ａを用いることにより、図９に示されるように標的６に向かって真っすぐに向くこともできる。図８及び９に示される解決法において、ディテクター３７は、標的６のより大きい表面セクションから光を示すため、及び先に指摘されるように、ディテクターが標的表面に近い慣用的な様式であるなら達成され得るより多くのシグナルでさえ作るために用いられ得る。

【００２６】

全ての先のパルスオキシメーターセンサーは、標的を真っすぐに通して測定された透過度を基礎にしたものである。これにより、放射線源３８からの最初の放射線の方向Ｓ及び／又は各々の拡散的に反射する表面並びにディテクターによ示される最初のセンシティビティー方向Ｈ及び／又は各々の拡散的に反射する表面は互いに実質的に反対側である。即ち図１３に示されるように１８０°の相対的角度を形成するか又は鈍角Ｖ１を形成する。これは、測定シグナルを得るための標的を直接通って通過する光５４を形成する。

【００２７】

本発明の原理を反射原理に基づいて作動するパルスオキシメーターセンサー１０１にも適用できる。例えば図１０に示されるようなこのタイプの好ましいセンサー形状において、光源３８及びディテクター３７は、光４４が組織の表面層に沿って移る代わりに反射してもどる前に規定されるべき標的６の組織を含む動脈血液を前進させるように当てられるような互いの距離において外側標的表面５０の方向において並んで位置することが重要である。拡散的に反射する表面を含み、ディテクター３７が供されたその内側端壁１３ｃを有する穴４１も、ディテクターが標的６に直接接触するなら達成され得るであろうより多くの組織深くからの光を収集することができるこのタイプのセンサーである。センサー集合体は一般的にただ１つの胴体要素４２及びパッド４３が供され、これは時々それ上に光源及びディテクターが備えられ、それからシグナルがケーブル３９により更なる処理のために移動される。センサー１０１はテープ、ゴムバンド、又は他の各々の手段により標的に固定され得る。記載されたセンサーは電気的であるが、既に先に説明されるようなこの解決法のための光学ファイバーの使用ばかりでない。図１０に示され、拡散的に反射する表面を含む穴４１は光源の一側面にわたってのみ光を測定する。標的６に向かって開く空洞部４１内の開口部は、いくつかの他の適切な形状が等しく適切であるので環状である必要はない。図１１は全体の環境から反射した放射線を効果的に収集する放射線源３８のための形状を示す。この解決法において、光源３８は、拡散的に反射する表面が供され、外側端の平面に少くとも隣接した穴４１内に含まれる外側端２６の中央に位置する、即ち光源とディテクターは互いに適合している。これにより、穴の内側端１３ｃと共に配列されたディテクター３７は、標的表面領域から可能な限り大きい反射した光４４を受容する。光源３８は、外側端の方向において光源を覆う光遮断表面４５で穴４１から光学的に防護されており、それにより穴の中で収集された光は組織内に深く入るように必然的に当てられる。この場合、穴４１は好ましくはシリコーンのような透明な材料で満たされている。図１０及び１１の実施形態において、放射線源３８からの最初の放射線の方向Ｓ及び／又は各々の拡散的に反射する表面並びにディテクターにより示される最初のセンシティビティー方向Ｈ及び／又は各々の拡散的に反射する表面は実質的に同じ方向である、即ち図１４に示されるような０°の相対的角度を形成する又は鋭角Ｖ２を形成する。これは、測定シグナルを得るために標的の組織から反射する光４４を形成する。

【００２８】

開示された実施形態はいかにして拡散的に反射する穴がパルスオキシメーターに用いられ得るかの例である。他の典型的な解決法が更に存在することは自明である。例えば、先に記載の形状が最も一般的であるが、ただ１つの光源及び各々２以上のディテクターを用いることも考えられる。

これにより、放射線源３８及びディテクター３７の両方に拡散的に反射する表面が供されるが、しかしながらいずれか１つに外側標的表面５０と放射線源もしくはディテクターとの間に適合された拡散的に反射する表面が備えられることは本発明に必要とされない。条件が許容すれば、センサーは、拡散的に反射する表面を供する入口又は出口側面のいずれ

