## (12)公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

## 特開2004-113814 (P2004-113814A)

(43) 公開日 平成16年4月15日(2004.4.15)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>		FΙ			テーマコード(参考)
A61B	5/145	A 6 1 B	5/14	310	4 C O 3 8

審査請求 有 請求項の数 14 OL (全 29 頁)

<ul> <li>(21) 出願番号</li> <li>(22) 出願日</li> <li>(62) 分割の表示 原出願日</li> <li>(31) 優先権主張番号</li> </ul>	特願2003-390644 (P2003-390644) 平成15年11月20日 (2003.11.20) 特願平8-514884の分割 平成7年11月1日 (1995.11.1) 08/333,132	(71) 出願人	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
(32) 優先日	平成6年11月1日 (1994.11.1)	(74)代理人	100079049
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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	モハメッド ケール ディアブ
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】低ノイズ光学プローブ

(19) 日本国特許庁(JP)

(57)【要約】 (修正有)

【選択図】 なし

【課題】血液酸素飽和量の測定におけるノイズを低減するために特に適した、測定のため の光学プローブを提供する。

【解決手段】プローブは基板を含み、該基板はチャンバに通じる開口部を有する。該基板 は該物質の一部に隣接して配置され、該チャンバは該物質の容易に圧縮可能な任意の部分 に直に接して配置される。光検出器はチャンバ内に設置され、該物質には接触しない。発 光ダイオード(LED)は該光検出器の対向側のチャンバの上で、該物質に固定される。 開口部によって支持され且つチャンバ上に載せられた若しくはチャンバ内に貫入された該 物質は、該物質が動いたときでも該物質のこの部分に接触するものがないので、圧縮から 守られる。従って、LEDからの光は該物質が動作中でも、該物質の安定部分を通る、即 ち光が通過する光路長が安定する。

【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電磁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、

(2)

光源と、

光学プローブと、

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る前記基板と、

前記基板に開口部を含み、該開口部は前記基板内へに延在するチャンバへの入口を形成 し、前記開口部及びチャンバは幅を有し、前記チャンバは前記開口部を介して該チャンバ 10 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 、及び、

前記チャンバ内に配置された検出器を含み、前記酸素計センサが使用されるとき、前記前記検出器と光源は一般に透過のため軸が揃っており、前記検出器は該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、前記検出器が前記光源により入射され前記肉体物質により減衰され電磁エネルギーを受信し、前記開口部の前記幅は生きた患者から通常予測される動作による動作アーチファクトを低減する大きさにされる、

酸素計センサ。

【請求項2】

前記幅が少なくとも3mmである、請求項1の酸素計センサ。

【請求項3】

前記幅が少なくとも10mmである、請求項1の酸素計センサ。

【請求項4】

前記幅が少なくとも5mmである、請求項1の酸素計センサ。

【請求項5】

前記幅が約7mmである、請求項4の酸素計センサ。

【請求項6】

前記光源が、前記肉体物質を介して前記検出器へ光エネルギーを透過するように構成さ 30 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7】

前記検出器に接続されたパルス酸素計を有するパルス酸素計システムを更に含み、前記 パルス酸素計は前記肉体物質内を透過して前記検出器によって受信された電磁エネルギー の強度に応答して該生体肉体物質の血液中の酸素飽和量を算出する、請求項1の酸素計セ ンサ。

【請求項8】

動作アーチファクト耐性のある酸素計センサを作る方法であって、該方法は、

開口部を有するチャンバを形成し、前記開口部を、前記センサの使用時に生体組織物質 が前記開口部を被覆した場合に前記生体組織物質の圧縮可能な部分が前記チャンバに入る 40 ために十分大きな幅にし、前記チャンバを患者の動作により予想される前記開口部付近の 領域と前記肉体物質との間の圧力の変化による動作アーティファクトを実質的に低減する 大きさとすること、

