

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4173429号
(P4173429)

(45) 発行日 平成20年10月29日 (2008.10.29)

(24) 登録日 平成20年8月22日 (2008.8.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/1455 (2006.01)

A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 3 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2003-390644 (P2003-390644)	(73) 特許権者	503426972
(22) 出願日	平成15年11月20日 (2003.11.20)		マシモ コーポレイション
(62) 分割の表示	特願平8-514884の分割		アメリカ合衆国 9 2 6 1 8 カリフォル
原出願日	平成7年11月1日 (1995.11.1)		ニア州 アーバイン パーカー 4 0
(65) 公開番号	特開2004-113814 (P2004-113814A)	(74) 代理人	100079049
(43) 公開日	平成16年4月15日 (2004.4.15)		弁理士 中島 淳
審査請求日	平成15年11月21日 (2003.11.21)	(74) 代理人	100084995
審査番号	不服2007-241 (P2007-241/J1)		弁理士 加藤 和詳
審査請求日	平成19年1月9日 (2007.1.9)	(74) 代理人	100085279
(31) 優先権主張番号	08/333,132		弁理士 西元 勝一
(32) 優先日	平成6年11月1日 (1994.11.1)	(72) 発明者	モハメッド ケール ディアブ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国 9 2 6 9 1 カリフォル
			ニア州 ミッション ビエッホ マデラ
			2 3 3 6 1 スイート 1 0 0
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 酸素計センサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体肉体物質によって減衰された光エネルギーを測定するための酸素計センサであって、前記センサは、

光源と、

前記光源側に開口部を有するチャンバを備えた基板、前記チャンバ内に配置された検出器、前記チャンバ内で前記検出器と前記開口部との間に配置された光学拡散媒体を含む光学プローブとを含み、

前記基板は厚みのある基板であって、該基板は前記光学プローブが使用される位置に配置されるときに前記肉体物質に隣接して配置され、

前記開口部は前記基板内に延在するチャンバへの入口を形成し、前記チャンバは前記開口部を介して該チャンバ内に入る肉体物質のどの部分も前記肉体物質と前記開口部を画定する表面との間の、患者から通常予測される、圧力の変化によって実質的に圧縮されないような特定の深さを有し、

前記酸素計センサが使用されるとき、前記検出器と光源は光軸が揃っており、前記検出器は前記チャンバ内に入る前記肉体物質の前記部分のどの部分からも離れており、前記検出器は前記光源により入射され前記肉体物質により減衰された光エネルギーを受信し、前記検出器は受信した光エネルギーに対応して信号を発生可能であり、及び、

前記光学拡散媒体は圧縮可能な物質からなり、これにより、前記開口部を介して前記チャンバ内へ貫入する前記肉体物質が該肉体物質と前記開口部を画定する表面との間の圧力

10

20

の変化により実質的に圧縮されない、
酸素計センサ。

【請求項 2】

前記光源が、前記肉体物質を透過せて前記検出器へ光エネルギーを伝達するように構成された発光ダイオードである、請求項 1 の酸素計センサ。

【請求項 3】

前記開口部が 3 mm ~ 20 mm の開口径である、請求項 1 の酸素計センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、エネルギーの感知に関する。更に詳細には、本発明は改良された感知メカニズムによって信号のノイズを低減することに関する。

【背景技術】

【0002】

エネルギーはしばしば媒体の特性を決定するために該媒体を通して透過されたり又は該媒体から反射されたりする。例えば、医学分野では検査のために患者の体から物質を摘出する代わりに、光又は音のエネルギーをその患者の体に入射させ、伝達された（又は反射された）エネルギーが測定されて該光が通過した該物質についての情報を決定する。このタイプの非侵入測定は患者にとってより快適であり、より素早く行うことができる。

【0003】

身体機能を非侵入に生理学にモニターすることがしばしば必要である。例えば、手術中、血圧及び身体の有効な酸素供給、即ち血液酸素飽和量、がしばしばモニターされる。このような測定は、身体の一部、例えば手の指等の指又は耳たぶ、又は額を介した透過光（又は反射光）の入射率を測定して評価を行う非侵入技術を使用してしばしば行われる。

【0004】

光学エネルギーの透過は、これが身体を通過する時、その光が通過する物体の厚み、即ち光路長に大きく左右される。患者の身体の大部分は一般に柔らかくて圧縮可能である。例えば、手の指は皮膚、筋肉、組織、骨、血液等を含む。骨は比較的圧縮不可能であるが、組織や筋肉等はその指が動く時にしばしば起こるように、指に加えられた圧力によって簡単に圧縮可能である。従って、光学エネルギーが指に入射されてその患者がその指を歪めたり又は圧縮するような方法で動けば、その光路長は変化する。一般に患者は不規則に動くので、その指の圧縮は不規則である。これは光路長を不規則に変化させ、その吸収を不規則にし、その結果、測定信号を解釈することが困難になる。

【0005】

多くのタイプの非侵入モニター装置は、エネルギーが媒体、例えば手の指や身体の一部等を透過した時に明確且つ認識可能な信号を生成しようとして改良されてきた。一般的な光学プローブにおいては、発光ダイオード（LED）がその媒体の片側に配置され、光検出器が該媒体の対向サイドに配置される。従来の多くの光学プローブは、先にも述べたように、動作によって誘導されたノイズ（以下「動作誘導ノイズ」）は測定信号を大きく歪めるので、患者が比較的動かない状態でのみ使用されるように設計されている。一般に、プローブはLEDと媒体との間、及び光検出器と該媒体との間の接触を最大にし、LED、媒体、及び光検出器の間の強力な光結合を促進することによって、強力な出力信号強度を発生させる。このようにして、患者が一般に動かない時に該媒体を介して強力且つ明確な信号が透過される。

【0006】

例えば、ジャエブ（Jaeb）らの米国特許番号第 4,880,304 号は、中央突出部を含む平らな底面を有するハウジングを含むパルス酸素計、又は血液酸素飽和量モニターのための光学プローブについて開示しており、この中央突出部には複数の発光ダイオード（LED）及び一つの光学検出器が取り付けられている。該プローブが患者の組織の上のせられると、この突出部分はLED及び該検出器を該組織に押圧させ、その皮膚への該セ

10

20

30

40

50

ンサの光結合を改善させる。他の実施の形態（ジャエブの特許における図 4 a 及び図 4 b）において、LED 及び検出器は中央チャンパ内で、該プローブが配置される組織に関して一般に水平に設置されている。ミラー及びプリズムのセットによって、光は LED からチャンパ内のポリマーシール材を介して組織に向けられ、該シール材は該組織と接触して該組織と良好な光結合を行う。

【0007】

タン（Tan）らの米国特許番号第 4, 825, 879 号は、垂直な軸及び水平なクロスバーを有する T 型ラップを使用して光源及び光学センサを指に光学接触させるよう固定する、光学プローブについて開示している。光源は垂直軸の片側のウィンドウに配置され、センサは該垂直軸の対向サイドのウィンドウに配置される。指はこの軸に揃えられ、この軸は光源及びセンサが該指を挟んで反対側に置かれるように、折り曲げられる。次に、クロスバーが指の周りにラップされて該ラップを固定し、これによって光源及びセンサを該指に接触させたまま良好な光結合を生成させる。

【0008】

ジョブシス（Jobsis）らの米国特許番号第 4, 380, 240 号は、光源及び光検出器が微妙に変形可能な取り付け構造内のチャンネル内に組み込まれた光学プローブについて開示しており、この取り付け構造はひもに接着されている。環状の粘着テープが光源及び検出器の上に配置される。光源及び検出器は、ひもを身体の一部のまわりに閉めた圧力及び粘着テープによって身体の表面にしっかりと固定される。他の実施の形態は、身体を光源及び検出器に吸い着けさせる加圧シール及びポンプメカニズムを提供する。

【0009】

リッチ（Rich）らの米国特許番号第 4, 865, 038 号は、柔軟な非常に薄い断面を有する光学プローブを開示している。ダイ LED 及びダイ光検出器はフレキシブルなプリント回路ボードの上に配置され、エポキシビードによってカプセルに入れられている。LED 及び光検出器に揃えて配置された環状の開口部を有するスペーサが、さらされた回路ボードの上に配置される。透明なトップカバーが該スペーサの上にかぶせられ、該回路ボードの下に配置されたボトムカバーでシールされて、これによって該プローブを汚染物質から密閉する。装置を強化するために背（spine）が加えられてもよい。装置の柔軟性によって、該装置を身体に締め付けることが可能になり、LED 及び光検出器の上のエポキシビードをスペーサの開口部から突出させて身体との良好な光学接触が行われるようにトップカバーに押圧させる。

【0010】

マス（Muz）らの米国特許番号第 4, 907, 594 号は、連続壁ゴム被覆が手の指にはめられる光学プローブについて開示している。2つの壁の間に加圧されたチャンパが形成されるようにポンプが指先に配置され、これによって LED 及び光検出器が内側壁内に配置されて指と接触する。

【0011】

上記の光学プローブのそれぞれは、LED、患者、及びプローブの間を最大限に接触させることによって光検出器で強力な測定信号を発生させるように設計されている。しかしこの最大限の接触によって、患者が動く時に患者の身体の圧縮可能部分が、該患者の身体のこれらの部分を圧縮する表面に接触することになる。これは、光学エネルギーが通過する物質の厚みに大きな変化、即ち光路長における変化及び動いている間に静脈血が動くことによって拡散が起こることによる変化を生じさせ得る。光路長の変化は、所望の情報を決定することを困難又は不可能にする程の歪みを測定信号において生成し得る。従って、信号を測定する間の動作誘導ノイズ、即ち動作アーチファクトを抑止する一方、検出器によって測定されるのに十分な強度の透過信号又は反射信号を生成するプローブが必要になる。

【特許文献 1】米国特許番号第 4, 880, 304 号

【特許文献 2】米国特許番号第 4, 825, 879 号

【特許文献 3】米国特許番号第 4, 380, 240 号

【特許文献4】米国特許番号第4,865,038号

【特許文献5】米国特許番号第4,907,594号

【発明の開示】

【0012】

本発明は侵入及び非侵入エネルギー吸収（又は反射）測定のため使用するためのプローブに関する。基板は、測定が行われる物質、例えば手の指、耳たぶ、額、つま先、器官、又は組織の一部等に一般に対応した形で形成される。基板は前端部、後端部、頂部及び底部を含む。開口部が基板の頂部に形成される。該開口部がチャンバへの入口になる。光検出器のような検出器が該チャンバ内の、一般にチャンバの底部に取り付けられる。測定が行われる物質は、該物質の圧縮可能な任意の部分が該チャンバに直接隣接するように該

10

【0013】

LEDのような光源は、光検出器の対向サイドで該物質に固定される。LEDは光エネルギーを発光し、該光エネルギーは光路長に沿って又は光が伝搬する物質の厚みに沿って該物質内を伝搬して該物質に吸収される。減衰した光エネルギー信号が該物質から出てきてチャンバ内に入る。光は該物質内を伝搬するときに該物質によって拡散され、広範囲の角度に渡ってチャンバ内に透過される。光検出器は、該物質によって透過された信号の強度を示す電気信号を生成する。この電気信号はプロセッサに入力され、該プロセッサはこ

20

【0014】

本発明のプローブは開口部及びチャンバを有し、これらによって光エネルギーが通過する物質の容易に圧縮可能な部分をチャンバ内に落ち着かせて圧縮されないようにすることが可能になる。これにより、光源と検出器との間の光学パスの障害が少なくなる。LEDは一般にチャンバ及び光検出器に揃えられるので、光エネルギー信号はチャンバの上に載せられた又は該チャンバ内に収容された該物質の該部分の中を伝搬する。チャンバ内では光エネルギーが通過する物質に物理的に接触して圧縮を生じるものが何もないので、該チャンバによって該物質の圧縮可能部分が動作中であっても実質的に圧縮されないまま維持することができる。従って、物質の厚み又は光路長が安定し、動作中に静脈血の動きが最

30

【0015】

本発明の一つの好適な実施の形態において、チャンバに拡散媒体が充填される。該拡散媒体は、測定される物質が該拡散媒体に接触しても圧縮されないように、順応性のあるプラスチック又は高圧縮可能物質によって有利に形成される。該拡散媒体は、該物質内における局部的なアーチファクト及び摂動の影響を最小限にする手助けをする。こうして増大された光学信号対ノイズ比が観測される。拡散媒体もまた該物質との光結合を改善する。

【0016】

他の好適な実施の形態において拡散媒体は光源と該物質との間に置かれ、更に他の実施の形態では拡散媒体は光源と該物質との間及び該物質と光検出器との間に置かれる。これらの実施の形態のそれぞれは、改善された光学信号対ノイズ比を提供する。

40

【0017】

更に他の好適な実施の形態では、光源及び/又は光検出器と組み合わせて油浸レンズが使用される。特に好適な実施の形態において、油浸レンズは、光源及び/又は光検出器として使用される半導体ダイオードの上に部分的球面を形成するエポキシバンプを配置することによって形成され、信号対ノイズ比を改善する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

