(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 696 30 275 T2** 2004.08.05

(12) # Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 781 527 B1**
(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 30 275.6**
(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 660 092.6**
(96) Europäischer Anmeldetag: **27.11.1996**
(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **02.07.1997**
(97) Veröffentlichungstag der Patenterteilung beim EPA: **08.10.2003**
(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **05.08.2004**

(51) Int Cl.[7]: **A61B 5/00**
G02B 6/36

(30) Unionspriorität:
955758 **29.11.1995** **FI**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB, IT, SE

(73) Patentinhaber:
Instrumentarium Corp., Helsinki, FI

(74) Vertreter:
Müller-Boré & Partner, Patentanwälte, European Patent Attorneys, 81671 München

(72) Erfinder:
Weckström, Kurt Peter, 02170 Espoo, FI;
Ristolainen, Kimmo Juhani, 00970 Helsinki, FI

(54) Bezeichnung: **Nichtinvasiver optischer Sensor**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf einen optischen Sensor gemäß den unabhängigen Ansprüchen 1 und 6. Die Erfindung bezieht sich auch auf die Verwendung eines derartigen Sensors für die Messung einer Sauerstoffsättigung in einem Blut eines Patienten.

[0002] Pulsoximeter bzw. -sauerstoffmeßgeräte sind fähig, das Ausmaß bzw. den Grad einer Sauerstoffsättigung in einem Patientenblut bzw. Blut eines Patienten nicht-invasiv und kontinuierlich zu messen. Der Ausdruck nicht-invasiv bezieht sich darauf, daß der Patient keiner subkutanen Penetration durch irgendein physikalisches Mittel unterworfen wird, sondern die Messung mittels Bestrahlung und anderem durchgeführt wird, so daß das Verfahren extern von dem Körper durchgeführt wird. Diese Art eines Überwachens der Blutsauerstoffsättigung ist heute ziemlich üblich und ist einer der Überwachungsparameter, der in zahlreichen Anwendungen erforderlich ist. Die Messung ist optisch und basiert auf verschiedenen Absorptionscharakteristika von rotem und infrarotem Licht in Bluthämoglobin. Die Prinzipien von Pulsoximetrie sind beispielsweise in der Patentpublikation JP-53-26437 geoffenbart. Diese Referenz beschreibt einen Pulsoximetersensor, welcher eine thermische Breitband-Strahlungsquelle und zwei optische Detektoren umfaßt, die mit einem Bandpaßfilter versehen sind, um verschiedene Wellenlängen auszudrücken. Gegenwärtig umfassen bzw. beinhalten die Pulsoximetersensoren zwei Lichtquellen, welche typischerweise lichtemittierende Dioden (LED) sind und einen einzigen Detektor und die Strahlungsquellen werden alternativ in Synchronisation betätigt. In jedem Fall sind die Strahlungsquellen und Detektoren in dem Sensor selbst nahe einem Ziel, das zu vermessen ist, enthalten und von dem Sensor erstrecken sich elektrische Kabel zu einem Steuer- bzw. Regelmonitor. Üblicherweise gibt es für die Patienten keine Probleme, wenn hocheffiziente Lichtquellen mit einem niedrigen Leistungsverbrauch verwendet werden. Jedoch kann in einigen Fällen das Signal-Rausch-Verhältnis leiden, insbesondere, wenn es aus bestimmten Gründen wünschenswert ist, andere Wellenlängen, als jene, die durch die Lichtquellen zur Verfügung gestellt sind, zu verwenden. Um ein so leistungsfähiges Signal wie möglich zu erreichen, können die Lichtquellen mit einer Menge an elektrischer Leistung versorgt sein. Dies kann manchmal zu der Situation führen, daß als ein Ergebnis einer höheren Eingabe von Leistung die durch die Lichtquellen generierte Wärme ein Ziel, das zu vermessen ist, beeinflußt und sogar Verbrennungen bewirkt. Somit gibt es in der Praxis manchmal keine Auswahl, als sich mit einem relativ schlechteren Signal abzufinden, wenn ausreichend Licht nicht ohne gleichzeitige Wärmebildung erzeugt werden kann. Noch kann die oben beschriebene konventionelle Lösung beispielsweise während der gegenwärtig immer populärer werdenden magnetischen Abbildung eines Patienten verwendet werden oder während mit einer anderen leistungsfähigen, elektromagnetischen Quelle gearbeitet wird. Unter diesen Bedingungen würde das elektrische Kabel eines Sensors als eine Antenne für Interferenzen wirken, die von einem Steuer- bzw. Regelmonitor herrühren, und diese Interferenzen würden die magnetischen Bilder stören. Auch andere metallische Teile an dem Sensorende stören eine magnetische Abbildungseinrichtung und verzerren das Abbildungsergebnis. Auch in dem Abbildungsfeld können in dem elektrischen Leiter eines Sensors Ströme induziert werden, die ausreichend stark sind, damit ein Patient Verbrennungen erleidet, oder die Pulsoximetereinrichtung zu stören. Um seine reine bzw. saubere Arbeit in magnetischer Abbildungsumgebung sicherzustellen, darf der Oximetersensor keinerlei metallische Komponenten umfassen und somit müssen sämtliche üblichen Elektroniken ausgeschlossen sein.