前記チャンバの開口部を被覆する前記肉体物質の一部を介して通過した磁気エネルギー を検出する位置で、前記肉体物質と接触しないように前記チャンバ内に検出器を配置する こと、及び、

前記酸素計センサの使用時に一般に透過の軸が揃うように、磁気エネルギー源を前記酸素計センサに配置することを含む。

【請求項9】

前記幅が少なくとも3mmである、請求項8の酸素計センサを作る方法。

【請求項10】

前記幅が少なくとも10mmである、請求項8の酸素計センサを作る方法。

【請求項11】

前記幅が少なくとも5mmである、請求項8の酸素計センサを作る方法。

【請求項12】

前記幅が約7mmである、請求項11の酸素計センサを作る方法。

【請求項13】

生体組織を介した光源と光学プローブ内の検出器との間の光路長を安定化する方法であって、前記光学プローブは基板を有し、前記検出器は前記基板への開口部を介して開口している前記基板内のチャンバに位置され、前記光学プローブは生きている被験者の肉体に付着されるように構成され、前記方法は、

前記光学プローブが前記生きている被験者の肉体に付着されたときに、光が通過する前記生体の表面の一部が生きている患者の通常予測される動作に対して実質的に圧縮されずに検出器チャンバに入ることにより、実質的に動作アーティファクトを低減するように、前記開口部の大きさを選択すること、及び、

前記チャンバと前記基板内に入っている前記生体組織の表面の前記一部が隣接する生体 組織の動きと共に動くように、前記生体組織に前記光学プローブを固定することを含む。 【請求項14】

前記光学プローブが、指を介した光路を作り出すような大きさ及び形状である、請求項 7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】

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。

【 O O O 5 】

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他の 部分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、 20

10

40

50

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、L ED、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。

【 0 0 0 6 】

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にの 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 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4a及び図4b )において、LED及び検出器は中央チャンバ内で、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 チャンバ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 20 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。

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。

【 O O O 9 】

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。L ED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バが形 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】

30

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充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4,865,038 【特許文献4】米国特許番号第4,865,038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)測定の両方で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 基板の上に配置される。次に該物質の圧縮可能部分は該チャンバ内の上に載せられる又は 該チャンバ内に入れられる。該チャンバは、チャンバ内に挿入された任意の物質が圧縮を 起こすものに接触しないように充分な深さを有する。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 3 \end{bmatrix}$ 

L E D 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。L E D 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 の信号を分析して光エネルギーが透過した媒体についての情報を決定する。 【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 小限に止められることによって、測定信号の信号対ノイズ比が改善される。 【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。 10

20



[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。 【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】

10

40

【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 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。

【0019】

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<sub>1</sub> からA<sub>N</sub> までのN個の異なる成分を含む 20 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 従ってだいたい減衰され、

- [0020]
- 【数1】

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

【 0 0 2 1 】

ここで ; は i 番目の成分の吸収率であり、 x ; は光エネルギーが通過した i 番目の成 30 分の厚み、即ち i 番目の光路長であり、及び c ; は厚み X ; における i 番目の成分の濃 度である。

[0022]

エネルギー吸収は、エネルギーが通過する媒体20を構成するA<sub>1</sub> からA<sub>N</sub> 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20の厚みが変化するとき、 個々の成分A<sub>1</sub> からA<sub>N</sub> の厚みは変化する。

【0023】

媒体20はしばしば無作為に又は不規則に動く。例えば、媒体20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20はA<sub>1</sub>からA<sub>N</sub> までの成分の個々の厚みX<sub>1</sub>からX<sub>N</sub>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ションを生じさせ、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。 【0024】