物質の検査は、特に物質の標本を採取して検査することが難しい又は高価な場合にしばしば有利である。例えば、物理的な測定の場合、患者から血液又は組織を不必要に採取す

50

ることなくその患者をモニターすることがしばしば望ましい。エネルギーが物質を伝搬するときのエネルギー吸収の既知の特性は、そのエネルギーが通過した物質についての情報を決定するために使用される。エネルギーは物質に入射され、該物質を透過した又は該物質から反射したエネルギーによって測定がなされる。

【 0 0 1 9 】

測定信号の振幅は、エネルギーが通過した物質の厚み、又は光路長と同様、動いた時の静脈血の不規則な動きに大きく依存する。 A_1 から A_N までの N 個の異なる成分を含む図式的な媒体 2 0 が図 1 に表されている。媒体 2 0 を透過したエネルギーは等式 (1) に従ってほしい減衰され、

【 0 0 2 0 】

【 数 1 】

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

【 0 0 2 1 】

ここで ϵ_i は i 番目の成分の吸収率であり、 x_i は光エネルギーが通過した i 番目の成分の厚み、即ち i 番目の光路長であり、及び c_i は厚み x_i における i 番目の成分の濃度である。

【 0 0 2 2 】

エネルギー吸収は、エネルギーが通過する媒体 2 0 を構成する A_1 から A_N までの成分の厚みに大きく依存するため、例えば動きによって該媒体 2 0 の厚みが変化するとき、個々の成分 A_1 から A_N の厚みは変化する。

【 0 0 2 3 】

媒体 2 0 はしばしば無作為に又は不規則に動く。例えば、媒体 2 0 は患者の身体の簡単に圧縮可能な部分、例えば指等であり、その患者が動くと、該媒体 2 0 は A_1 から A_N までの成分の個々の厚み x_1 から x_N を圧縮して不規則に変化させる。この不規則な変化は測定信号に大きなエクスカージョンを生じさせ、動作誘導ノイズ又は動作アーチファクトのない時のような所望の信号を識別することを非常に困難にさせ得る。

【 0 0 2 4 】

例えば、図 2 a は本発明の一つのアプリケーション、つまりパルス酸素計において測定された理想的な所望の信号波形 (Y で示されている) を図示している。図 2 b は同じくパルス酸素計アプリケーションで測定されたより現実的な波形 S を図示しており、理想的な所望の信号波形 Y + 動作誘導ノイズ n を含む即ち $S = Y + n$ である。動作アーチファクトがいかに所望の信号部分 Y を読みにくくするががよく分かる。

【 0 0 2 5 】

図 3 は、測定信号への動作アーチファクトの影響を大きく低減する、本発明の光学プローブ 1 0 0 の一つの実施の形態の斜視図である。図 4 は、本発明の光学プローブ 1 0 0 を図 3 のライン 4 - 4 に沿って切り取った断面図を表す。図 3 の斜視図を明確にするために、測定が行われる物質 1 2 8 はプローブ 1 0 0 の近くに配置して表されていない。しかし、測定が行われる物質 1 2 8 は図 4 に表されている。図 3 及び図 4 に図示されているように、頂部 1 1 2、底部 1 1 4、前端部 1 1 6 及び後端部 1 1 8 を有する基板 1 1 0 は、好ましくは硬くて不透明な物質によって作られる。しかし、該プローブ 1 0 0 は例えば硬い、弾力のある、不透明な、又は透明な物質からつくられてもよい。

【 0 0 2 6 】

開口部 1 2 0 が基板 1 1 0 の頂部 1 1 2 に形成されている。一般に開口部 1 2 0 は基板 1 0 0 の長さの 4 分の 1 の地点と半分の地点との間に位置する。開口部 1 2 0 は、丸、四角、又は三角を含むあらゆる形でもよいが、これらに限定されない。一つの実施の形態において、チャンバ 1 2 2 の側断面図 (図示されていない) は開口部と同じ形である。チャンバ 1 2 2 の中央軸 1 2 4 は、該開口部 1 2 0 に垂直且つ該開口部 1 2 0 の中央部分を一

10

20

30

40

50

般に通って延在するラインによって画定される。

【 0 0 2 7 】

図 4 の実施の形態において、光源 1 3 0（一般に発光ダイオード（L E D））は物質 1 2 8 の隣りに固定され、チャンバ 1 2 2 の中央軸 1 2 4 に沿ってチャンバ 1 2 2 の対向サイドに揃えられる。一般に、医療用テープ等の接着材は、L E D 1 3 0 を物質 1 2 8 に固定するために使用される。光検出器等の検出器 1 2 6 は、チャンバ 1 2 2 内に配置される。光検出器 1 2 6 の中央部分是一般にチャンバ 1 2 2 の中央軸 1 2 4 に沿って一般にチャンバ 1 2 2 の底部 1 1 4 で揃えられる。光検出器 1 2 6 は幾つかの異なる方法（接着材、圧入、又は対象物の波長の範囲を超えて光を透過する透明なエポキシ樹脂を含むがこれらに限定されない）に従ってチャンバ 1 2 2 内に固定される。一般に、光検出器 1 2 6 がチャンバ 1 2 2 内にどのように配置されても、チャンバ 1 2 2 の底面 1 1 4 は例えば圧入又はペイント若しくはテープ等によって不透明に作られる。

10

【 0 0 2 8 】

吸収測定が行われる物質 1 2 8 は少なくとも一部が簡単に圧縮可能な物質 1 2 8 であることがしばしばである。該物質 1 2 8 の容易に圧縮可能な部分はチャンバ 1 2 2 の直接となり（例えば上）に配置される。開口部 1 2 0 を囲む領域はチャンバ 1 2 2 を被う物質を支持する。チャンバ 1 2 2 は該開口部 1 2 0 の上に位置する物質 1 2 8 の任意の圧縮可能な部分が該チャンバ 1 2 2 内に押し込まれることができるように十分な幅を有する。従って、物質 1 2 2 はチャンバ 1 2 2 の上に載せられる又は該チャンバ 1 2 2 内に僅かに入れられることができ、これによって該物質 1 2 8 を圧縮する摂動、例えば物質 1 2 8 が触られたときに起こる圧力から保護される。

20

【 0 0 2 9 】

本実施の形態において、チャンバ 1 2 2 の深さは、0 . 5 m m ~ 1 0 m m の範囲であり、好ましくは 2 ~ 4 m m 、更に好ましくは 3 ~ 4 m m である。同様に、開口部 1 2 0 の直径は、本実施の形態において、特定のアプリケーションで必要とされているように 3 m m ~ 2 0 m m である。例えば該開口部は大人用よりも新生児用の方が小さいであろう。これらのサイズは、物質がヒトの皮膚である場合、該物質 1 2 8 の摂動及び圧縮を減少させるのに効果的であることが分かった。

【 0 0 3 0 】

チャンバ 1 2 2 は、物質 1 2 8 が動かされたときでも光検出器 1 2 6 及びチャンバ 1 2 2 の底部 1 1 4 が物質 1 2 8 の容易に圧縮可能な部分と接触しないよう十分な深さを有する。従って、チャンバ 1 2 2 の中央軸 1 2 4 に沿って、物質 1 2 8 の容易に圧縮可能な部分に物理的に接触して圧縮をもたらすものはなにもない。この領域において物質 1 2 8 の圧縮が僅かしか、又は全く無ければ、物質 1 2 8 の厚み、即ち該物質 1 2 8 を伝搬する光エネルギーの光路長は、光検出器の視野において実質的に安定する。圧縮による静脈血の動きもまた光検出器の視野において最小限に止められる。

30

【 0 0 3 1 】

L E D 1 3 0 は既知の波長で光を発光する。この光は物質 1 2 8 を通って伝搬し、減衰信号がチャンバ 1 2 2 内に透過されて光検出器 1 2 6 に受信される。L E D 1 3 0 からの光が物質 1 2 8 内を伝搬する時、該光は物質 1 2 8 によって拡散され、これによって非常に複雑な形で広範囲の角度に渡ってチャンバ 1 2 2 内に透過される。従って、該光のうちの一部は、チャンバ 1 2 2 の不透明壁 1 2 3 に入射され、吸収される。信号は、光検出器 1 2 6 が物質 1 2 8 の直ぐ隣りにあるときに比べ、チャンバ 1 2 2 の底部 1 1 4 の光検出器 1 2 6 に到達するまでにより大きな光学距離を通して伝わり、これによって光検出器 1 2 6 と物質 1 2 8 とが直接結合することを妨げるが、結果的に低下した信号強度は、測定信号における光路長の安定化及び結果的なノイズの低減によって補われる。光検出器 1 2 6 は光検出器 1 2 6 に入射された光エネルギーの強度を示す電気信号を生成する。該電気信号はプロセッサ内に入力され、該プロセッサはこの信号を分析して該光エネルギーが通過した媒体 1 2 8 の特性を決定する。

40

【 0 0 3 2 】

50

基板 1 1 0 の不透明性は、光検出器 1 2 6 で測定された信号を妨害し得る周囲光を吸収する。これは信号の質を更に改善する。更に、チャンバ 1 2 2 の不透明な底部 1 1 4 は光検出器 1 2 6 で測定される所望の信号を不鮮明にし得る周囲光から光検出器 1 2 6 を保護する。従って、減衰した信号の強度の正確な測定が光検出器 1 2 6 で行われることができる。

【 0 0 3 3 】

チャンバ 1 2 2 の他の実施の形態が、図 5 に正面の断面図で表されている。基板 1 1 0 材料のシェル 1 3 1 は、チャンバ 1 2 2 の底部 1 1 4 をカバーする。光検出器 1 2 6 はチャンバ 1 2 2 内でシェル 1 3 1 に、一般に L E D 1 3 0 に沿って取り付けられる。光検出器 1 2 6 はシェル 1 3 1 の小さな穴（図示されていない）を通してプロセッサに電氣的に接続されている。シェル 1 3 1 は光検出器 1 2 6 で測定される信号の信号対ノイズ比を大きく劣化させ得る周囲光から光検出器 1 2 6 を保護する。チャンバ 1 2 2 の底部 1 1 4 は本発明のプロープのどの実施の形態においてもシェル付き又はシェルなしで形成されてよい。

【 0 0 3 4 】

図 6 は、集光レンズ 1 3 2 がチャンバ 1 2 2 内の、チャンバ 1 2 2 の上に置かれる又は該チャンバ 1 2 2 内に貫入される物質 1 2 8 と光検出器 1 2 6 との間に配置された、本発明のプロープ 1 0 0 の他の実施の形態の正面の断面図を表す。レンズ 1 3 2 は、基板 1 1 0 の頂部 1 1 2 にある開口部 1 2 0 に平行に揃えられた一般に平らな一つの表面 1 3 2 a を有し、該表面 1 3 2 a は、チャンバ 1 2 2 内に貫入される物質 1 2 8 がレンズ 1 3 2 の該平らな表面 1 3 2 a に接触しないよう十分な深さのところに位置する。レンズ 1 3 2 の他の表面 1 3 2 b は一般にチャンバ 1 2 2 の底部 1 1 4 にある光検出器 1 2 6 の方向に向かう頂点を有する凸形である。レンズ 1 3 2 は光学接着材、レンズ保持リング、又は圧入を含むがこれらに限定されない幾つかの方法で、チャンバ 1 2 2 内に保持される。チャンバ 1 2 2 は光路長を安定させ、及び動作アーチファクトを減少させるために上記と同じ方法で機能する。集光レンズ 1 3 2 は、物質 1 2 8 内を伝搬したときに拡散された光の多くを収集し、この光を光検出器 1 2 6 に入射させる。これによってより強い測定信号を生成する。

【 0 0 3 5 】

図 7 は、光検出器 1 2 6 及び L E D 1 3 0 の位置が入れ替わった、本発明のプロープ 1 0 0 の他の実施の形態を表す。L E D 1 3 0 はチャンバ 1 2 2 内の、一般にはチャンバ 1 2 2 の底部 1 1 4 に、チャンバ 1 2 2 の中央軸 1 2 4 に揃えて一般に配置される。L E D 1 3 0 は、圧入、接着材、又は対象物の波長範囲（例えば L E D が発する波長ぐらい）を超えて光を伝搬する透明なエポキシ樹脂を含むがこれらに限定されない幾つかの異なる方法に従って、チャンバ 1 2 2 内に固定されてもよい。更に、物質 1 2 8 は該物質 1 2 8 の圧縮可能部分をチャンバ 1 2 2 上に直接載せて基板 1 1 0 上に配置される。L E D 1 3 0 、光検出器 1 2 6 及びチャンバ 1 2 2 がチャンバ 1 2 2 の中央軸 1 2 4 に揃えられるようにして光検出器 1 2 6 は L E D 1 3 0 の対向サイドで物質 1 2 8 に取り付けられる。光検出器 1 2 6 には一般に不透明な物質が取り付けられている。例えば、光検出器 1 2 6 は不透明テープで物質 1 2 8 に取り付けられ、これによって周囲光によって起こる信号の劣化を制限する。ここでも光検出器 1 2 6 はプロセッサに電氣的に接続されている。