[0003] Die Pulsoximetersensoren, die mit einer magnetischen Abbildungsumgebung kompatibel sind, sind typischerweise mit Faseroptiken ausgebildet bzw. konstruiert. Die Lichtquellen und der Detektor sind somit von einem tatsächlich abzubildenden Ort entfernt. Die Lichtzufuhr wird zu und von einem zu vermessenden Ort über optische Fasern geführt. In der Praxis ist das faseroptische Kabel ein Faserbündel, umfassend eine Mehrzahl von dünnen optischen Fasern und die üblicherweise einen Durchmesser von 1–3 mm aufweisen. Um einen klinisch verwendbaren Sensor zu entwickeln, ist es in zahlreichen Fällen notwendig, die Bündel aus optischen Fasern zu dem Sensorende in der Richtung, die wenigstens grob parallel mit den Sensorgehäusen ist, zu bringen. Dies erfordert, daß die Lichtzufuhr um etwa 90° im Inneren des Sensorgehäuses abgelenkt wird. Die Lichtzufuhr kann durch ein Biegen der optischen Fasern um einen Winkel von 90° abgelenkt werden, wie dies in der Publikation MEDICAL & BIOLOGICAL ENGINEERING & COMPUTING; Vol. 18 / 1980, Seiten 27– 32: Yoshiya, Shimada, Tanaka – "Spectrophotometric monitoring of arterial oxygen saturation in the fingertip" geoffenbart ist. In Hinblick auf die Herstellung ist diese Lösung jedoch schwer mit ausreichend großen Faserbündeln und mit einem ausreichend kleinen Biegeradius auszuführen. Die genannten Glasfasern werden leicht beim Biegen gebrochen. In gleicher Weise tritt ein Teil der Lichtzufuhr aus den Fasern an einer scharfen Krümmung aus, die in den Fasern ausgebildet wird.

[0004] Andere repräsentative faseroptische Designs für einen Pulsoximetersensor sind in Publikationen US-5,279,295 und WO-92/21281 beschrieben. In beiden Lösungen wird das Ende eines Faserbündels zum Führen eines Lichtsignals zu und von einem Ziel mehr oder weniger gebogen. In jedem Fall ist das Objekt der Messung ein Patientenfinger bzw. Finger eines Patienten. In der Publikation US-5,279,295 basiert die Überwachung auf der Reflexion von Licht von dem Finger, während die Publikation