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。 【0025】

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 50

ーブ100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100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128はプローブ100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128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112、底部114、前端部116及び後端部118を有する基板110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100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120が基板110の頂部112に形成されている。一般に開口部120は基板 100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120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122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122の中央軸124は、該開口部120に垂直且つ該開口部120の中央部分を一 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130(一般に発光ダイオード(LED))は物質1 28の隣りに固定され、チャンバ122の中央軸124に沿ってチャンバ122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、LED130を物質128に固 定するために使用される。光検出器等の検出器126は、チャンバ122内に配置される 。光検出器126の中央部分は一般にチャンバ122の中央軸124に沿って一般にチャ ンバ122の底部114で揃えられる。光検出器126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122内に固定される。一般に、光検出器126がチ ャンバ122内にどのように配置されても、チャンバ122の底面114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。 【0028】

吸収測定が行われる物質128は少なくとも一部が簡単に圧縮可能な物質128である ことがしばしばである。該物質128の容易に圧縮可能な部分はチャンバ122の直接と なり(例えば上)に配置される。開口部120を囲む領域はチャンバ122を被う物質を 支持する。チャンバ122は該開口部120の上に位置する物質128の任意の圧縮可能 な部分が該チャンバ122内に押し込まれることができるように充分な幅を有する。従っ て、物質122はチャンバ122の上に載せられる又は該チャンバ122内に僅かに入れ られることができ、これによって該物質128を圧縮する摂動、例えば物質128が触ら れたときに起こる圧力から保護される。

【0029】

本実施の形態において、チャンバ122の深さは、0.5mm~10mmの範囲であり、 、好ましくは2~4mm、更に好ましくは3~4mmである。同様に、開口部120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3mm ~20mm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128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。

チャンバ122は、物質128が動かされたときでも光検出器126及びチャンバ12 2の底部114が物質128の容易に圧縮可能な部分と接触しないよう充分な深さを有す る。従って、チャンバ122の中央軸124に沿って、物質128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128の 圧縮が僅かしか、又は全く無ければ、物質128の厚み、即ち該物質128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。 【0031】 20

10

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 信号がチャンパ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って伝わり、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。

【 0 0 3 2 】

基板110の不透明性は、光検出器126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122の不透明な底部114は光 検出器126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126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126で行われることができ る。

【 0 0 3 3 】

チャンバ122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110 20 材料のシェル131は、チャンバ122の底部114をカバーする。光検出器126はチャンバ122内でシェル131に、一般にLED130に沿って取り付けられる。光検出 器126はシェル131の小さな穴(図示されていない)を通してプロセッサに電気的に 接続されている。シェル131は光検出器126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126を保護する。チャンバ122の底部114は 本発明のプローブ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。

【0034】

図6は、集光レンズ132がチャンバ122の内の、チャンバ122の上に置かれる又は該チャンバ122内に貫入される物質128と光検出器126との間に配置された、本発30明のプローブ100の他の実施の形態の正面の断面図を表す。レンズ132は、基板1110の頂部112にある開口部120に平行に揃えられた一般に平らな一つの表面132aを有し、該表面132aは、チャンバ122内に貫入される物質128がレンズ132の該平らな表面132bは一般にチャンバ122の底部114にある光検出器126の方向に向かう頂点を有する凸形である。レンズ132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122内に保持される。チャンバ122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132は、物質128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126に入射させる。これによってより強い測定信号を生成40する。

【0035】

図7は、光検出器126及びLED130の位置が入れ替わった、本発明のプローブ1 00の他の実施の形態を表す。LED130はチャンバ122内の、一般にはチャンバ1 22の底部114に、チャンバ122の中央軸124に揃えて一般に配置される。LED 130は、圧入、接着材、又は対象物の波長範囲(例えばLED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122内に固定されてもよい。更に、物質128は該物質128の 圧縮可能部分をチャンバ122上に直接載せて基板110上に配置される。LED130 、光検出器126及びチャンバ122がチャンバ122の中央軸124に揃えられるよう

50

にして光検出器126はLED130の対向サイドで物質128に取り付けられる。光検 出器126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126は不 透明テープで物質128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126はプロセッサに電気的に接続されている。 【0036】

(9)