【 0 0 3 6 】

この実施の形態のプロープ 1 0 0 は、チャンバ 1 2 2 内に取り付けられた光検出器 1 2 6 を有するプロープ 1 0 0 の実施の形態と実質的に同じように機能する。チャンバ 1 2 2 は物質 1 2 8 の容易に圧縮可能な部分をチャンバ 1 2 2 の上に落ち着かせる又は該チャンバ 1 2 2 内に貫入させることによって光路長を安定させ、これによって光路長を安定させて動作アーチファクトを実質的に減少させる。これは、光検出器 1 2 6 又は L E D 1 3 0 がチャンバ 1 2 2 内に取り付けられているか否かにかかわらず、そうである。

【 0 0 3 7 】

図 8 は、L E D 1 3 0 がチャンバ 1 2 2 内に配置されている本発明のプロープ 1 0 0 の

10

20

30

40

50

他の実施の形態の断面図を表す。コリメートレンズアセンブリ 140 はチャンバ 122 内で、該チャンバ 122 の上に載せられた又は該チャンバ 122 内に貫入された物質 128 と LED 130 との間に配置される。コリメートレンズアセンブリ 140 は従来技術で良く知られているので、該レンズアセンブリ 140 は図 8 で略図で示される。該コリメートレンズアセンブリ 140 はチャンバ 122 内の、該チャンバ 122 内に貫入される任意の物質 128 が該レンズアセンブリ 140 に接触しないように十分な深さのところに配置される。該レンズアセンブリ 140 は光学接着材、レンズ保持リング、又は圧入を含むがこれらに限定されない幾つかの方法によって、チャンバ 122 内に保持される。チャンバ 122 は、光路長を安定させ、動作アーチファクトを減少させるために上記と同じように機能する。コリメートレンズアセンブリ 140 は、LED 130 からの光をチャンバ 122 上の物質 128 に収束させることによって拡散の少ない信号を光検出器 126 の平面上に提供し、これによって光検出器 126 をより効果的に利用する。

10

【0038】

図 9 は、LED 130 及び光検出器 126 がチャンバ 122 の中央軸 124 に揃えられていない本発明のプロープの他の実施の形態を表す。光は物質 128 内で拡散され、LED から発光された光の少なくとも一部を光検出器 126 に到達させて測定させる。LED 130 から発光され物質 128 によって拡散された光が測定されるのに充分大きな強度で光検出器 126 まで到達する限り、LED 130 及び光検出器 126 は揃えられる必要はない。LED 130 及び光検出器 126 を同じ軸に揃えると LED 130 から発光された光をより直接的に光検出器 126 まで到達させるが、本発明のプロープの操作には必要ではない。同じアプリケーションにおいて、揃えないことの方がかえって有利である場合もある。本発明のプロープの実施の形態ではこれは真実であることが分かるであろう。更に、チャンバ 122 の幅一杯の光検出器 126 が、チャンバ 122 に向けられた光のより多くを光検出器 126 の表面に入射させてより強度な測定信号を発生させることにおいて有利であることを理解されたい。しかし、適当な強度の測定信号を生成するために充分なエネルギーを得るあらゆるサイズの光検出器 126 が適用可能である。これは本発明のプロープのどの実施の形態にも当てはまることを理解されたい。

20

【0039】

マルチセグメントのチャンバ 222 を含む本発明のプロープ 200 の他の実施の形態の斜視図が図 10 に図示されている。図 11 は、本発明のプロープ 200 を図 10 のライン 11-11 に沿って切り取った断面図が表されている。図 10 の斜視図を明確にするために、測定が行われる物質 228 は該プロープ 200 に隣接して配置されているようには表されていない。しかし、図 11 では物質 228 はプロープ 200 の隣りに図示されている。

30

【0040】

図 10 及び図 11 に図示されているように、頂部 212、底部 214、前端部 216 及び後端部 218 を有する基板 210 は好ましくは硬くて不透明な物質からできている。しかし、プロープ 200 は例えば硬い、弾力のある、不透明な、又は透明な物質から作られることができることも理解されたい。図 3 ~ 図 9 のプロープ 100 に関して先に述べた開口部 120 に類似した任意の形の開口部 220 が、基板 210 に形成される。開口部 220 はマルチセグメントのチャンバ 222 の安定セグメント 222a への穴を形成する。チャンバ 222 の安定セグメント 222a の側断面図（図示されていない）は一般に開口部 220 と同じ形をしている。安定セグメント 222a の壁 223a は、一般に開口部 220 に垂直である。チャンバ 222 の中央軸 224 は、一般に開口部 220 に垂直且つ該開口部 220 及びチャンバ 222 の中央部分を通して延在するラインによって画定されている。

40

【0041】

取り付けセグメント 222b は安定セグメント 222a の下に直に隣接して配置され、境界 225 のそばで安定セグメント 222b に接続されている。取り付けセグメント 222b は安定セグメント 222a の中央軸 224 を共有し、一般に幅が狭い。取り付けセグ

50

メント 2 2 2 b の壁 2 2 3 b は、一般に中央軸 2 2 4 に平行である。取り付けセグメント 2 2 2 b は図 1 1 に図示されたように基板 2 1 0 の底部 2 1 4 を通って延びる、又は取り付けセグメント 2 2 2 b は基板 2 1 0 の底部 2 1 4 の直ぐ上に延び、基板 2 1 0 材料のシェル（図示されていない）をチャンバ 2 2 2 の底部 2 1 4 に残す。

【 0 0 4 2 】

光検出器 2 2 6 はチャンバ 2 2 2 の取り付けセグメント 2 2 2 b 内であって一般に取り付けセグメント 2 2 2 b の底部 2 1 4 に配置され、光検出器 2 2 6 の中央部分を一般にチャンバ 2 2 2 の中央軸 2 2 4 に揃えさせる。チャンバ 2 2 2 の取り付けセグメント 2 2 2 b は、光検出器 2 2 6 がチャンバ 2 2 2 の安定セグメント 2 2 2 a 内に貫入しないように十分な深さである。光検出器 2 2 6 は接着剤、圧入、又は対象物の波長の範囲を超えて光を透過する透明なエポキシ樹脂を含むがこれらに制限されない幾つかの異なる方法に従ってチャンバ 2 2 2 内に固定される。この実施の形態において、チャンバ 2 2 2 の底部 2 1 4 は例えばペイント若しくはテープによって、又はチャンバ 2 2 2 が形成される時にチャンバ 2 2 2 の底部に基体 2 1 0 材料のシェル（図示されていない）を残すことによって不透明にされる。光検出器 2 2 6 は本発明のプロープ 1 0 0 の先の実施の形態における光検出器 1 2 6 と同様に、プロセッサに電氣的に接続されている。

【 0 0 4 3 】

エネルギー吸収物質 2 2 8（検査される物質）が図 1 1 の断面図に表されたように基板 2 1 0 の上に配置される。物質 2 2 8 の一部がチャンバ 2 2 2 の上に載せられる。更に、チャンバ 2 2 2 の安定セグメント 2 2 2 a は、該物質 2 2 8 の任意の容易に圧縮可能な部分がチャンバ 2 2 2 の安定セグメント 2 2 2 a 内に貫入されるように十分な広さを有する。チャンバ 2 2 2 の安定セグメント 2 2 2 a は、安定セグメント 2 2 2 a の中に入る物質 2 2 8 の該部分が、物質 2 2 8 が動かされても安定セグメント 2 2 2 a 内にある圧縮を引き起こす物体に接触しないように十分な深さを有する。

【 0 0 4 4 】

発光ダイオード（LED）2 3 0 は開口部 2 2 0 の対向サイドで物質 2 2 8 に隣接して固定される。LED 2 3 0 は物質 2 2 8 を通って光検出器 2 2 6 に直接入射される光の量を最大にするために中央軸 2 2 4 に沿って有利に揃えられる。しかし、光検出器 2 2 6 及び LED 2 3 0 の位置は、図 7 に関連して先に述べたように入れ替えることができることを理解されたい。更に、コリメートレンズアセンブリ（図示されていない）が図 8 に関連して述べられたようにチャンバ 2 2 2 に付け加えられることもできる。コリメートレンズアセンブリは、後に述べる集光レンズ 2 3 2 と同じ様にチャンバ 2 2 2 内に保持されてもよい。更に、LED 2 3 0 及び光検出器 2 2 6 は図 9 に関連して述べたように揃えられなくてもよいことを理解されたい。

【 0 0 4 5 】

LED 2 3 0 からの光が物質 2 2 8 内を伝搬するとき、この光は該物質 2 2 8 によって拡散され、広範囲の角度にわたってチャンバ 2 2 2 内に透過される。従って、該光の一部はチャンバ 2 2 2 の不透明壁 2 2 3 a 及び 2 2 3 b に入射されて吸収される。しかし、光検出器 2 2 6 及び LED 2 3 0 を中央軸 2 2 4 に沿って有利に揃えることによって、該光の大部分は光検出器 2 2 6 の表面に入射される。物質 2 2 8 は安定セグメント 2 2 2 a 上及びその中で実質的に圧縮されないままなので、該光が通る厚み、即ち光路長は実質的に安定化される。こうして、測定信号の信号対ノイズ比はチャンバ 2 2 2 による動作アーチファクトの抑制によって改善される。

【 0 0 4 6 】

プロープ 2 0 0 の他の実施の形態において、図 1 2 の断面図に表されたように集光レンズ 2 3 2 がチャンバ 2 2 2 内に挿入される。レンズ 2 3 2 は、安定セグメント 2 2 2 a と取り付けセグメント 2 2 2 b との間の境界 2 2 5 で有利に支持される。該レンズは光学接着材、レンズ保持リング、又は圧入を含むがこれらに限定されない幾つかの方法で、所定の場所に保持される。レンズ 2 3 2 は、一般に安定セグメント 2 2 2 a と取り付けセグメント 2 2 2 b との間の境界 2 2 5 に沿って揃えられた平らな表面 2 3 2 a、及びチャンバ

２２２の取り付けセグメント２２２ｂ内に延びる一般に凸形の表面２２３ｂを有する。チャンバ２２２の安定セグメント２２２ａは、該レンズ２３２がチャンバ２２２内に貫入された圧縮可能物質２２８のどこにも接触しないように、十分な深さを有する。

【００４７】

レンズ２３２は平らな表面２３２ａに入射された光を収集する。該レンズが無かった場合にチャンバ２２２の壁２２３ａ及び２２３ｂによって吸収されるような角度で平らな表面２３２ａに入射される光の多くは、これで光検出器２２６に向けられる。従って、該物質２２８を透過した光の大部分は光検出器２２６に入射され、より強度な測定信号を生成することができる。

【００４８】

３つのセグメント３２２ａ、３２２ｂ、３２２ｃを有するチャンバ３２２を取り入れた本発明のプロープ３００の他の実施の形態の斜視図が図１３に表されている。プロープ３００は、頂部３１２、底部３１４、前端部３１６、及び後端部３１８を有する基板３１０を有する。基板３１０は一般に硬い不透明な物質で作られる。しかし、基板３１０は例えば硬い、弾力のある、透明な、又は不透明な他の物質から作られてもよいことを理解されたい。この実施の形態のチャンバ３２２の断面図が図１４に図示されている。図１３の斜視図を明確にするために、測定が行われる物質３２８はプロープ３００に隣接して位置しているようには表されていない。しかし、該物質３２８は図１３に断面図で示されている。上記の開口部１２０及び２２０と同様に任意の形の開口部３２０が基板３１０に形成される。開口部３２０は３セグメントチャンバ３２２の安定セグメント３２２ａへの穴を形成する。チャンバ３２２の安定セグメント３２２ａの側断面（図示されていない）は一般に開口部３２０と同じ形である。安定セグメント３２２ａの壁３２３ａは一般に開口部３２０に垂直である。チャンバ３２２の中央軸３２４は、開口部３２０に垂直且つ開口部３２０及びチャンバ３２２の中央部分を通して延びるラインによって画定されている。

【００４９】

第二に、チャンバ３２２の移行セグメント３２２ｂはチャンバ３２２の安定セグメント３２２ａに隣接している。頂部の境界３２５ａは、チャンバ３２２の移行セグメント３２２ｂと安定セグメント３２２ａとの間に形成されている。移行セグメント３２２ｂは安定セグメント３２２ａと同じ中央軸３２４を共有する。移行セグメント３２２ｂの壁３２３ｂは、移行セグメント３２２ｂの底部境界３２５ｂが移行セグメント３２２ｂの頂部境界３２５ａよりも小さい寸法を有するように、内側に角度を取る。

【００５０】

移行セグメント３２２ｂの底部境界３２５ｂは、チャンバ３２２の取り付けセグメント３２２ｂにつながっている。取り付けセグメント３２２ｃは安定セグメント３２２ａ及び移行セグメント３２２ｂの中央軸３２４と同じ中央軸を共有し、一般に安定セグメント３２２ａ及び移行セグメント３２２ｂよりも幅が小さい。取り付けセグメント３２２ｃの壁３２３ｃは、一般に中央軸３２４に平行である。従って、チャンバ３２２の中央軸３２４に垂直に切られた取り付けセグメント３２２ｃの任意の断面は、一般にチャンバ３２２の移行セグメント３２２ｂの底部境界３２５ｂと殆ど同じ形である。取り付けセグメントは図示されたように基板３１０の底部３１４を通して延びてもよい。又は、取り付けセグメント３２２ｃは基板３１０の底部３１４の直ぐ上に延び、基板３１０材料のシェル（図示されていない）を３セグメントチャンバ３２２の底部３１４に残してもよい。