WO-92/21281 eine konventionellere Lösung offenbart, worin der Finger durchleuchtet wird. In der Publikation WO-92/21281 wird das Material einer faseroptischen Bestrahlungsführung als Kunststoff festgelegt, d. h. es wird eine Kunststoffaser gefordert, welche möglicherweise ein wenig resistenter gegenüber Biegen als Glasfaser ist. Ein Nachteil der Kunststoffaser ist jedoch, wie dies in der Publikation angedeutet ist, daß ihre Durchlässigkeit sich nicht sehr weit in den Infrarotbereich erstreckt, was die Verwendung von Wellenlängen verhindert, welche optimal in bezug auf ein Messen und auch die Verwendung von bestmöglichen, lichtemittierenden Dioden (LED) geeignet wären. In diesen Lösungen kann auch einige Strahlung aus der scharfen Faserkurve austreten. Die beschriebenen Lösungen stellen ein Signal zur Verfügung, welches schlechter ist als jenes, welches erreicht wird, wenn ein gerades Faserbündel orthogonal bzw. senkrecht auf das Ziel gerichtet wäre. Weiters ist das Biegen eines Faserbündels ein teurer Zugang in bezug auf die Produktivität. Ein Faserbündel in der Nähe eines Ziels stellt einen relativ kleinen Oberflächenbereich zur Verfügung. Ein Ergebnis davon ist, daß der Sensor gegenüber einem sogenannten bewegungsbezogenen Artefakt empfindlich ist. Dies resultiert entweder direkt aus den Bewegungen eines Ziels relativ zu dem Sensor oder aus volumetrischen Änderungen, d. h. Änderungen in der Absorptionsfähigkeit durch externe Gründe in venöses Blut eingebracht werden. Dieser nachteilige bzw. schädliche Effekt wird weiter durch die Tatsache verstärkt, daß die numerische Faserapertur relativ klein ist. Normalerweise akzeptiert ein Faserbündel Lichtstrahlen innerhalb eines Bereichs von +/–40° oder bestenfalls +/–60° in bezug auf die Faserachse. Dies ist in bezug auf einen konventionellen Sensor bescheiden, worin die Quelle im Prinzip +/–90° abstrahlt und auch der Detektor dieselbe Menge bzw. dasselbe Ausmaß akzeptiert.

[0005] In der Publikation DE- 25 17 129 ist ein fotoelektrischer Pulsempfänger mit Faseroptiken geoffenbart. Der Empfänger umfaßt eine Strahlungsquelle und einen Detektor entfernt von dem Körper eines Patienten und einen faseroptischen Sensor, der eine Anwendungsoberfläche an dem proximalen Ende desselben aufweist, wobei die Anwendungsoberfläche auf dem Körper des Patienten angeordnet ist und die Strahlung über einen Faseroptiksensor geführt wird. Gemäß dieser Publikation ist die Anwendungsoberfläche dieses Sensors größer als der Querschnitt des Sensors, offensichtlich ist der Querschnitt des Bündels von optischen Fasern im wesentlichen parallel zu der Längsachse des Sensors positioniert und ist mit Abschnitten bzw. Sektionen für die Quelle und den Detektor versehen. In allen in dieser Publikation gezeigten Ausbildungen werden die optischen Fasern und in den meisten Fällen unter Winkeln von 90° gebogen, um die Anwendungsoberfläche parallel zu der Sensorlänge positioniert zu bekommen. Dieses Biegen der Fasern bewirkt sehr oft ein Brechen derselben oder zumindest Oberflächensprünge bzw. -risse. Die größere Anwendungsoberfläche wird durch ein Trennen der Endabschnitte der individuellen Fasern voneinander und durch Positionieren derselben über einen großen Bereich erreicht. In diesem Fall ist die Apertur der Anwendungsoberfläche exakt dieselbe wie die Apertur des optischen Faserbündels bzw. Bündels von optischen Fasern in dem Sensor, da die eine Strahlung übertragende Querschnittsfläche des Bereichs in keiner Weise verändert ist. Die große Anwendungsoberfläche ist hauptsächlich aus den dunklen Räumen bzw. Abständen zwischen den individuellen Fasern zusammengesetzt. Die alternativen Konstruktionen zum Ausbilden der größeren Anwendungsoberfläche benützen eine Schutzschicht mit streuenden und reflektierenden Eigenschaften an den Enden der Fasern.