この実施の形態のプローブ100は、チャンバ122内に取り付けられた光検出器12 6を有するプローブ100の実施の形態と実質的に同じように機能する。チャンバ122 は物質128の容易に圧縮可能な部分をチャンバ122の上に落ち着かせる又は該チャン バ122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126又はLED130 がチャンバ122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。 【0037】

図8は、LED130がチャンバ122内に配置されている本発明のプローブ1000 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LED130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充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1 22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、LED130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。

図9は、LED130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ブ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。LED130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、LED130及び光検出器126は揃えられる必要はない。LED130及び光検出器126を同じ軸に揃えるとLED130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、本発明のプローブ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。本発明のプローブ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ブのどの実施の形態にも当てはまることを理解されたい。

【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ブ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、本発明のプローブ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は該プローブ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はプローブ200の隣りに図示されている

[0040]

図 1 0 及び図 1 1 に図示されているように、 頂部 2 1 2 、 底部 2 1 4 、 前端部 2 1 6 及 び後端部 2 1 8 を有する基板 2 1 0 は好ましくは硬くて不透明な物質からできている。し

10

20

30

かし、プローブ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のプローブ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の中央部分を通って延在するラインによって画定されている。

【0041】

取り付けセグメント222bは安定セグメント222b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22 2b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 メント222bの壁223bは、一般に中央軸224に平行である。取り付けセグメント 222bは図11に図示されたように基板210の底部214を通って延びる、又は取り 付けセグメント222bは基板210の底部214の直ぐ上に延び、基板210材料のシ ェル(図示されていない)をチャンバ222の底部214に残す。 【0042】

光検出器226はチャンバ222の取り付けセグメント222b内であって一般に取り 付けセグメント222bの底部214に配置され、光検出器226の中央部分を一般にチ ャンバ222の中央軸224に揃えさせる。チャンバ222の取り付けセグメント222 bは、光検出器226がチャンバ222の安定セグメント222a内に貫入しないように 充分な深さである。光検出器226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222内に固定される。この実施の形態において、チャンバ222の底部21 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222の底部21 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222の底部21 500底部に基体210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226は本発明のプローブ100の先の実施の形態における光検 出器126と同様に、プロセッサに電気的に接続されている。

【0043】

エネルギー吸収物質228(検査される物質)が図110断面図に表されたように基板210の上に配置される。物質228の一部がチャンバ222の上に載せられる。更に、チャンバ222の安定セグメント222aは、該物質228の任意の容易に圧縮可能な部分がチャンバ222の安定セグメント222a内に貫入されるように充分な広さを有する。チャンバ222の安定セグメント222aは、安定セグメント222aの中に入る物質228の該部分が、物質228が動かされても安定セグメント222a内にある圧縮を引き起こす物体に接触しないように充分な深さを有する。

【0044】

発光ダイオード(LED)230は開口部220の対向サイドで物質228に隣接して 固定される。LED230は物質228を通って光検出器226に直接入射される光の量 を最大にするために中央軸224に沿って有利に揃えられる。しかし、光検出器226及 びLED230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に関し て述べられたようにチャンバ222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232と同じ様にチャンバ222内に保持されてもよ い。更に、LED230及び光検出器226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。

【0045】

LED230からの光が物質228内を伝搬するとき、この光は該物質228によって 拡散され、広範囲の角度にわたってチャンバ222内に透過される。従って、該光の一部 50

10

30

はチャンバ222の不透明壁223 a 及び223 b に入射されて吸収される。しかし、光検出器226及びLED230を中央軸224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226の表面に入射される。物質228は安定セグメント222a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222による動作アーチファクトの抑制によって改善される。

(11)