【００５１】

光検出器３２６はチャンバ３２２の取り付けセグメント３２２ｃ内であって、この実施の形態においてチャンバ３２２の底部３１４に配置される。光検出器３２６の中央部分はチャンバ３２２の中央軸３２４に揃えられる。チャンバ３２２の取り付けセグメント３２２ｃは光検出器３２６がチャンバ３２２の安定セグメント３２２ａ内に貫入しないように十分な深さを有する。光検出器３２６は、接着材、圧入、又は対象物の波長の範囲を超えて光を透過する透明なエポキシ樹脂を含むがこれらに限定されない幾つかの異なる方法に従って、チャンバ３２２内に固定されてもよい。この実施の形態において、チャンバ３２

10

20

30

40

50

2の底部314は、例えば圧入、ペイント、又はテープ等によって不透明にされる。光検出器326は、本発明のプロープの先の実施の形態の光検出器126及び226と同じように、プロセッサに電氣的に接続される。

【0052】

エネルギー吸収物質328の一部が図14の断面図に表されたようにプロープ300の上に配置される場合、この物質はチャンバ322の上に載せられる。更に、チャンバ322の安定セグメント322aは物質328の簡単に圧縮可能な部分がチャンバ322の安定セグメント322a内に入るように十分な幅である。チャンバ322の安定セグメント322aは安定セグメント322a内に貫入される物質328の容易に圧縮可能な部分が、物質328が動かされたときでも安定セグメント322a内にある物質328を圧縮するおそれのある物体に接触しないように十分な深さがある。チャンバ322は該圧縮可能物質328を、該物質328を圧縮して該物質328を介する光路長を変化させるような接触から保護する。

10

【0053】

LED330は開口部320の対向サイドで該物質328に固定される。LED330は中央軸324に沿って有利に揃えられ、物質328を通して光検出器326に直接入射される光の量を最大にする。光検出器326およびLED330の位置は、図7に関して述べられたように入替え可能であることを理解されたい。更に、コリメートレンズアセンブリ（図示されていない）は図8に関して述べられたようにチャンバ322に加えられることができる。該コリメートレンズアセンブリは後に記す集光レンズ332と同様にチャンバ322内に保持されてもよい。更に、LED330及び光検出器326は、図9に関して述べられたように、揃えられなくてもよい。

20

【0054】

LED330からの光は物質328を通して伝搬し、物質328によって拡散され、広範囲の角度にわたってチャンバ322に透過される。従って、この光の一部はチャンバ322の不透明壁323a、323b、323cに入射され、吸収される。しかし、光検出器326及びLED330をチャンバ322の中央軸324に沿って有利に並べることによって、該光の大部分を光検出器326の表面に入射させることができる。物質328は安定セグメント322aの上及び内部で実質的に圧縮されないままなので、光が通る厚み、即ち光路長は、実質的に安定する。従って、測定信号の信号対ノイズ比は、動作アーチファクトの抑制によって改善される。更に測定信号の信号対ノイズ比の改善を補助するのは、光検出器326を周囲光から保護する取り付けセグメント322cの不透明底部314である。

30

【0055】

本発明のプロープ300の他の実施の形態において、集光レンズ332が、図15に断面図で表されたチャンバ322の移行セグメント322bに加えられる。レンズ332は移行セグメント322b内で支持され、光学接着材、レンズ保持リング、又は圧入を含むがこれらに限定されない幾つかの方法によって移行セグメント322b内に保持されてもよい。該レンズはチャンバ322の移行セグメント322bの頂部境界325aに揃えられた一般に平らな表面332a、及びチャンバ322の移行セグメント322b内に延びる一般に凸状の表面325bを有する。チャンバ322の安定セグメント322aは、チャンバ322の上に置かれた又は該チャンバ322内に貫入された簡単に圧縮可能な物質328に該レンズ322が接触しないように十分な深さを有する。

40

【0056】

レンズ332は、該平らな表面332aに入射された光を収集する。もしレンズ332が無かったらチャンバ322の壁323a、323b、323cによって吸収されたであろうような角度でこの表面332aに入射された光の大部分は、これで光検出器326の方へ向けられる。従って、該物質328を通して透過した光の大部分は光検出器326上に入射され、より強力な測定信号を生成する。

【0057】

50

上記実施の形態のそれぞれにおける移行セグメント 3 2 2 b の壁 3 2 3 b は、安定セグメント 3 2 2 a における大きな幅から取り付けセグメント 3 2 2 c における小さい幅に移行するために傾けられる必要はないことを理解されたい。取り付けセグメント 3 2 2 c の壁 3 2 3 b は、中央軸 3 2 4 に一般に平行に揃えることができるが、移行セグメント 3 2 2 b の幅を安定セグメント 3 2 2 a の幅より小さく、且つ取り付けセグメント 3 2 2 c の幅より大きくする距離に配置される。

【 0 0 5 8 】

図 1 6 は、特に指で使用するために設計された本発明の他のプローブ 4 0 0 の斜視図を表す。図を簡単にするためにこの実施例は手の指に関するが、この実施例は任意の指にも同様にすることができることを理解されたい。図 1 7 は、爪、皮膚、骨、組織、筋肉、血液等を含む手の指 4 2 8 の図を表す。脂肪や組織等の指のパッド 4 0 4 における成分は、患者の動きに応じて簡単に圧縮可能である。指 4 2 8 が僅かに動いただけでも指 4 2 8 の成分の厚みは大きく変化し、これによって測定信号において大きな動作誘導エクスカージョンが起こり、患者についての情報が決定される測定信号の所望の部分をしばしば不鮮明にする。

【 0 0 5 9 】

図 1 6 に図示されているように、フィンガープローブ 4 0 0 の基板 4 1 0 (この実施の形態においてサドル 4 1 0 と呼ばれる) は一般に半円筒形であり、好ましくは黒いプラスチックのような硬い、又はやや硬い、不透明な物質から作られる。しかし、サドル 4 1 0 は例えば硬い、弾力のある、不透明な及び、透明な物質を含む他の物質から作られても良いことを理解されたい。サドル 4 1 0 は頂部 4 1 2、底部 4 1 4、前端部 4 1 6、後端部 4 1 8、リッジ 4 4 0、及び該リッジ 4 4 0 から上に向かってカーブして図 1 8 で表されたように U 型の断面を形成する側壁 4 5 0 を有する。

【 0 0 6 0 】

図 1 6 及び図 1 8 に図示されたように、開口部 4 2 0 はチャンバ 4 2 2 への入口を形成し、図 1 9 に側断面図で示されたようにサドル 4 1 0 の前端部 4 1 6 からサドル 4 1 0 の長さの 4 分の 1 の位置から半分の位置の間に位置する。開口部 4 2 0 は、丸、四角、三角を含むがこれらに限定されないいかなる形であってもよい。開口部 4 2 0 は、本発明のプローブの他の実施の形態 1 0 0、2 0 0 及び 3 0 0 に関連して以前述べたように、チャンバ 4 2 2 への入口である。チャンバ 4 2 2 は丸、四角、三角を含むがこれらに限定されないいかなる形であってもよい。

【 0 0 6 1 】

チャンバ 4 2 2 は先に述べたように一つ以上のセグメントを有する。この実施の形態に図示されているチャンバ 4 2 2 は 3 セグメントチャンバ 4 2 2 であり、共通の中央軸 4 2 4 に揃えられた安定セグメント 4 2 2 a、傾斜壁移行セグメント 4 2 2 b、及び取り付けセグメント 4 2 2 c を有するが、吸収測定の際に光エネルギーが通過する指 4 2 8 の圧縮可能部分を圧縮から保護するあらゆるチャンバ 4 2 2 が、可変に代用可能であることを理解されたい。更に、サドル 4 1 0 材料のシェル(図示されていない)が、図 5 に表されたプローブの実施の形態に関連して先に述べたように、チャンバ 4 2 2 の底部 4 1 4 をカバーすることもできることを理解されたい。

【 0 0 6 2 】

光検出器 4 2 6 はチャンバ 4 2 2 内であって、一般にチャンバ 4 2 2 の取り付けセグメント 4 2 2 c の底部 4 1 4 に配置される。光検出器 4 2 6 は、接着材、圧入、又は例えば対象物の波長の範囲を超えて光を透過する透明なエポキシ樹脂によって所定の場所に設置されてもよい。一般に、チャンバ 4 2 2 の底部 4 1 4 は、例えば周囲光が光検出器 4 2 6 に影響を与えないように、テープやペイントによって不透明にされる。

【 0 0 6 3 】

指 4 2 8 は、サドル 4 1 0 の上、開口部 4 2 0 に直に隣接するフィンガーパッド 4 0 4 の上、及びチャンバ 4 2 2 の上に配置される。更に、フィンガーパッド 4 0 4 がチャンバ 4 2 2 の上に載せられてもよい。開口部 4 2 0 及びチャンバ 4 2 2 の安定セグメント 4 2

2 a は、フィンガーパッド 4 0 4 の一部等のような指 4 2 8 の簡単に圧縮可能な部分がチャンバ 4 2 2 内に貫入されるように充分広い。チャンバ 4 2 2 の安定セグメント 4 2 2 a は、安定セグメント 4 2 2 a 内に貫入される指 4 2 8 のどの部分も、指 4 2 8 が動かされた時に安定セグメント 4 2 2 a 内において指 4 2 8 を圧縮し得るどの物体にも接触しないように十分な深さを有する。

【 0 0 6 4 】

L E D 4 3 0 は一般に開口部 4 2 0 の対向サイドで指 4 2 8 に固定される。L E D 4 3 0 は、一般に医療用テープ等の接着材によって指 4 2 8 にくっつけられる。L E D 4 3 0 は中央軸 4 2 4 に沿って有利に揃えられ、指 4 2 8 を通って光検出器 4 2 6 に直接透過される光の量を最大にする。しかし、光検出器 4 2 6 及び L E D 4 3 0 の位置は図 7 に関連して述べられたように入れ替え可能であることを理解されたい。更に、コリメートレンズアセンブリ（図示されていない）は図 8 に関連して述べたようにチャンバ 4 2 2 に加えられることもできる。コリメートレンズアセンブリは、以下に述べる集光レンズ 4 3 2 と同様にチャンバ 4 2 2 内に保持されてもよい。更に、L E D 4 3 0 及び光検出器 4 2 6 は図 9 に関連して述べたように揃えられなくてもよい。

【 0 0 6 5 】

L E D 4 3 0 は光エネルギー信号を発光し、この信号は指 4 2 8 内を伝搬してチャンバ 4 2 2 内に透過される。チャンバ 4 2 2 は光エネルギーが通過する指 4 2 8 の部分を圧縮から保護する。従って、指 4 2 8 を通る光路長は実質的に安定し、測定信号における動作アーチファクトは実質的に減少する。図 3 ~ 図 9 に関連して述べられたような単一セグメントチャンバ、又は図 1 0 ~ 図 1 2 に関連して述べられた 2 セグメントチャンバは、指 4 2 8 の圧縮可能部分を圧縮から保護することによって動作アーチファクトを減少させるために、本発明のフィンガープローブ 4 0 0 にも同様に使用されることができ理解されたい。

【 0 0 6 6 】

図 1 6、図 1 8 及び図 1 9 は、フィンガープローブ 4 0 0 の一つの実施の形態の斜視図、正面断面図、及び側断面図をそれぞれ表す。サドル 4 1 0 のカーブは、側壁 4 5 0 が指 4 2 8 の半円辺材型支持材を形成するように、指 4 2 8 の平均カーブに補正される。サドル 4 1 0 は前端部 4 1 6 と後端部 4 1 8 との間が約 2 5 m m であり、指の先端部 4 0 6 とほぼその第一間接 4 0 8（図 1 7 に図示）との間の部分が、プローブの前端部 4 1 6 と後端部 4 1 8 との間もフィットするようになっている。サドル 4 1 0 のカーブは、一般に水平面から 3 0 ° から 5 0 ° の角度で側壁 4 5 0 に正接するライン 4 6 0（図 1 8 に図示）によって画定される。

【 0 0 6 7 】

開口部 4 2 0 をサドル 4 1 0 の長さの 3 分の 1 から半分の位置の間の地点に配置すると、指 4 2 8 又はフィンガーパッド 4 0 4 の圧縮可能部分の一番厚いセクションをチャンバ 4 2 2 の上及び該チャンバ 4 2 2 内に載せられる。従って、圧縮可能物質の多い指 4 2 8 の部分はチャンバ 4 2 2 によって圧縮から保護される。