[0006] Die Richtung einer Lichtzufuhr kann auch mittels einigen externen Strukturen abgelenkt werden, beispielsweise einer reflektierenden Spiegeloberfläche. Die reflektierende Spiegeloberfläche wird z. B. durch Metallisieren einer durchscheinenden Kunststoffoberfläche ausgebildet. Jedoch ist ein metallischer Spiegel nicht fähig, die gesamte Strahlungszufuhr, die aus den Fasern heraustritt bzw. stammt, abzulenken. In ähnlicher Weise ist ein metallischer Spiegel beim Koppeln einer ausreichenden Menge von gewebedurchdringender Strahlung mit einem zweiten Faserbündel und weiters mit dem Detektor unzureichend. Ein weiterer Nachteil in einem metallischen Spiegel ist, daß eine metallische Schicht darin inkludiert ist, welche sich als ein Ergebnis eines Entwickelns von Wirbelströmen während eines magnetischen Abbildens erwärmen kann und den Patienten Verbrennungsgefahren aussetzen kann. Weiters kann, wie dies oben beschrieben ist, eine metallische Schicht ein magnetisches Abbilden stören.

[0007] Ein erstes Ziel dieser Erfindung ist es, einen Sensor zur Verfügung zu stellen, worin wenigstens eine Strahlungsquelle oder wenigstens ein Faserbündel verwendet werden kann, um ein Ziel mit Strahlung zu versorgen und/oder Strahlung von einem Ziel zu wenigstens einem Detektor oder wenigstens einem Faserbündel effizient, vorteilhaft und kompakt gesammelt werden kann, was insbesondere eine hohe Effizienz in der Strahlungsübertragung bedeutet. Ein zweites Ziel der Erfindung ist es, einen Sensor zur Verfügung zu stellen, welcher nicht hoch empfindlich gegenüber einem bewegungsbezogenen Artefakt ist. Ein drittes Ziel der Erfindung ist es, einen Sensor zur Verfügung zu stellen, worin die durch Lichtquellen generierte Wärme nicht ein Ziel, das zu vermessen ist, erreicht, sondern als ein Ergebnis der Konfiguration von dieser weggeführt werden kann, was, falls notwendig, die Verwendung von Hochleistungs-Strahlungsquellen ermöglicht. Ein viertes Ziel der Erfindung ist, diese Art eines Sensors, welcher nicht zu streng die Verwendung eines anderwärts gewünschten Infrarotwellenlängenbereichs beschränkt.

[0008] Die oben beschriebenen Nachteile können eliminiert werden und die oben definierten Ziele können mittels eines Sensors dieser Erfindung, welcher durch das gekennzeichnet ist, was in den kennzeichnenden Teilen von Ansprüchen 1 und 6 geoffenbart ist, und durch die Verwendung eines derartigen Sensors erreicht werden, dessen Verwendung durch das gekennzeichnet ist, was in dem kennzeichnenden Teil von Anspruch 14 festgelegt ist.

[0009] In einer Vorrichtung der Erfindung kann die Lichtzufuhr effektiv gesammelt und, falls notwendig, im Inneren eines Sensorgehäuses mittels einer diffus reflektierenden Oberfläche abgelenkt werden. Meßtests haben gezeigt bzw. angedeutet, daß, wenn diese diffus reflektierende Oberfläche der Erfindung gemeinsam mit optischen Fasern verwendet wird, das resultierende Signal selbst wesentlich stärker als jenes ist, das mittels von auf einem Ziel festgelegten geraden oder gebogenen Fasern erzeugt wird. Dieses offensichtliche Paradoxon ist durch die Tatsache erklärbar, daß es möglich ist, größere Zielbereiche anzuwenden, wie dies nachfolgend erläutert wird. Die Lösung ist günstig, da die erforderlichen Materialien billig sind, und sie braucht wenig Platz, da das erforderliche Faserbündel nicht gebogen werden muß. Zusätzlich ist es möglich, einen vernünftigen Preis aufweisende, gerade Standardfaserbündel anstelle von teuren und zerstörungsanfälligen, speziellen Designs anzuwenden. In der Nähe eines zu messenden bzw. vermessenden Ziels sind die Lichtaperturen ausreichend groß, so daß Licht konsistent zu dem Ziel zugeführt werden kann und auch davon konsistent bzw. gleichmäßig über einen größeren Bereich als dem Faserdurchmesser gesammelt werden kann. Dadurch wird die Empfindlichkeit gegenüber einem bewegungsbezogenen Artefakt nicht signifikant bzw. unbedeutend. Bedingungen, die es erlauben, daß eine diffus reflektierende Oberfläche der Erfindung ohne optische Fasern in einem Sensor verwendet werden kann, der mit Lichtquellen und einem Detektor versehen bzw. ausgestattet ist. Es ist somit bevorzugt, daß die zu Lichtquellen gerichtete Seite mit einer diffus reflektierenden Oberfläche versehen ist. Auf diese Weise werden die Lichtquellen weiter von einem Ziel, das zu vermessen ist, weggebracht und die dadurch generierte Wärme wird leicht von dem Ziel weggeführt.