か上に１つの先に記載の漏斗体が供されるだけであり得る。その後、第２の漏斗体は電気的構成物又は異なるファイバーオプティックシステムのような他の型の構造により置き換えられる。原理的に漏斗体はほとんど全くいずれの形状でもあり得る。図２は、斜めの錐体１５ｂを示し、図３，６及び８は弧状錐体１５ｃを示し、そして図７～８及び１０～１１は直接的錐体１５ａを示す。図５（Ａ）～５（Ｂ）と関連して示される斜めのくさび体はこれらの漏斗体の特別の場合である。空洞部１８，４１を形成する漏斗体は、それが最も好ましいが、その全内側表面にわたり拡散的に反射する必要はない。必要に応じて、ディテクターのセンシティブ表面及び／又は放射線源の各々の放射表面及び／又は光学ファイバーの端が向けられるこのような拡散的に反射する表面を用いることが可能である。結果としての空洞部１８，４１の内部の残りは他のタイプの材料、例えば多少の放射線吸収材料から作られ得る。例えば図５Ａ～５Ｂの場合なら、拡散的に反射する表面３０は平らで、イメージ平面に対して直交し、図面に示されない、イメージ平面に平行に伸びる端は非拡散的反射であり得る。しかしながら、内側端と外側端との間に適合された放射線移送セクションの可能な限り大きな部分が本発明に従う拡散的な反射として設計されることが好ましい。

【図面の簡単な説明】

【図１】放射線の移送及び測定するシグナルのための光学ファイバーを備え、これによりセンサー自体から放射線源及びディテクターを間隔をあけるため、そして指に適合して指透過測定技術に基づいて動作するよう設計された本発明のパルスオキシメーターセンサーについての典型的実施形態の平面図である。

【図２】実際のセンサーから放射線源及びディテクターを離して配するためのファイバーオプティックスを用いる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第１の実施形態を示す図１のＩ－Ｉ面に沿った縦断面図である。

【図３】実際のセンサーから放射線源及びディテクターを間隔をあけるためのファイバーオプティックスを用いる本発明のパルスオキシメーターセンサーについての第２の実施例を示す図１のＩ－Ｉ面に沿った縦断面図である。

【図４】本発明の拡散的に反射する表面の反射特性をグラフ様に示す。

【図５】種々の角度の入射からそれ上に達する放射線での本発明の拡散的に反射する表面のふるまいを示す。

【図６】光源が測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第３の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦断面図である。

【図７】光源が測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第４の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦断面図である。

【図８】ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第５の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦断面図である。

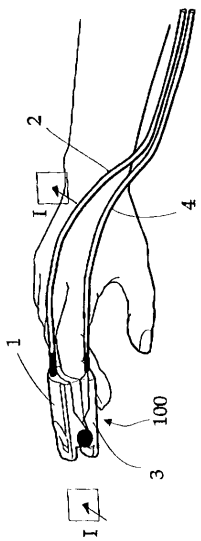
【図９】ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が導電体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られる本発明のパルスオキシメーターのための第６の実施形態を示す図２及び３に類似した図における縦面図である。

【図１０】ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られ、そして被検体の組織から反射することにより行われる測定技術のために被検体の体の表面上に位置するように設計された本発明のパルスオキシメーターセンサーのための第７の実施形態を示す図２～９の図に対応する縦断面図である。

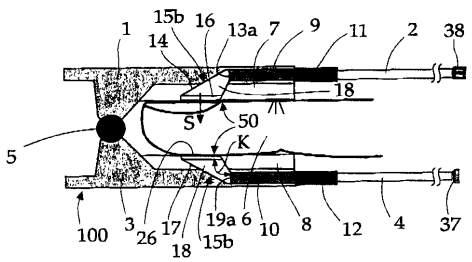
【図１１】ディテクターが測定されるべき標的から遠方に位置し、電流が電導体に沿ってセンサーに達し、そこからシグナルが送られ、そして被検体の組織から反射することにより行われる測定技術のために被検体の組織の表面上に位置するように設計された本発明のパルスオキシセンサーのための第８の実施形態を示す図２及び３に類似する図における縦

断面図である。
【図１２】測定用放射線が本発明の拡散的に反射する表面上に達することによるこれらの放射線透過性端壁の原理的相対配置を示す。
【図１３】本発明の放射線源集合体のための原理的放射方向の原理的第１の相対的方向、及び図２～９の実施形態に対応する本発明のディテクター集合体のための原理的感受性方向を示す。
【図１４】本発明の放射線源のための原理的放射方向の原理的第２の相対的方向、及び図１０及び１１の実施形態に対応する本発明のディテクター集合体のための原理的感受性方向を示す。
【符号の説明】
１…センサー頂部
２…ファイバーオプティックケーブル
３…センサー底部
４…ファイバーオプティックケーブル
６…体の一部分
１３，１９…内側端部
１４，１７…拡散的に反射する表面
１６，２６…外側端部
１８，４１…空洞部
３０…くさび体表面
３７…ディテクター
３８…放射線源
５０…外側表面
１００，１０１…センサー