【0046】

プローブ2000他の実施の形態において、図12の断面図に表されたように集光レン ズ232がチャンバ222内に挿入される。レンズ232は、安定セグメント222aと 取り付けセグメント222bとの間の境界225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232は、一般に安定セグメント222aと取り付けセグメ ント222bとの間の境界225に沿って揃えられた平らな表面232a、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、充分な深さを有する。 【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3 2 2 a、3 2 2 b、3 2 2 c を有するチャンバ3 2 2 を取り入れた 本発明のプローブ3 0 0 の他の実施の形態の斜視図が図 1 3 に表されている。プローブ3 0 0 は、頂部3 1 2 、底部3 1 4 、前端部3 1 6 、及び後端部3 1 8 を有する基板3 1 0 を有する。基板3 1 0 は一般に硬い不透明な物質で作られる。しかし、基板3 1 0 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3 2 2 の断面図が図 1 4 に図示されている。図 1 3 の斜 視図を明確にするために、測定が行われる物質3 2 8 はプローブ3 0 0 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3 2 8 はプローブ3 0 0 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3 2 8 は図 1 3 に断面図で示されている 。上記の開口部1 2 0 及び2 2 0 と同様に任意の形の開口部3 2 0 が基板3 1 0 に形成さ れる。開口部3 2 0 は3 セグメントチャンバ3 2 2 の安定セグメント3 2 2 a への穴を形 成する。チャンバ3 2 2 の安定セグメント 3 2 2 a の側断面(図示されていない)は一般 に開口部3 2 0 と同じ形である。安定セグメント 3 2 2 a の壁 3 2 3 a は一般に開口部3 2 0 に垂直である。チャンバ3 2 2 の中央軸3 2 4 は、開口部3 2 0 に垂直且つ開口部3 2 0 及びチャンバ3 2 2 の中央部分を通過して延びるラインによって画定されている。 【0 0 4 9】

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32 40 2b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323 b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。

【 0 0 5 0 】

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3 22a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 10

50

に垂直に切られた取り付けセグメント322 cの任意の断面は、一般にチャンバ322の 移行セグメント322 bの底部境界325 b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を通って延びてもよい。又は、取り付けセグメ ント322 c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】

(12)

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32 2c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 充分な深さを有する。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 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、本発明のプローブの先の実施の形態の光検出器126及び226と同じよ うに、プロセッサに電気的に接続される。

【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ブ3000 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32 2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内に入るように充分な幅である。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充分な深さがある。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。

【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を通って光検出器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。

【0054】

L E D 3 3 0 からの光は物質 3 2 8 を通って伝搬し、物質 3 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 3 2 2 に透過される。従って、この光の一部はチャンバ 3 2 2 の不透明壁 3 2 3 a、3 2 3 b、3 2 3 c に入射され、吸収される。しかし、光検出器 3 2 6 及び L E D 3 3 0 をチャンバ 3 2 2 の中央軸 3 2 4 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 3 2 6 の表面に入射させることができる。物質 3 2 8 は安定セグメント 3 2 2 a 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 3 2 6 を周囲光から保護する取り付けセグメント 3 2 2 c の不透明底部 3 1 4 である。

【0055】

本発明のプローブ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

10

50

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充分な深さを有する。 【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を通っ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。

【 0 0 5 7 】

上記実施の形態のそれぞれにおける移行セグメント322bの壁323bは、安定セグ メント322aにおける大きな幅から取り付けセグメント322c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322cの 壁323bは、中央軸324に一般に平行に揃えることができるが、移行セグメント32 2bの幅を安定セグメント322aの幅より小さく、且つ取り付けセグメント322cの 幅より大きくする距離に配置される。

【0058】

図16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400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 同様に関することができることを理解されたい。図17は、爪、皮膚、骨、組織、筋肉、 血液等を含む手の指428の図を表す。脂肪や組織等の指のパッド404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428が僅かに動いただけでも指428 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。

【0059】

図16に図示されているように、フィンガープローブ400の基板410(この実施の 30 形態においてサドル410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410 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410は頂部412、底部414、前端部416、後端部 418、リッジ440、及び該リッジ440から上に向かってカーブして図18で表され たようにし型の断面を形成する側壁450を有する。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 6 & 0 \end{bmatrix}$ 