【 0 0 6 8 】

図 1 6、図 1 8、図 1 9 及び図 2 0 に図示されたフィンガープローブ 4 0 0 の実施の形態において、開口部 4 2 0 は一般に環状であり、図 1 8 に断面図で表されたようにチャンバ 4 2 2 は 3 つのセグメント 4 2 2 a、4 2 2 b、及び 4 2 2 c を有する。図 1 6、図 1 8、図 1 9 及び図 2 0 に図示されたフィンガープローブ 4 0 0 に有利に採用された寸法は、一般に円筒形で約 7 m m の直径を有するチャンバ 4 2 2 の安定セグメント 4 2 2 a を含む。更に、チャンバ 4 2 2 の安定セグメント 4 2 2 a は該チャンバ内に貫入される指 4 2 8 のどの部分も、該指 4 2 8 が動いたときでも実質的に摂動の無いように十分な深さを有する。従って安定セグメント 4 2 2 a の有利な深さは、2 m m である。チャンバ 4 2 2 の取り付けセグメント 4 2 2 c もまた円筒形であり、約 5 m m の直径を有する。チャンバ 4 2 2 の移行セグメント 4 2 2 b は様々な直径を有し、頂部境界 4 2 5 a の直径が約 7 m m で底部境界 4 2 5 b の直径が約 5 m m であるように傾斜した壁 4 2 3 b を有する。最大 5

10

20

30

40

50

mmの直径を有する検出器426は、チャンバ422の取り付けセグメント422cの底部416内に配置される。

【0069】

フィンガープローブ400の他の実施の形態において、集光レンズ432が図20に図示されたように本発明のフィンガープローブ400に追加されてもよい。サドル410及びチャンバ422は上記のように機能する。レンズ432は図6、図12及び図15に関連して先に述べられたように、レンズ432が無かった場合にチャンバ422の壁423a、423b、及び423cに吸収されたであろう光を集めてレンズ432上に入射させるために機能する。従って、指428を通して透過された光の大部分は光検出器426上に方向付けられ、より強度な測定信号を生成することができるようになる。

10

【0070】

本発明のプローブの他の実施の形態が、本明細書中に述べられる原理を使用して耳たぶ、又は鼻孔若しくは唇等の身体の薄い部分に使用するために特に設計及び製造されてもよい。また、エネルギーが媒体を透過したのではなく媒体から反射したときの減衰の特性を利用した本発明のプローブの実施の形態は、同様の原則を用いて作成されることができる。

【0071】

反射エネルギーを測定するために特に設計されたプローブ700は、図21に断面図で示されている。基板710は反射測定がなされる物質728に隣接して配置される。光検出器726及びLED730は、基板710内に配置される。図21に表された実施の形態において、光検出器726はチャンバ722x内に配置され、LED730はチャンバ722y内に配置される。単一セグメントのチャンバ722x及び722yが図示されているが、チャンバ722x及び722yはいかなる適切な形及びサイズであってもよい。チャンバ722x及び722yは、先述のようにチャンバ722x及び722y上に載せられる若しくは該チャンバ内に貫入される物質のどの圧縮可能部分をも圧縮から保護することによって、光路長を安定させるために機能する。

20

【0072】

集光レンズ(図示されていない)は、図6、図12及び図15に関連して先に述べたように、光検出器726を内部に有するチャンバ722xに加えられてもよい。更に、図8に関連して先に述べたように、コリメートレンズアセンブリ(図示されていない)がLED730を内部に有するチャンバ722yに加えられてもよい。チャンバ722x及び722yは、図5に関連して先に述べたように、基板710材料のシェル(図示されていない)を有して若しくは有しないで形成されてもよい。

30

【0073】

反射プローブ700の他の実施の形態(図示されていない)において、光検出器726を基板710から突出させ、チャンバ722y内にLED730を配置させることもできるし、又はLED730を基板710から突出させて光検出器726をチャンバ722x内に配置させることも可能である。更に、光検出器726及びLED730は単一チャンバ722内に配置されることもできる。どの実施の形態においても、チャンバ722はあらゆる適切な形のセグメントを幾つでも持つことができる。

40

【0074】

反射に依存するプローブ700のタイプは、額等の場合のように、光検出器726及びLED730が物質728の対向サイドに配置されることができない物質について有利に利用することができる。ただし、反射プローブ700は非侵入測定が行われる必要のあるあらゆる場所、例えば唇、耳たぶ、又は手の指等に使用されることができる。

【0075】

図22は、測定される物質828に隣接して2つの基板810x及び810yが配置される、本発明の他のプローブ800の断面図を表す。基板810x及び810yは物質828の対向サイドに配置される。光検出器826は基板810x内のチャンバ822x内に配置される。LED830は基板810y内のチャンバ822y内に配置される。光検

50

出器 8 2 6 及び L E D 8 3 0 は、中央軸 8 2 4 に実質的に沿って揃えられる。2 セグメントチャンバ 8 2 2 x 及び 8 2 2 y が図示されているが、チャンバ 8 2 2 x 及びチャンバ 8 2 2 y はいかなる適切な形及びサイズでも良い。使用されるチャンバの形に関係なく、チャンバ 8 2 2 x 及び 8 2 2 y は光路長を安定させることによって測定信号に対する動作アーチファクトの影響を減少させるために機能する。

【 0 0 7 6 】

先に述べたように、プローブ 8 0 0 は光検出器 8 2 6 を内部に有するチャンバ 8 2 2 x に集光レンズ（図示されていない）を加えて僅かに修正されてもよい。コリメートレンズアセンブリ（図示されていない）が L E D 8 3 0 を内部に有するチャンバ 8 2 2 y に追加されてもよい。更に、チャンバ 8 2 2 x 及び 8 2 2 y は基板 8 1 0 x 及び 8 1 0 y 材料のシェル（図示されていない）を有して若しくは有さないで形成されてもよい。プローブ 8 0 0 は、各チャンバ 8 2 2 x 及び 8 2 2 y が、該チャンバ 8 2 2 x 及び 8 2 2 y の上にそれぞれ載せられる若しくは該チャンバ内に入れられる物質 8 2 8 の圧縮可能なあらゆる部分を支持し且つ圧縮から保護するので、物質 8 2 8 が一つ以上の側面で圧縮可能であるときに特に有利である。

【 0 0 7 7 】

図 2 3 は、壁 9 2 3 を有するチャンバ 9 2 2 が光検出器 9 2 6 の表面上にエネルギーを収束させる、又は " 集中する " ために形成された、本発明の他のプローブ 9 0 0 の断面図を表す。開口部 9 2 0 が基板 9 1 0 に形成され、該開口部 9 2 0 は一般に円錐形のチャンバ 9 2 2 につながっている。該基板 9 1 0 は測定される物質 9 2 8 に隣接して配置され、該チャンバ 9 2 2 は該物質 9 2 8 の容易に圧縮可能な任意の部分に直接隣接して配置される。光検出器 9 2 6 はチャンバ 9 2 2 内であって、一般にチャンバ 9 2 8 の底部に配置される。発光ダイオード 9 3 0 は物質 9 2 8 の上に、一般に光検出器 9 2 6 の対向サイドに揃えられて配置される。

【 0 0 7 8 】

先に述べたように、物質 9 2 8 の一部は開口部 9 2 0 を囲む領域によって支持されている。更に、開口部 9 2 0 及びチャンバ 9 2 2 は、物質 9 2 8 の容易に圧縮可能なあらゆる部分が圧縮されずにチャンバ 9 2 2 内に入れられるように十分な幅を有し、これによって物質 9 2 8 が動いているときでも該物質 9 2 8 のこの部分を圧縮から保護する。これによって光路長を実質的に安定させ、光検出器 9 2 6 で測定される信号の信号対ノイズ比を改善させる。

【 0 0 7 9 】

プローブ 9 0 0 で測定される信号対ノイズ比を更に改善するために、高反射金属等の反射物質がチャンバ 9 2 2 の壁 9 2 3 をカバーする。これによって、物質 9 2 8 によって拡散されてチャンバ 9 2 2 の壁に入射された光を反射させる。この円錐形によって、該光を全体的に光検出器 9 2 6 上に集中させる。

【 0 0 8 0 】

光検出器 9 2 6 の形によって、チャンバ 9 2 2 は光検出器 9 2 6 への光の集中を最大にするように有利な輪郭をとってもよい。光検出器 9 2 6 が平らであれば、チャンバは一般に双曲線状の断面を有して最も有利に形どられる。しかし、製造プロセスによって有りがちであるように光検出器 9 2 6 が球形又は僅かにカーブしていれば、チャンバは曲がっていない壁 9 2 3 を有する円錐形の断面を有して最も有利に形成される。

【 0 0 8 1 】

本発明プローブの他の実施の形態に関連して先に述べたように、プローブ 9 0 0 は集光レンズ（図示されていない）を含むように修正されることもできる。また、光検出器 9 2 6 の代わりに L E D 9 3 0 がチャンバ 9 2 2 内に配置されることができ。チャンバ 9 2 2 内に L E D を入れ、コリメートレンズアセンブリ（図示されていない）をチャンバ 9 2 2 内に配置させることができる。2 つの一般に円錐形のチャンバを有する基板 9 1 0 が物質 9 2 8 の片側に使用されることができ。隣り合わせた 2 つの一般に円錐形のチャンバ 9 2 2 を有する基板 9 1 0 もまた、反射測定に使用されることができ。更に、光検出器

926及びLED930は中央軸924に沿って揃えられる必要はない。

【0082】

図24は酸素計と組み合わせて本発明に従って構成されたプローブの一つの実施の形態を図示している。酸素計は、光減衰測定を使用する従来技術において公知のいかなる酸素計であってもよい。一つの可能な酸素計のブロック図が図24に描かれている。図24に表された酸素計は、フィンガープローブ400が使用されるパルス酸素計であり、異なる波長で測定された2つの信号（そのうち1つは一般に赤色信号で、もう1つは一般に赤外線信号である）が指428を交互に通過する。光検出器426で測定された信号は、次に体内に提供可能な酸素の量を決定するために処理される。これは酸化された及び脱酸化されたヘモグロビンを両方含む血液中の酸化ヘモグロビンの飽和量を発見することによって

10

【0083】

2つのLED430a及び430b（LED430aは赤色波長を発光し、LED430bは赤外線波長を発光する）が指428の隣に配置される。フィンガープローブ400は指428の下に配置され、開口部420及びチャンバ422がフィンガーパッド404の直接隣りに配置される。チャンバ422の底部414内にある光検出器426は、増幅器530を含む共通の処理回路の単一チャンネルに接続され、この増幅器530は帯域通過フィルタ540に接続されている。該帯域通過フィルタ540は複数の出力チャンネルを有する同期復調器内に信号を通過させる。1つの出力チャンネルは可視波長に相当する信号のためのもので、もう一方の出力チャンネルは赤外線波長に相当する信号のためのものである。

20

【0084】

可視波長及び赤外線波長に相当する信号のための同期復調器550の出力チャンネルはそれぞれ別々のパスに接続されており、各パスは更なる処理回路を含む。各パスは差動増幅器等のDCオフセット除去要素560及び562、プログラム可能ゲイン増幅器570及び572、及び低域通過フィルタ580及び582を含む。各低域通過フィルタ580及び582は、第二プログラム可能ゲイン増幅器590及び592内で増幅され、次にマルチプレクサ600に入力される。

【0085】

マルチプレクサ600はアナログ/デジタル変換器610に接続され、該変換器610は今度はマイクロプロセッサ620に接続されている。マイクロプロセッサ620とマルチプレクサ600との間、マイクロプロセッサ620とアナログ/デジタル変換器610との間、及びマイクロプロセッサ620と各プログラム可能ゲイン増幅器570、572、590及び592との間には制御ラインが形成されている。マイクロプロセッサ620はさらに制御ラインを有し、この制御ラインのうち1つは画面630につながり、他のラインは2つのLED430a及び430bを有するフィードバックループ内に位置するLEDドライバ640につながっている。

30

【0086】

LED430a及びLED430bはそれぞれ交互にエネルギーを発し、該エネルギーは指428によって吸収されて光検出器426により受け取られる。光検出器426は該光検出器426の表面にぶつかる光エネルギーの強度に対応する電気信号を生成する。増幅器530はこの電気信号を各処理のために増幅する。帯域通過フィルタ540は次に要らない高周波及び低周波を除去する。同期復調器550は該電気信号を赤色光エネルギー成分及び赤外線光エネルギーに対応する電気信号に分離する。既定の基準電圧 V_{ref} はDCオフセット除去要素560及び562によって該別々の信号のそれぞれから減算され、動作アーチファクトが無いときの吸収に相当する実質的に一定な吸収を除去する。次に、第一プログラム可能ゲイン増幅器570及び572は、操作を簡単にするために各信号を増幅する。低域通過フィルタ580及び582は各信号を統合していらぬ高周波成分を除去し、第二プログラム可能ゲイン増幅器590及び592は更に処理を簡易化するために各信号を増幅する。