[0010] Die Erfindung wird nun im Detail unter Bezug auf die beiliegenden Zeichnungen beschrieben.

[0011] **Fig.** 1 ist eine Draufsicht einer typischen Ausbildung für einen Sensor der Erfindung, welcher mit optischen Fasern für die Übertragung von Strahlung und eines Meßsignals und somit für eine Trennung bzw. Beabstandung einer Strahlungsquelle und von Detektoren von einem Sensor selbst angepaßt ist und welche ausgebildet ist, um an einen Finger angepaßt zu werden und um mit einer finger-penetrierenden Meßtechnik zu arbeiten.

[0012] **Fig.** 2 ist ein Längsschnitt entlang einer Ebene I-I in **Fig.** 1, die eine erste Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, der Faseroptiken für ein Beabstanden von Strahlungsquellen und eines Detektors von dem tatsächlichen Sensor anwendet.

[0013] **Fig.** 3 ist ein Längsschnitt entlang einer Ebene I-I in **Fig.** 1, der eine zweite Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, der Faseroptiken für ein Beabstanden von Strahlungsquellen und eines Detektors von dem tatsächlichen Sensor anwendet.

[0014] **Fig.** 4 zeigt graphisch die Reflexionscharakteristika bzw. -merkmale von diffus reflektierenden Oberflächen der Erfindung.

[0015] **Fig.** 5A und 5B zeigen das Verhalten einer diffus reflektierenden Oberfläche der Erfindung mit Strahlung, die darauf aus verschiedenen Einfallswinkeln auftrifft.

[0016] **Fig.** 6 ist ein Längsschnitt in einer Ansicht ähnlich zu **Fig.** 2 und 3, die eine dritte Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, worin Lichtquellen entfernt von einem zu vermessenden Ziel angeordnet sind und elektrischer Strom zu und ein Signal von dem Sensor entlang elektrischer Leiter zugeführt und geliefert wird.

[0017] **Fig.** 7 ist ein Längsschnitt in einer Ansicht ähnlich zu **Fig.** 2 und 3, der eine vierte Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, worin Lichtquellen entfernt von einem zu vermessenden Ziel angeordnet sind und elektrischer Strom zu und ein Signal von dem Sensor entlang elektrischer Leiter gebracht und geliefert wird.

[0018] **Fig.** 8 ist ein Längsschnitt in einer Ansicht ähnlich zu **Fig.** 2 und 3, der eine fünfte Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, worin ein Detektor entfernt von einem zu vermessenden Ziel angeordnet ist und elektrischer Strom zu und ein Signal von dem Sensor entlang elektrischer Leiter gebracht und geliefert wird.

[0019] **Fig.** 9 ist ein Längsschnitt in einer Ansicht ähnlich zu **Fig.** 2 und 3, der eine sechste Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, worin ein Detektor entfernt von einem zu vermessenden Ziel angeordnet ist und elektrischer Strom zu und ein Signal von dem Sensor entlang elektrischer Leiter gebracht und geliefert wird.

[0020] **Fig.** 10 ist ein Längsschnitt entsprechend der Ansicht von **Fig.** 2–9, der eine siebente Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, worin ein Detektor entfernt von einem zu vermessenden Ziel angeordnet ist und elektrischer Strom zu und ein Signal von dem Sensor entlang elektrischer Leiter gebracht und geliefert wird und welcher ausgebildet ist, um auf der Oberfläche eines Patientenkörpers für eine Meßtechnik angebracht zu werden, die durch Reflektieren von einem Patientengewebe bewirkt wird.