図16及び図18に図示されたように、開口部420はチャンバ422への入口を形成 し、図19に側断面図で示されたようにサドル410の前端部416からサドル410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420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420は、本発明のプ ローブの他の実施の形態100、200及び300に関連して以前述べたように、チャン バ422への入口である。チャンバ422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。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 6 & 1 \end{bmatrix}$ 

チャンバ422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422は3セグメントチャンバ422であり、共通の中央軸42 4に揃えられた安定セグメント422a、傾斜壁移行セグメント422b、及び取り付け セグメント422cを有するが、吸収測定の間に光エネルギーが通過する指428の圧縮 可能部分を圧縮から保護するあらゆるチャンバ422が、可変に代用可能であることを理 10

解されたい。更に、サドル410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422の底部414をカバ ーすることもできることを理解されたい。

【0062】

光検出器426はチャンバ422内であって、一般にチャンバ422の取り付けセグメント422cの底部414に配置される。光検出器426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422の底部414は、例えば周囲光が光検出器426 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。

【0063】

指428は、サドル410の上、開口部420に直に隣接するフィンガーパッド404 の上、及びチャンバ422の上に配置される。更に、フィンガーパッド404がチャンバ 422の上に載せられてもよい。開口部420及びチャンバ422の安定セグメント42 2aは、フィンガーパッド404の一部等のような指428の簡単に圧縮可能な部分がチャンバ422内に貫入されるように充分広い。チャンバ422の安定セグメント422a は、安定セグメント422a内に貫入される指428のどの部分も、指428が動かされた時に安定セグメント422a内において指428を圧縮し得るどの物体にも接触しない ように充分な深さを有する。

【0064】

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 20 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 アセンプリ (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 】

LED430は光エネルギー信号を発光し、この信号は指428内を伝搬してチャンバ 30 422内に透過される。チャンバ422は光エネルギーが通過する指428の部分を圧縮 から保護する。従って、指428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10~図12に関連して述べられた2セグメントチャンバは、指4 28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400にも同様に使用されることができることを理解 されたい。

[0066]

図16、図18及び図19は、フィンガープローブ400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410のカーブは、側壁450が指 40428の半円辺材型支持材を形成するように、指428の平均カーブに補正される。サドル410は前端部416と後端部418との間が約25mmであり、指の先端部406とほぼその第一間接408(図17に図示)との間の部分が、プローブの前端部416と後端部418との間もフィットするようになっている。サドル410のカーブは、一般に水平面から30°から50°の角度で側壁450に正接するライン460(図18に図示)によって画定される。

【 0 0 6 7 】

開口部420をサドル410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428又はフィンガーパッド404の圧縮可能部分の一番厚いセクションをチャンバ422の上又及び該チャンバ422内に載せられる。従って、圧縮可能物質の多い指42

8 の部分はチャンバ422によって圧縮から保護される。 【0068】

図16、図18、図19及び図20に図示されたフィンガープローブ400の実施の形態において、開口部420は一般に環状であり、図18に断面図で表されたようにチャン バ422は3つのセグメント422a、422b、及び422cを有する。図16、図1 8、図19及び図20に図示されたフィンガープローブ4000に有利に採用された寸法は、一般に円筒形で約7mmの直径を有するチャンバ422の安定セグメント422aは該チャンバ内に貫入される指42 8のどの部分も、該指428が動いたときでも実質的に摂動の無いように充分な深さを有 する。従って安定セグメント422aの有利な深さは、2mmである。チャンバ422の 取り付けセグメント422coもまた円筒形であり、約5mmの直径を有する。チャンバ4 22の移行セグメント422bは様々な直径を有し、頂部境界425aの直径が約7mm で底部境界425bの直径が約5mmであるように傾斜した壁423bを有する。最大5 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。

(15)

[0069]

フィンガープローブ4000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423 a、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を通っ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。 【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722×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722×及び722yが図示されて いるが、チャンバ722×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722×及び722yは、先述のようにチャンバ722×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。