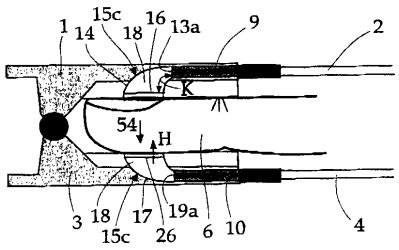
【図１】



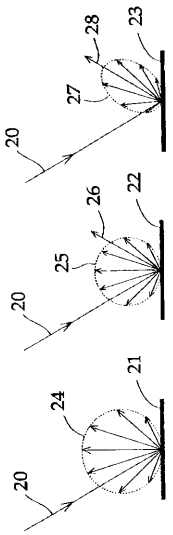

【図２】




【図３】

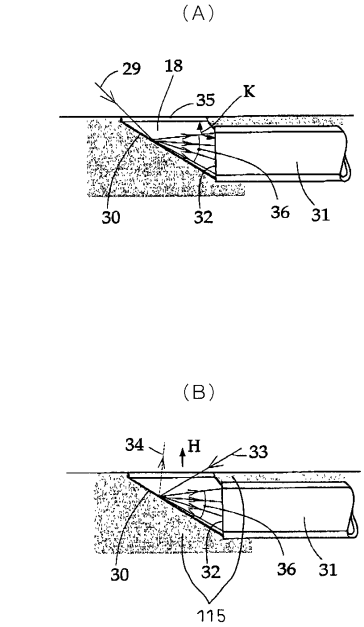



【図４】

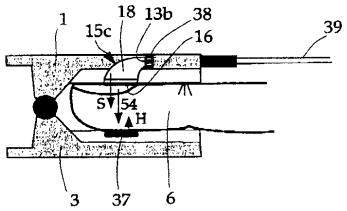


【図５】

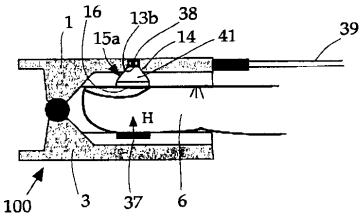
図5



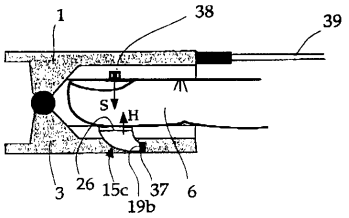

【図６】



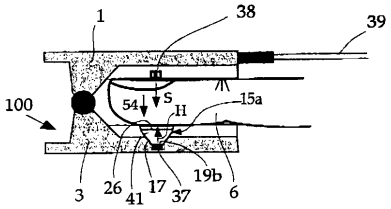

【図７】



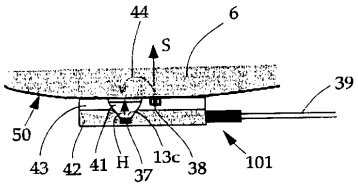

【図８】



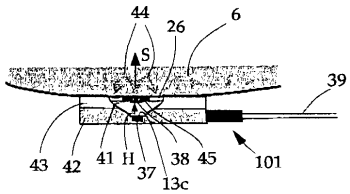

【図９】



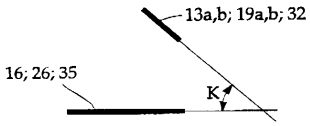

【図１０】



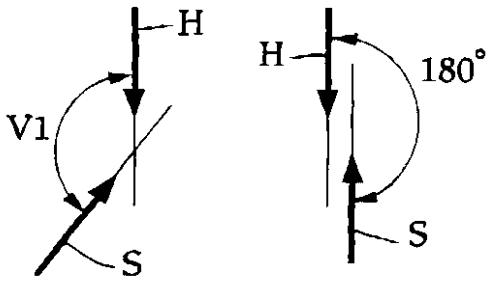

【図１１】



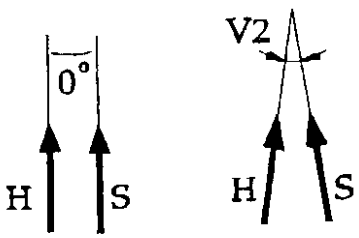

【図１２】




【図１３】




【図１４】



フロントページの続き

(72)発明者　クルト　ペーター　ベックストロム
フィンランド国，エフイーエン－０２１７０　エスポー，カヒセバンティエ　８　アー
(72)発明者　キンモ　ユハニ　リストライネン
フィンランド国，０００９７０　ヘルシンキ，サーナトゥントゥリンティエ　２　ホー　６５

審査官　上田　正樹

(56)参考文献　特開昭６３－２７５３２８（ＪＰ，Ａ）
特表平０７－５０６９８７（ＪＰ，Ａ）
実開昭５６－００６４０３（ＪＰ，Ｕ）
特開平０２－１９１４３４（ＪＰ，Ａ）
米国特許第３１２３０６６（ＵＳ，Ａ）
西独国特許第２５１７１２９（ＤＥ，Ｂ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B　5/145