[0021] **Fig.** 11 ist ein Längsschnitt in einer Ansicht ähnlich zu **Fig.** 2 und 3, der eine achte Ausbildung eines Sensors der Erfindung zeigt, worin ein Detektor entfernt von einem zu vermessenden Ziel angeordnet ist und elektrischer Strom zu und ein Signal von dem Sensor entlang elektrischer Leiter gebracht und

geliefert wird und welcher ausgebildet ist, um auf der Oberfläche eines Patientenkörpers für eine Meßtechnik aufgebracht zu werden, die durch Reflektieren von einem Patientengewebe bewirkt wird.

[0022] **Fig.** 12 zeigt im Prinzip die relative Position dieser strahlungsdurchlässigen Endwände, wobei die Meßstrahlung auf einer diffus reflektierenden Oberfläche der Erfindung auftrifft.

[0023] **Fig.** 13 zeigt im Prinzip die ersten relativen Richtungen der Hauptstrahlungsrichtung für eine Strahlungsquellenanordnung der Erfindung und die Hauptempfindlichkeitsrichtung für eine Detektoranordnung der Erfindung, die den Ausbildungen von **Fig.** 2–9 entspricht.

[0024] **Fig.** 14 zeigt im Prinzip die zweiten relativen Richtungen der Hauptstrahlungsrichtung für eine Strahlungsquellenanordnung der Erfindung und die Hauptempfindlichkeitsrichtung für eine Detektoranordnung der Erfindung entsprechend den Ausbildungen von **Fig.** 10 und 11.

[0025] Ein typischer Pulsoximetersensor wird an einer Fingerspitze festgelegt, wie dies in **Fig.** 1 gezeigt ist. In dieser Anmeldung werden die Ausdrücke Strahlung und Licht für die Darstellung desselben Dings verwendet, d. h. eine elektromagnetische Strahlung unabhängig von einer Wellenlänge. In dieser Ausbildung gelangt die Strahlung oder das Licht in einen oberen Sensorabschnitt **1** entlang eines faseroptischen Kabels **2** und ein Licht **54**, das durch den Finger hindurchgetreten ist, wird in einem Bodensensorabschnitt **3** gesammelt, um es davon entlang eines faseroptischen Kabels **4** zu einem Detektor zu führen bzw. zu leiten. In kommerziell erhältlichen Sensoren umfaßt die Lichtquelle allgemein zwei Dioden (LED), die bei unterschiedlichen Wellenlängen emittieren, und die Detektion von Licht wird allgemein z. B. mittels eines einzigen Siliziumdetektors durchgeführt, da die aufgebrachten bzw. angelegten Wellenlängen innerhalb seines Empfindlichkeitsbereiches verbleiben. So werden die zwei bestrahlenden Dioden (LED) alternierend bzw. abwechselnd in synchronisierter Weise bei einer geeigneten Frequenz betätigt, wodurch Signale, die bei unterschiedlichen Wellenlängen produziert werden, voneinander unterscheidbar sind. Es gibt nichts, was die Verwendung von selbst mehreren Wellenlängen ausschließen würde, solange beispielsweise die vorliegende optische Faser fähig ist, dieselben zu leiten bzw. zu übertragen und auch andere optische Komponenten in einer damit kompatiblen Weise arbeiten. Es ist auch möglich, andere Arten von Strahlungsquellen anzuwenden, wie thermische Emitter oder Laser. Es ist auch möglich, zwei Breitband-Strahlungsquellen und zwei Detektoren anzuwenden, die Empfindlichkeiten besitzen, welche beispielsweise mittels Filtern adaptiert sind, die für schmale bzw. enge Wellenlängenbanden durchlässig sind, um mit den gewünschten Wellenlängen zu arbeiten. In bezug auf diese Erfindung sind weder die Wellenlänge der angewandten Strahlung noch die Breite eines Wellenlängenbandes noch die Anzahl von Strahlungsquellen und die Detektoren noch die Art der Strahlungsquellen und Detektoren wesentliche Merkmale. Zusätzlich zu einer Fingerspitze kann der Pulsoximetersensor beispielsweise an dem Ohr, der Handfläche oder einer Zehe festgelegt sein. In diesem Fall hat der Sensor ein unterschiedliches Aussehen, jedoch funktionieren die diffus reflektierenden Oberflächen dieser Erfindung exakt auf dieselbe Weise unabhängig von einem vermessenen Ziel. Daher ist es in erster Linie ein Fingersensor, welcher nachfolgend studiert wird.