【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722×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LE D730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722×及び7 22y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。

【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

10

30

40

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。

【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810×及び810yが配置さ 10 れる、本発明の他のプローブ800の断面図を表す。基板810×及び810yは物質8 28の対向サイドに配置される。光検出器826は基板810×内のチャンバ822×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 出器826及びLED830は、中央軸824に実質的に沿って揃えられる。2セグメン トチャンバ822×及び822yが図示されているが、チャンバ822×及びチャンバ8 22y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822×及び822y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。

【0076】

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 20 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。

【0077】

図23は、壁923を有するチャンバ922が光検出器926の表面上にエネルギーを 30 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900の断面図 を表す。開口部920が基板910に形成され、該開口部920は一般に円錐形のチャン バ922につながっている。該基板910は測定される物質928に隣接して配置され、 該チャンバ922は該物質928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926はチャンバ922内であって、一般にチャンバ928の底部に配置さ れる。発光ダイオード930は物質928の上に、一般に光検出器926の対向サイドに 揃えられて配置される。

【0078】

先に述べたように、物質928の一部は開口部920を囲む領域によって支持されている。更に、開口部920及びチャンバ922は、物質928の容易に圧縮可能なあらゆる 40部分が圧縮されずにチャンバ922内に入れられるように充分な幅を有し、これによって物質928が動いているときでも該物質928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926で測定される信号の信号対ノイズ比を改善させる。

[0079]

プローブ900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922の壁923をカバーする。これによって、物質928によって拡 散されてチャンバ922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926上に集中させる。

[0080]

光検出器926の形によって、チャンバ922は光検出器926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926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926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923を有する円錐形の断面を有して最も有利に形成される。 【0081】

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900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92 6の代わりにLED930がチャンバ922内に配置されることができる。チャンバ92 2内にLED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92 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910が物 質928の片側に使用されることができる。隣り合わせた2つの一般に円錐形のチャンバ 922を有する基板910もまた、反射測定に使用されることができる。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 れたへ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 評価される。

【0083】

2 つのLED430 a 及び430b(LED430 a は赤色波長を発光し、LED430 b 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ーチャネルに接続され、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つの出力チャネルは可視波長に相当する信号のためのものである

[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L EDドライバ640につながっている。

20

[0086]

L E D 4 3 0 a 及び L E D 4 3 0 b はそれぞれ交互にエネルギーを発し、該エネルギーは指4 2 8 によって吸収されて光検出器4 2 6 により受け取られる。光検出器4 2 6 は該 光検出器4 2 6 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5 3 0 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5 4 0 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5 5 0 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<sub>ref</sub> は D C オ フ セット除去要素5 6 0 及び5 6 2 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5 7 0 及び5 7 2 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5 8 0 及び5 8 2 は各信号を統合していらない高周波成分 を除去し、第二プログラム可能ゲイン増幅器5 9 0 及び5 9 2 は更に処理を簡易化するた めに各信号を増幅する。

(18)

【0087】

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 い れる。これによって複数のアナログ/デジタル変換器610が必要なくなる。アナログ/ デジタル変換器610は該データをマイクロプロセッサ620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07/6666,060号(その後放棄されて199 4 年 5 月 2 6 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 SIMO CORPORATION)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620は中央でマルチプレクサ600、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570、590、572、及び592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426で受け取られる平均強度を適度な範囲に維持する。  $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 8 \end{bmatrix}$ 

先に述べたように、本発明のプローブ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199 4年10月7日に出願された米国特許出願番号第08/320,154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。 【0089】