40

50

【 0 0 8 7 】

マルチプレクサ 6 0 0 は赤色光エネルギー及び赤外線光エネルギーに対応する電気信号間のアナログスイッチとして働き、まず赤色光に対応する信号をアナログ/デジタル変換器 6 1 0 に入れ、次に赤外線光に対応する信号をアナログ/デジタル変換器 6 1 0 に入れる。これによって複数のアナログ/デジタル変換器 6 1 0 が必要なくなる。アナログ/デジタル変換器 6 1 0 は該データをマイクロプロセッサ 6 2 0 に入力し、1991年3月7日に出願された米国特許出願番号第 0 7 / 6 6 6 , 0 6 0 号(その後放棄されて1994年5月26日に出願された米国特許出願番号第 0 8 / 2 4 9 , 6 9 0 号に継続された " 信号処理装置及び方法 ")(これらは本発明の出願人と同じ出願人であるマシモ社(M A S S I M O C O R P O R A T I O N)に譲渡され、その開示内容は本明細書中に援用されて、本発明の一部とする)に述べられたような既知の方法に従って酸素の飽和量を計算する。マイクロプロセッサ 6 2 0 は中央でマルチプレクサ 6 0 0 、アナログ/デジタル変換器 6 1 0 、及び赤色及び赤外線のチャネル両方のための第一並びに第二のプログラム可能ゲイン増幅器 5 7 0 、 5 9 0 、 5 7 2 、及び 5 9 2 を制御する。更に、マイクロプロセッサ 6 2 0 は L E D 4 3 0 a 及び 4 3 0 b の強度をサーボループ内の L E D ドライバ 6 4 0 を介して制御し、光検出器 4 2 6 で受け取られる平均強度を適度な範囲に維持する。

10

【 0 0 8 8 】

先に述べたように、本発明のプロープは様々な酸素計システムに使用することができる。本発明の譲受人による酸素計の最近の実施の形態は、" 信号処理装置 " と題して1994年10月7日に出願された米国特許出願番号第 0 8 / 3 2 0 , 1 5 4 号に詳しく述べられており、当該特許の開示内容もまた本明細書中に援用されて、本発明の一部とする。

20

【 0 0 8 9 】

図 2 5 ~ 図 2 8 は、光学拡散効果によって受信された信号において改善された信号対ノイズ比が観察される本発明の他の実施の形態を描いている。図 2 5 に断面図で表されたプロープ 1 0 0 0 は基板 1 0 1 0 を含み、該基板は頂部 1 0 1 2 、底部 1 0 1 4 、及び前部並びに後部(図 2 5 では図示されていない)を有する。基板 1 0 1 0 は好ましくは固く、且つプロープ 1 0 0 0 で使用される波長に対して不透明である。開口部 1 0 2 0 は基板 1 0 1 0 の頂部 1 0 1 2 に形成される。開口部 1 0 2 0 は特定のアプリケーションに応じて円筒形(図 2 5 に図示)、円錐形、立方体、又は他の形であってもよい。開口部 1 0 2 0 の深さは例えば 0 . 5 mm ~ 1 0 mm であり、好ましくはある実施の形態において 2 ~ 4 mm の深さであり、更に好ましくは 3 ~ 4 mm である。更に、開口部 1 0 2 0 の直径は、特定のアプリケーションに応じて 3 mm ~ 2 0 mm である。本発明の発明者は、直径 0 . 5 mm 未満の開口は本発明の利益を得られないことを発見した。

30

【 0 0 9 0 】

光源 1 0 3 0 (例えば一つ以上の発光ダイオード)が物質 1 0 2 8 (例えば耳たぶ、手の指、又は他の肉体の物質)の隣に固定され、光検出器 1 0 2 6 の中央を実質的に通過する中央軸 1 0 2 4 に沿って揃えられる。開口部 1 0 2 0 は拡散媒体 1 0 4 0 、例えば 2 . 2 ポンドのポリウレタン網状フォーム(順応性のあるプラスチック又は拡散ジェルが使用されてもよい)によって全体的に又は部分的に埋められる。一般に、拡散媒体は複数の fixotropic 物質(例えば拡散に対して導電性の 2 つ以上の混合物質を有する物質)のうち 1 つを含む。理想的には、拡散媒体 1 0 4 0 は酸素計のための操作可能な赤色(例えば 6 6 0 nm)及び赤外線(例えば 9 4 0 nm)波長では、光学放射線を拡散するが、多くは吸収しない。換言すると、該物質は明らかに光学を吸収するが、同時に光を拡散する。

40

【 0 0 9 1 】

操作では、光源 1 0 3 0 (例えば本実施例における 2 つの L E D)は(例えば赤又は赤外線スペクトルレンジの)光学放射線を発光し、該放射線は検査対象の物質 1 0 2 8 を通過する。該光学放射線は、拡散媒体 1 0 4 0 を透過した後光検出器 1 0 2 6 によって受け取られる。この受け取られた光学放射線は拡散媒体 1 0 4 0 によって拡散される。

【 0 0 9 2 】

拡散媒体 1 0 4 0 内における光学放射線の拡散は、受信された信号の信号対ノイズ比を

50

増大させることが分かった。物質 1028（例えば肉体）の任意の特定の局所領域からの信号に与える影響が減少されると思われるので、信号対ノイズ比は改善されると考えられる。つまり、該物質の介入の前又は後に信号を拡散することによって、該信号は該物質 1028 のより大きな領域に渡って効果的に広がる。従って、露光領域内の局所的な摂動は、同じ局所を通過するより集中した信号よりも、より広範囲にわたる拡散ビームのほうが効果が少ないであろう。このようにして、平均信号に対する摂動の影響は低減される。

【0093】

拡散媒体 1040 は、該物質 1028 が該拡散媒体 1040 を押圧したときに強く圧縮しないように柔らかい（即ち非常に圧縮可能性のある）べきである。該拡散媒体は光学放射線を多く吸収しないため、拡散媒体 1040 の圧縮は測定信号の振幅を大きく変えない。更に、順応性のあるプラスチックが使用されてもよいが、網状フォームは改善された肉体との光結合を提供するので、網状フォームが好ましい。これは網状フォームが肉体の広範囲ではなく局部的に接触するためである。肉体の広範囲にわたって接触すると、汗又は油脂の小さな液滴は肉体と拡散媒体 1040 との間に層を形成し得る。この層は、光学放射線を吸収するインピーダンス不整合界面を生成する。もちろん、本発明に従ってジェルが使用されてもよい。このようなジェルは金属塩又はシリカを多くは含まない。これらの物質は光を吸収するからである。

【0094】

本発明の技術は改善された光学信号対ノイズ比の従来の方法から掛け離れたものである。一般に、光学放射線を集めるレンズアセンブリが光学信号の信号対ノイズ比を改善するために使用される。しかし、透過や反射による酸素計は、光学検出の非画像形成方法である。従って、画像の形成は検出目的のために重要ではない。このため、拡散は光学信号の質を改善する方法として使用されるが、拡散は光学信号の信号対ノイズ比を劣化させるものと考えられていたので、従来の方法は光学拡散技術を使用してこなかった。

【0095】

図 26 及び図 27 は、肉体の介入の前に、及び肉体の介入の前後両方に、光学拡散が行われる本発明の更なる他の実施の形態をそれぞれ図示している。図 26 では、酸素計プローブ 1045 はバックリング 1055 内の所定の位置に LED 1030 を保持する移行アセンブリ 1050 を更に含む。表面 1063 を有する拡散媒体 1060 は LED 1030 と物質 1028 との間に配置される。図 26 に図示された実施の形態において、拡散媒体 1060 は LED 1030 と接触しないが、拡散媒体 1060 は LED 1030 及び物質 1028 の片方又は両方に接触してもよいことを理解されたい。

【0096】

拡散媒体 1060 は LED 1030 によって発光された光学放射線をより広い領域に渡って拡散する。従って、本来的に点源である LED 1030 は、拡散媒体 1060 の表面 1063 の全領域に渡って均等に配分された光源に変わる。広い領域に渡って光を拡散することによって、信号対ノイズ比を改善する。

【0097】

図 26 ~ 図 28 にみられるように、該光は拡散される。これはライトパス指示器ではなくエネルギー強度の輪郭によって表される。本発明の発明者によって認識されたように、特定のライトパスは重要ではない。重要な点は、光の強度及び光検出器並びに光源の視野である。これは油浸レンズを使用する図 28 の実施の形態に関連して更に説明される。

【0098】

図 27 に表されたプローブ 1065 の操作は、拡散媒体 1040 が開口部 1020 内に提供されるという点を除いてはプローブ 1045 の操作と本質的に同じである。物質 1028 の両側に拡散媒体を提供することによって、物質 1028 の片面のみに拡散媒体を有するプローブよりも改善された信号対ノイズ比が観察されることが分かった。

【0099】

図 28 は本発明に従ったプローブ 1070 の好適な実施の形態を描いたものである。図 28 に描かれているように、プローブ 1070 は透過アセンブリ 1072 を含み、該移行

10

20

30

40

50

アセンブリ 1072 は光源 1074、油浸レンズ 1076、拡散媒体 1078、移行アセンブリの支持表面 1083 に沿って開口部 1082 を画定するチャンバ 1080 を有する。検出器アセンブリ 1084 は同様に、支持表面 1085、該支持表面 1085 に沿って開口部 1088 を画定するチャンバ 1086、光検出器 1090、油浸レンズ 1092、及び拡散媒体 1094 で構成される。図 28 は更に光源アセンブリ 1072 と検出器アセンブリ 1084 との間に配置されたヒトの組織（例えば手の指又は耳たぶ）等の検査物質 2000 を図示している。

【0100】

幾つかの利点が図 28 に表された特定の形態から得られる。まず、光検出器内に光源を組み立てる経済的な方法は、小さな半導体 LED 及び光検出器を使用することである。このような装置は非常に小さく、従って視野が非常に狭い。発明者は、支持表面の開口部にある組織物質 2000 の表面が半導体光検出器の表面及び LED に比べて大きいため、光検出器及び LED の視野を改善させることが有利であることに気がついた。従って、光検出器及び / 又は LED の視野を広げなければ、開口部における組織物質の界面の大部分が利用されない。先に説明したように、光の拡散は受信された信号の品質を改善する。開口部をカバーする組織物質の実質的な部分が光検出器及び / 又は LED の視野の範囲内に入るように、光検出器及び / 又は LED のための油浸レンズは半導体光検出器及び LED の視野を拡大する。

【0101】

拡散の利点のおかげで画像形成光学系は必要ではないため、非常に有利な構成は、光検出器及び / 又は LED の上に直接配置された部分的な球形のエポキシを使用することであり、このエポキシは本実施の形態において油浸レンズとして適切に機能する。一つの実施の形態において、該エポキシの屈折率は 1.56 が有利である。該エポキシは、光検出器及び / 又は LED を保護する働きもある。油浸レンズはエポキシのバンプを光検出器及び LED の上に配置することによって形成されることができる。

【0102】

光検出器及び / 又は LED 上のエポキシバンプによって形成された油浸レンズは、開口部にある（光学要素の表面と比べて大きい）組織表面に渡って透過された光エネルギーを拡散させるために、光検出器及び LED のための視野を広げる。これは検査物質の比較的小さな光学的細部（例えば気孔、指紋、汗腺）の影響を最小にするのを助ける。

【0103】

図 28 の有利な実施の形態において、拡散物質 1080、1086 もまた、先に述べたように該光の拡散を強化するためにチャンバ 1080、1086 内に配置される。

【0104】

図 28 に描かれた円錐形のチャンバ 1080、1086 もまた、チャンバの壁が LED からの光を吸収しない高反射物質で被覆されている場合に有利である。この円錐形は、LED から光検出器へ該光エネルギーを反射する手助けをする。これら全ての要素が組み合わさって、プローブの信号対ノイズ比を最大にし、且つ受信された信号に対する動作アーチファクトの影響を最小にすることができる特に有利なプローブを形成する。

【0105】

図 28 に図示されたプローブ 1070 の他の実施の形態において、要素が除去されても大きな利益を得ることができることを理解されたい。例えば、検出器アセンブリ 1084 は、支持基板やチャンバのない単なる LED になっても光源アセンブリ 1072 と同じように維持されることができる。また、拡散媒体 1078、1086 は、光源アセンブリ 1072 内のチャンバ 1080 又は検出器アセンブリ 1082 内のチャンバ 1086 から除去されることができる。

【0106】

当業者には、光を光検出器に向けるために集光レンズ、又は他の光学要素もまた本発明のいずれの光学プローブにおける該チャンバに追加されることができることが分かるであろう。当業者には更に、光検出器及び LED の位置が上記のプローブのいずれにおいても

10

20

30

40

50

入れ替えることができることが分かるであろう。当業者には、本発明の光学プローブの基板に形成された任意のチャンバの底部が、チャンバによってもたらされる動作アーチファクトの減少に影響を与えずに、露光されたり、透明テープ等の物質によってカバーされたり、又は基板材料のシェルによってカバーされたりすることができることが分かるであろう。更に、当業者には、光検出器及びＬＥＤの両方を該プローブの基板に取り付けることによって本発明のプローブで反射測定を行うことができることが分かるであろう。また、当業者には、１つ以上の信号が一度に測定できるように、複数のＬＥＤ又は光検出器が該チャンバ内に取り付けられる、又は該物質に固定させることができることが分かるであろう。更に、当業者には、検出器又はＬＥＤが内部に取り付けられたチャンバを有する任意の材料によって、本発明に従って非侵入吸収（又は反射）測定における動作アーチファクトの影響を減少させることが分かるであろう。