[0026] Ein Fingersensor **100**, wie er in **Fig.** 1 gezeigt ist, ist z. B. in **Fig.** 2 in einem Längsschnitt dargestellt. Der Sensor **100** hat seinen oberen bzw. Spitzenabschnitt **1** und Bodenabschnitt **3** bei **5** in einer derartigen Weise angelenkt, daß beide Abschnitte des Sensors fähig sind, sich um einen Finger **6** zu öffnen und zu schließen. Allgemein verbleibt der Sensor stationär mittels einer Federkraft und einer Reibung, die durch Kissen **7**, **8** entwickelt wird. Faseroptische Kabel **2** und **4**, die optische Durchmesser typischerweise in der Größenordnung von 1 bis 3 mm aufweisen, sind mit dem oberen und Bodensensorabschnitt **1** und **3** mittels einer konventionellen Zwinge **9** oder **10** zum Halten von individuellen Fasern in einem einzigen Bündel und mittels einer Einrichtung **11** und **12** verbunden, um eine dauerhafte Anordnung zur Verfügung zu stellen. Die Zwingen bzw. Klemmen **9** und **10** sind ähnlich wie alle anderen Komponenten des Sensors aus anderen Materialien als Metall gefertigt, wenn die Absicht besteht, den Sensor in einem elektromagnetischen Feld einzusetzen. Um einen klinisch verwendbaren Sensor zur Verfügung zu stellen, gelangen die faseroptischen Strahlungsleiter **2** und **4** in den Sensor **100** mehr oder weniger in der Richtung eines Fingers und in allgemeinen Worten gelangen die faseroptischen Kabel in den Sensor prinzipiell in der Richtung parallel zu der Außenoberfläche eines zu vermessenden Zieles, in diesem Fall einer äußeren Fingeroberfläche **50**. So können beispielsweise in einem Fingersensor die optischen Fasern in dem Sensor aus der Richtung der Handfläche oder aus der Richtung der Fingerspitze oder in einer Richtung quer zur Länge des Fingers eintreffen. In einem mit dem Ohrläppchen verbindbaren Sensor gelangen die optischen Fasern typischerweise in der Richtung des Ohrläppchens und in einem Sensor, der in das Innere des Ohrs einzupassen ist, in der Richtung des externen Hörkanals. Die Verwendung von faseroptischen Strahlungsleitern erlaubt es, daß alle metallischen und elektrischen Komponenten entfernt von dem tatsächlichen Sensor **100** angeordnet sind, wie in Verbindung mit dem tatsächlichen Meßmonitor oder einem bestimmten Wandler zwischen dem Sensor und dem Monitor. Der Abstand wird so gewählt, daß er ausreichend für jede gegebene Anwendung ist, so daß der Pulsoximetersensor keine Schwierigkeiten bewirkt oder selbst beeinflußt bzw. gestört wird. Wenn eine diffus reflektierende Oberfläche der Erfindung verwendet wird, kann die eine optische

Strahlung führende bzw. leitende Faser eine Glasfaser umfassen, welche selbst für ziemlich langwellige Infrarotstrahlung gut durchlässig ist, da in einer Lösung der Erfindung die Faser nicht gebogen werden muß, um die Strahlung auf einen gewünschten Winkel, d. h. allgemein in eine orthogonale Richtung, relativ zu der Außenoberfläche **50** des Ziels **6** zu bringen.