図25~図28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25に断面図で表されたプ ローブ1000は基板1010を含み、該基板は頂部1012、底部1014、及び前端 部並びに後端部(図25では図示されていない)を有する。基板1010は好ましくは固 く、且つプローブ1000で使用される波長に対して不透明である。開口部1020は基 板1010の頂部1012に形成される。開口部1020は特定のアプリケーションに応 じて円筒形(図25に図示)、円錐形、立方体、又は他の形であってもよい。開口部10 20の深さは例えば0.5mm~10mmであり、好ましくはある実施の形態において2 ~4mmの深さであり、更に好ましくは3~4mmである。更に、開口部1020の直径 は、特定のアプリケーションに応じて3mm~20mmである。本発明の発明者は、直径 0.5mm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。 【0090】

光源1030(例えば一つ以上の発光ダイオード)が物質1028(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1026の中央を実質的に通過する中央軸1024に沿って揃えられる。開口部1020は拡散媒体1040、例えば2.

10

20



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fi xotropic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1040は酸素計のための操作可能な赤色(例えば66 0 nm)及び赤外線(例えば940 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。 【0091】

操作では、光源1030(例えば本実施例における2つのLED)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1028を通過する。該光学放射線は、拡散媒体1040を透過した後光検出器1026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1040によって拡散される。 【0092】

拡散媒体1040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 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1 028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はバッキング1055内の所定の位置にLED1030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LED1030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LED1030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LED1030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LED1030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。 20

10

[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]

(20)

図 2 7 に表されたプローブ 1 0 6 5 の操作は、拡散媒体 1 0 4 0 が開口部 1 0 2 0 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10 28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 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 1 0 8 4 は 同 様 に 、 支 持 表 面 1 0 8 5 、 該 支 持 表 面 1 0 8 5 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 2 8 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 L E D 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 L E D 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 L E D 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 40 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 2 8 の 有 利 な 実 施 の 形 態 に お い て 、 拡 散 物 質 1 0 8 0 、 1 0 8 6 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。 

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、L E D 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

10

30

20

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1 072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ブ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行きることが分かるであろう。しまれ、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。

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。

[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。

【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。

10

20

30

50

(22)

【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。 【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。 【図14】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13のプローブ の断面図である。 【図15】光コリメートレンズを組み入れた、図13のプローブの他の実施の形態の断面 図である。 【図16】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17】爪、皮膚、骨、組織、筋肉、血等を含む手の指の図である。 【図18】図16のプローブの断面図である。 【図19】図16のプローブの長手方向の断面図である。 【図20】集光レンズを組み入れた図16のプローブの他の実施の形態の断面図である。 【図21】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22】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23】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24】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25】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26】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 】 L E D 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28】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。

10

20

















 $[ \boxtimes 5 ]$  124 100 - 130 124 100 - 128 112 - 128 112 - 128 122 - 120 126 - 123  $114 - 131 - 7 \Box t = 1$ 











【図10】















【図19】























フロントページの続き

(72)発明者 エスマイエル キアニ - アザールベイジャニー
 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

(29)

- (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 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
- F ターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KM01 KY01 KY04



专利名称(译)	低噪声光学探头					
公开(公告)号	JP2004113814A	公开(公告)日	2004-04-15			
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					
[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ニー 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-アザールベイジャニー ジェイムス イー. レッパー ジュニア					
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/145 A61B5/1455 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	A61B5/14.310 A61B5/14.322 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					
优先权	08/333132 1994-11-01 US					
其他公开文献	JP4173429B2					
外部链接	Espacenet					

## 摘要(译)

解决的问题:提供一种用于测量的光学探头,该探头特别适合降低血液 氧饱和度测量中的噪声。 该探针包括衬底,该衬底具有通向该室的开 口。 衬底被放置在材料的一部分附近,而腔室被放置在材料的任何容易 压缩的部分附近。 光电探测器安装在室内,不与物质接触。 发光二极管 (LED)固定在与光电探测器相对的腔上方的材料上。 保护了由开口支 撑并安装在腔室中或穿透腔室的物质,使其不受压缩,因为在移动时该 物质的这一部分没有任何接触。 因此,来自LED的光穿过物质的稳定部 分,即,即使当物质在工作时,光通过的光路长度也是稳定的。 [选择 图]无