10

【０１０７】

本発明のプローブは、手の指、耳たぶ、唇、又は額に行われる測定を含むがこれらに限定されない、透過された若しくは反射したエネルギーの測定が行われる状況で使用されることを理解されたい。従って、プローブの形の変化、プローブが製造される材料（硬い物質及び弾力のある物質を含む）の変化、及びチャンバの形、寸法、及び位置の変化を含むがこれらに限定されない、多くの他の実施の形態があることが当業者には分かるであろう。更に、チャンバはエネルギーを検出器に方向付けるのを補助するために反射物質で全体的に、又は部分的に被覆されてもよい。更に、本発明のプローブは、他のタイプのエネルギーの測定で使用されてもよい。測定で使用されるのに最も有利なエネルギーのタイプによって、エネルギーのトランスミッタ又はレシーバのタイプは異なる。本発明は本発明の精神又は本質的な特徴から逸脱することなく、他の特定の形態に具現化され得る。上記の実施の形態は全ての点で限定的なものではなくて、例示的なものとして考えるべきである。従って本発明の範囲は、先行する記述ではなくて添付された請求の範囲によって示される。請求の範囲に等しい意味及び範囲内にあるあらゆる変更は、この範囲に含まれる。

20

【図面の簡単な説明】

【０１０８】

【図１】Ｎ個の異なる成分を含む媒体の概略図である。

【図２ａ】パルス酸素計に使用される時の本発明の光学プローブによって測定される理想的なプレチスモグラフ信号を表す。

30

【図２ｂ】パルス酸素計に使用される時の本発明の光学プローブによって測定される現実的な信号を図示している。

【図３】単一セグメントのチャンバを有する本発明のプローブの斜視図である。

【図４】検出器を内部に有する単一セグメントのチャンバを表す本発明のプローブの断面図である。

【図５】基材物質のシェル上に載せられた検出器を有する本発明のプローブの断面図である。

【図６】集光レンズを組み入れた本発明のプローブの断面図である。

【図７】ＬＥＤを内部に有する単一セグメントのチャンバを表す本発明のプローブの断面図である。

40

【図８】コリメートレンズアセンブリを組み入れた本発明のプローブの断面図である。

【図９】ＬＥＤ及び検出器がチャンバの中央軸に沿って揃えられない、本発明のプローブの断面図である。

【図１０】２セグメントのチャンバを有する本発明のプローブの他の実施の形態の斜視図である。

【図１１】検出器を内部に有する２セグメントのチャンバを組み入れた図１０のプローブの他の実施の形態の断面図である。

【図１２】２セグメントのチャンバ内に集光レンズを組み入れた図１０のプローブの他の実施の形態の断面図である。

【図１３】３セグメントのチャンバを有する本発明のプローブの斜視図である。

50

【図 1 4】検出器を内部に有する 3 セグメントのチャンバを組み入れた図 1 3 のプローブの断面図である。

【図 1 5】光コリメートレンズを組み入れた、図 1 3 のプローブの他の実施の形態の断面図である。

【図 1 6】指に使用されるように特に設計された本発明のプローブの斜視図である。

【図 1 7】爪、皮膚、骨、組織、筋肉、血等を含む手の指の図である。

【図 1 8】図 1 6 のプローブの断面図である。

【図 1 9】図 1 6 のプローブの長手方向の断面図である。

【図 2 0】集光レンズを組み入れた図 1 6 のプローブの他の実施の形態の断面図である。

【図 2 1】反射測定に使用されるように設計された本発明のプローブの断面図である。

【図 2 2】一つ以上の側面で物質が圧縮可能な場合に非侵入測定に有利に使用されるプローブの断面図である。該プローブは 2 つの基体を有し、各基体は検出器又はエネルギー源を収納するためのチャンバを有し、これによって動作アーチファクトを減少する。

【図 2 3】チャンバ内の検出器の表面上にエネルギーを有利に収束又は " 集中 " させる反射面を有する一般に円錐形のチャンバを有し、測定信号を改良するプローブの断面図である。

【図 2 4】本発明のプローブを有利に使用する一つのシステムの略図である。

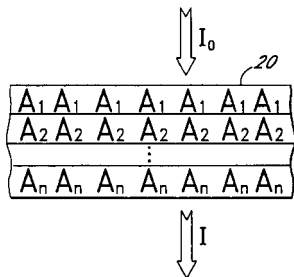
【図 2 5】開口部に圧縮可能な拡散媒体を充填したプローブの断面図である。

【図 2 6】LED と物質との間に拡散媒体を有する透過アセンブリによって測定される物質から LED が離間されているプローブの断面図である。

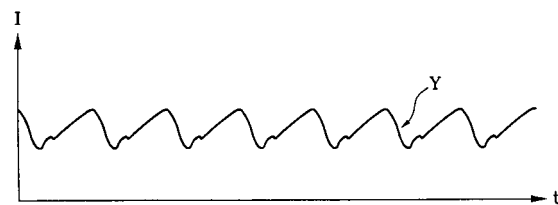
【図 2 7】LED と物質との間及び該物質と光検出器との間に拡散媒体を設置したプローブの断面図である。

【図 2 8】本発明に従ったプローブの好適な実施の形態の断面図であり、この実施の形態は光検出器及び LED のための油浸レンズを有し、LED と検査物質との間及び検査物質と光検出器との間に配置された拡散物質を有する。

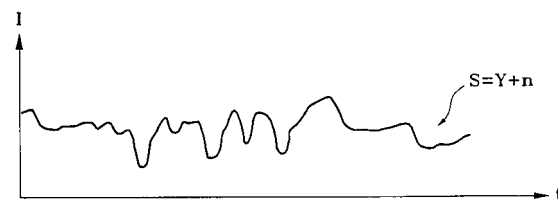
【図 1】



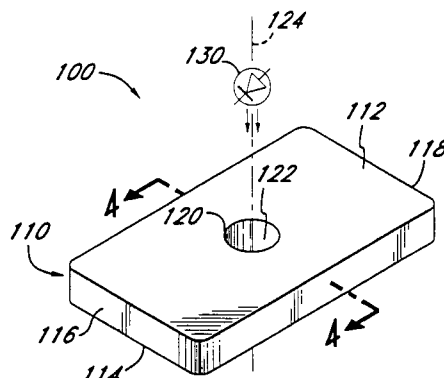
【図 2 a】



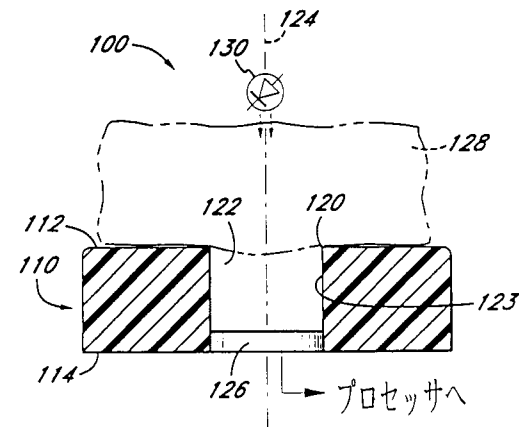
【図 2 b】



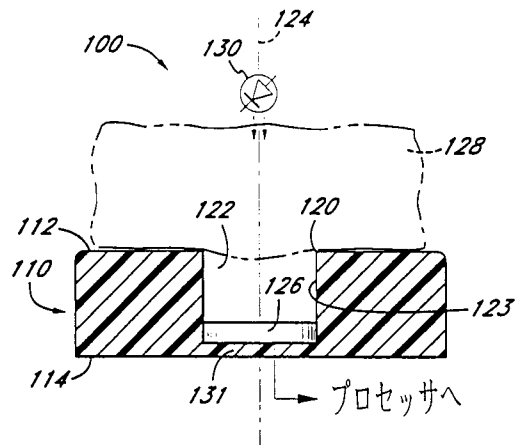
【図 3】



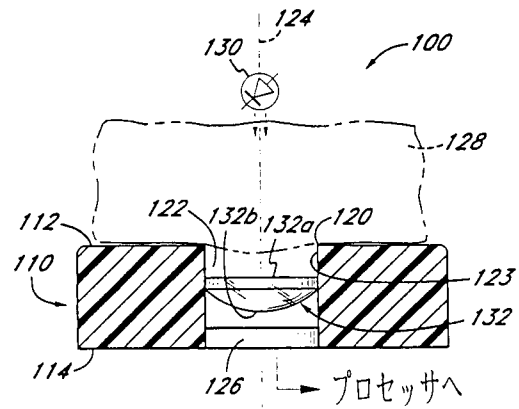
【図 4】



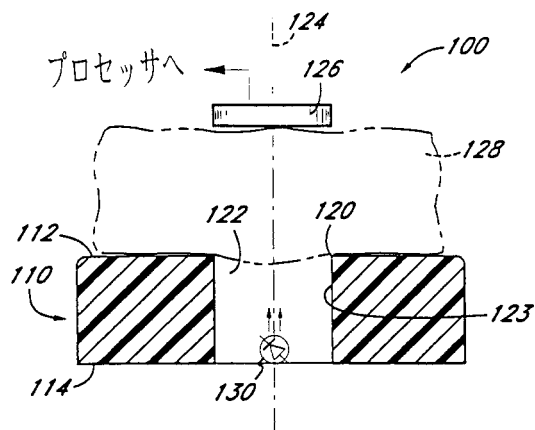
【図 5】



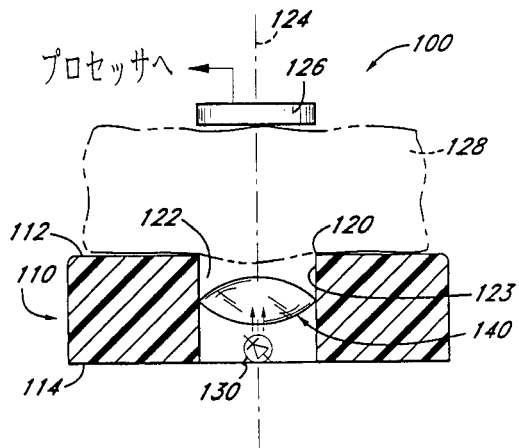
【図 6】



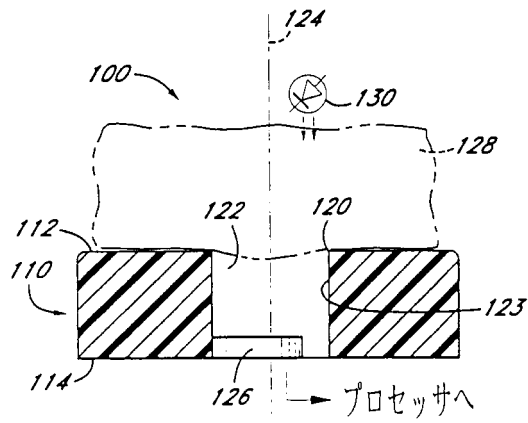
【図 7】



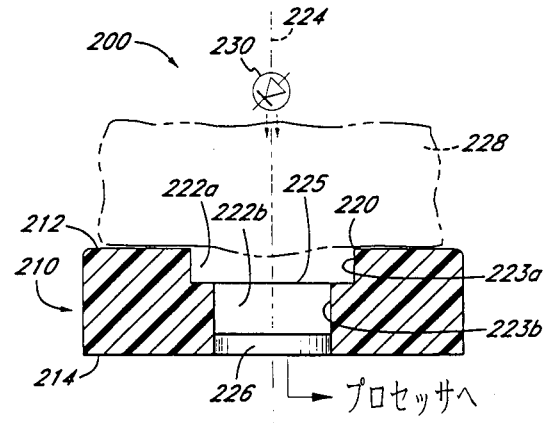
【図 8】



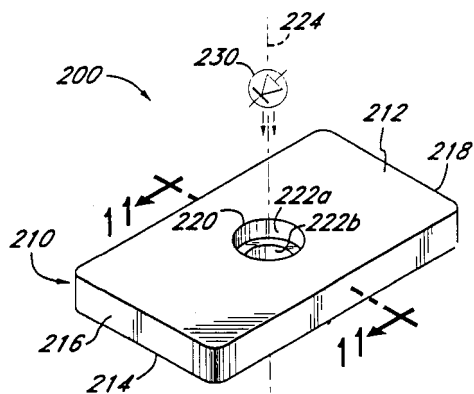
【図 9】



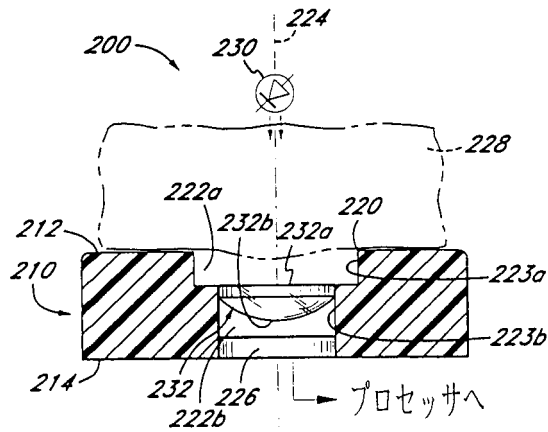
【図 11】



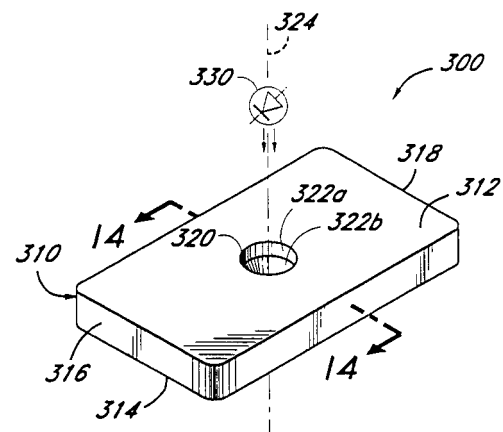
【図 10】



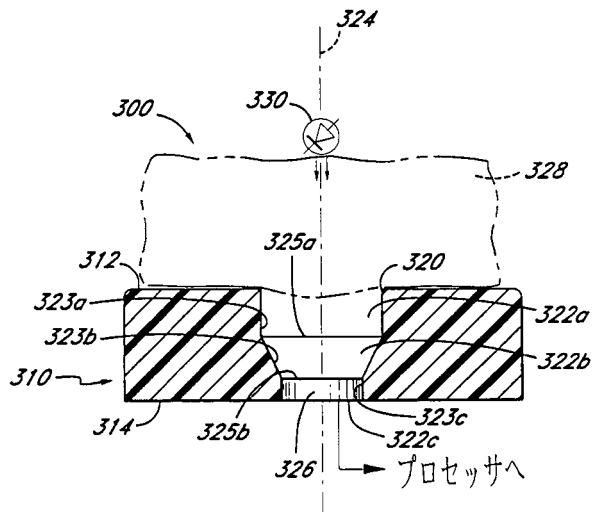
【図 12】



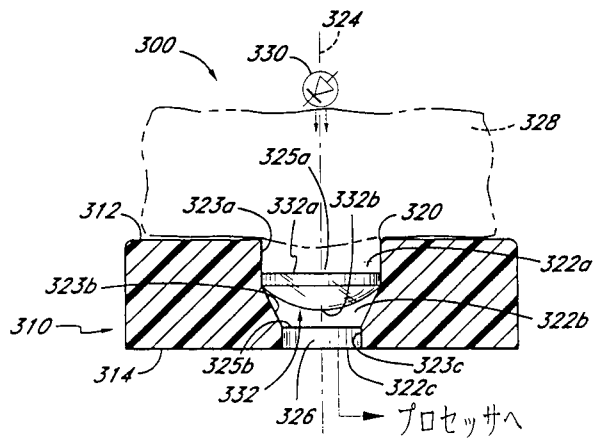
【図 13】



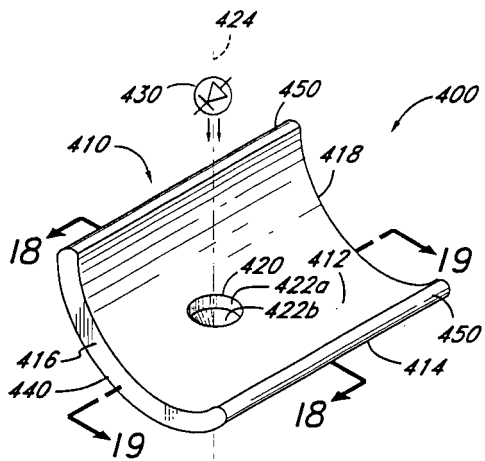
【図14】



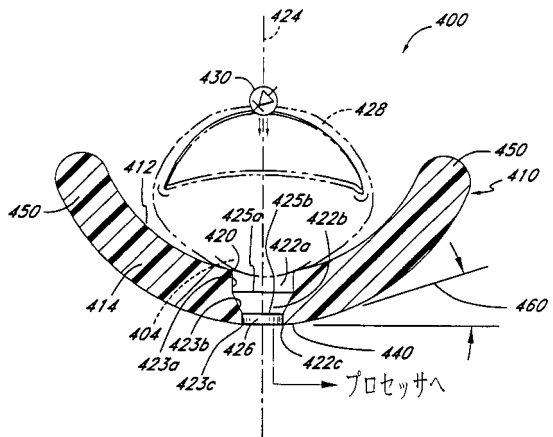
【図15】



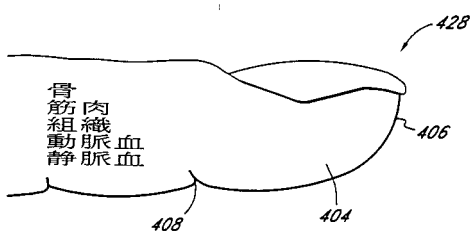
【図16】



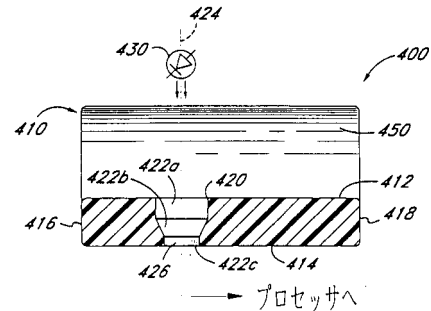
【図18】



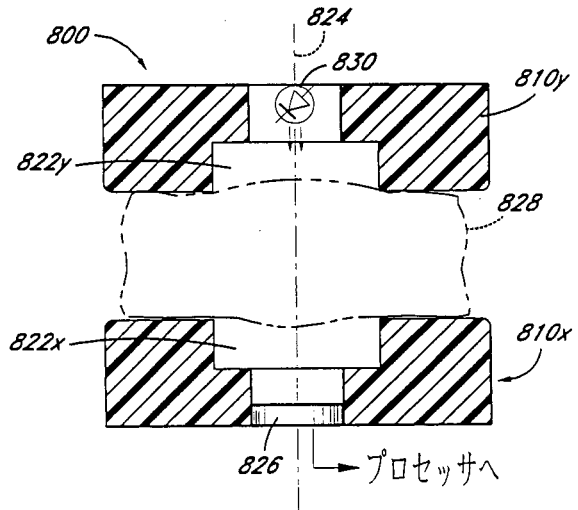
【図17】



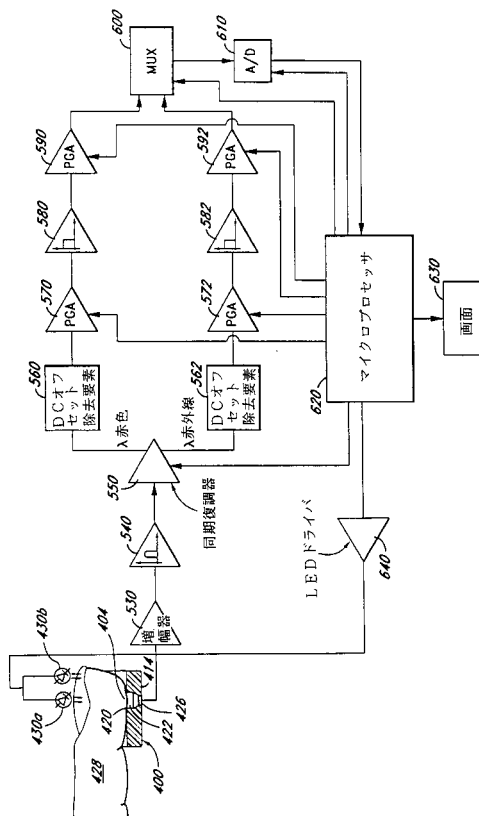
【図19】



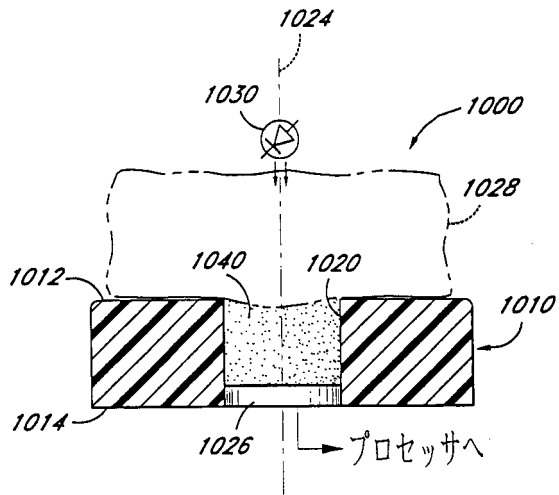
【圖 2 2】



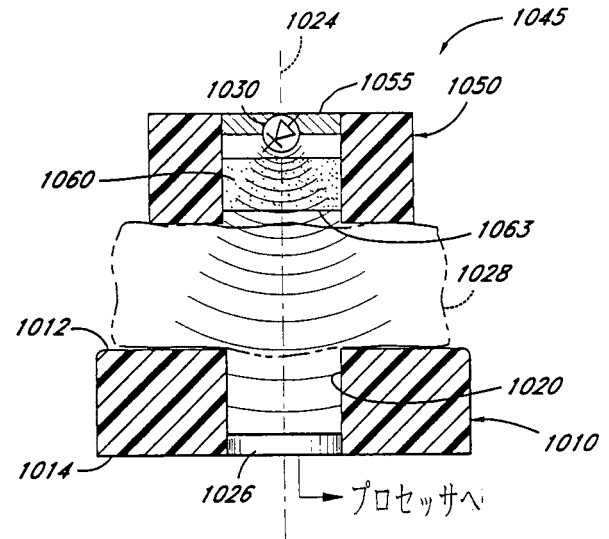
【圖 24】



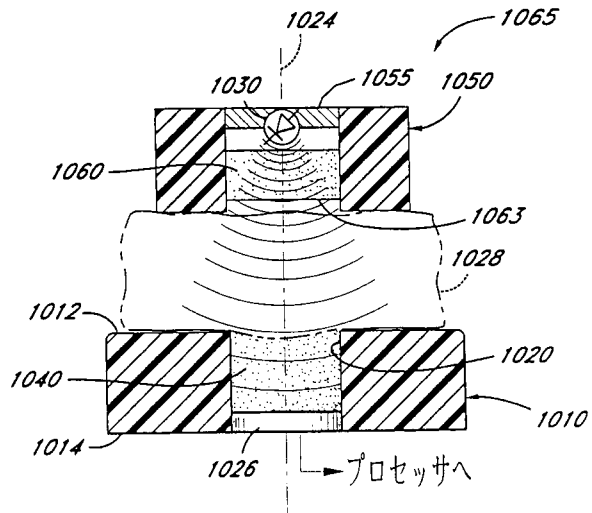
【図 25】



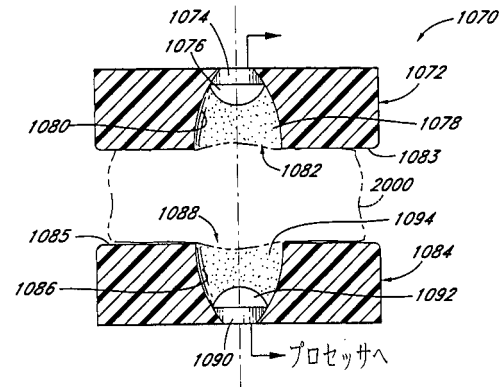
【図 26】



【図 27】



【図 28】



フロントページの続き

- (72)発明者 エスマイエル キアニ - アザールベイジャー
アメリカ合衆国 9 2 6 9 1 カリフォルニア州 ミッション ビエッホ マデラ 2 3 3 6 1
スイート 1 0 0
- (72)発明者 ジェイムス イー . レッパー ジュニア
アメリカ合衆国 9 2 6 9 1 カリフォルニア州 ミッション ビエッホ マデラ 2 3 3 6 1
スイート 1 0 0

合議体

審判長 村田 尚英

審判官 門田 宏

審判官 信田 昌男

- (56)参考文献 特表平6 - 5 0 5 9 0 3 (J P , A)
米国特許第5 3 3 7 7 4 4 (U S , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B5/1455

专利名称(译)	氧传感器		
公开(公告)号	JP4173429B2	公开(公告)日	2008-10-29
申请号	JP2003390644	申请日	2003-11-20
[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		
当前申请(专利权)人(译)	Masimo公司		
[标]发明人	モハメッドケールディアブ エスマイエルキアニアザールベイジャー ジェイムスイーレッパージュニア		
发明人	モハメッド ケール ディアブ エスマイエル キアニ-アザールベイジャー ジェイムス イー. レッパー ジュニア		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/022 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/145 G01N21/17 G01N21/59 H05K1/18		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/02427 A61B5/6826 A61B5/6829 A61B5/6838 A61B2562/08 A61B2562/12 H05K1/189		
FI分类号	A61B5/14.322 A61B5/14.310 A61B5/145 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KY01 4C038/KY04		
代理人(译)	中岛敦		
助理审查员(译)	门田弘 筱田正雄		
优先权	08/333132 1994-11-01 US		
其他公开文献	JP2004113814A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于测量的光学探头，特别适用于降低血氧饱和度测量中的噪声。ŽSOLUTION：该探头包括一个带有与腔室连通的孔的基板。将基板与物质的一部分相邻放置，并将腔室直接放置成与物质的易于压缩的任意部分接触。光电探测器设置在腔室中并且不与物质接触。发光二极管（LED）固定在光电探测器相对侧的腔室上的物质上。由孔部分支撑并放置或穿透到腔室中的物质受到保护而不受压缩，因为即使物质移动也不会与物质的部分接触。因此，来自LED的光即使在物质移动期间也通过物质的稳定部分，即光通过的光路长度稳定。Ž

$$I = I_0 e^{-\sum_{j=1}^N \mu_j \epsilon_j C_j X_j}$$