[0027] Das Licht, das von einer Strahlungswelle **38** entlang eines Faserkabels **2** ankommt, tritt aus dem Faserende an einem Punkt, der mit einer Innenendwand **13a** versehen ist, die in einem Strahlungsübertragungsabschnitt der Erfindung vorgesehen ist, als ein Strahl von Streulicht aus, der einen Öffnungswinkel um die zentrale Achse typischerweise von +/– 40° und bei Weitwinkelfasern +/–60° aufweist. Ein kleiner Teil dieses Lichts kann auf die Außenoberfläche **50** des Fingers **6** fallen, jedoch fällt das meiste davon auf die diffus reflektierende Oberfläche **14** der Erfindung, welche in einem Hohlraum **18** enthalten ist und eine trichterartige Form aufweist, wie dies in der Figur gezeigt ist, und sich zu dem Ziel **6** öffnet. Vorzugsweise weist die Innenwand **13a** des Hohlraums **18** einen Oberflächenbereich auf, welcher in der gleichen Größenordnung wie die Querschnittsfläche des Faserbündels ist und der Oberflächenbereich einer äußeren Endwand **16** in der Richtung, die wenigstens grob zu der Fingeroberfläche **50** parallel ist, ist größer als diese. So divergiert der Hohlraum **18** zu einem Ziel. Die Strahlung erreicht den Übertragungsabschnitt über die innere Endwand, setzt sich mittels der diffus reflektierenden Oberfläche **14** fort und dringt in ein zu vermessendes Ziel durch die äußere Endwand ein. So kann in Abhängigkeit von der Faser **2** die innere Endwand **13a** einen Durchmesser von z. B. 1 bis 3 mm aufweisen und ein bevorzugter Durchmesser für die äußere Endwand **16** ist beispielsweise etwa 7 mm, was das Streuen von Licht über einen großen Oberflächenbereich ermöglicht, und die Empfindlichkeit gegenüber einem bewegungsbezogenen Artefakt bleibt nicht signifikant, wobei kein Licht aus der Quelle zu dem Detektor austritt, ohne durch ein Ziel hindurchzutreten. Auch paßt ein großer Oberflächenbereich besser mit der Pulsoximeter-Kalibrierkurve zusammen, die für ein Bestimmen der Beziehung mit dem Sauerstoffgehalt des Blutes verwendet wird, da die lokalen Inhomogenitäten eines Ziels, wie knocheninduzierte Schatten oder individuelle venöse Blutgefäße, nicht fähig sind, einen so starken Effekt auf das Meßergebnis zu besitzen, wie dies der Fall mit einem kleineren, äußeren Endwandoberflächenbereich der Fall sein würde. In bezug auf die Betätigung können die Oberflächenbereiche der Aperturen jedes vorgegebene Verhältnis aufweisen, wobei es in der Praxis jedoch bevorzugt ist, daß die Apertur, welche zu einem zu messenden Ziel öffnet, größer wird bzw. ist. In einem typischen Fall weist die äußere Endwand einen Oberflächenbereich auf, welcher wenigstens das Doppelte in bezug auf jenen der inneren Endwand ist, wobei sie jedoch noch bedeutend größer, z. B. das Zehnfache, sein kann.

[0028] Die exakte Konfiguration der diffus reflektierenden Oberfläche **14** ist auch nicht kritisch. Sie kann ein geneigter Konus bzw. Kegel **15b**, wie in **Fig.** 2, sein, jedoch funktionieren auch andere Konfigurationen, wie ein Trichter **15c** mit gekrümmter Oberfläche, der in **Fig.** 3 gezeigt ist, gleichermaßen gut. In der Ausbildung von **Fig.** 5A–5B kann der Trichter ein geneigter Keil sein, wodurch eine diffus reflektierende Oberfläche **30** eben bzw. flach ist, oder ein geneigter Konus oder Zylinder, wobei die diffus reflektierende Oberfläche **30** konkav zu der Innenseite eines Hohlraums **18** ist. In dem ersteren Fall ist die Bildebene, die zum Querschnitt des Hohlraums schaut, ein Rechteck, und im letzteren Fall ist sie ein Kreis oder eine Ellipse. Wenn sie eben ist, sollte die diffus reflektierende Oberfläche vorzugsweise in einer grob orthogonalen Lage zu der Winkelhalbierenden eines Winkels sein, der durch die Normale auf die Innenendwand und die Normale auf die Außenendwand gemeinsam ausgebildet ist, wie dies beispielsweise in **Fig.** 5A und 5B gezeigt ist. Betreffend den gekrümmten Trichter **15C** ist es andererseits geeignet, die Innenendwand und die Außenendwand in einer derartigen Weise anzuordnen, daß die Normalen darauf die diffus reflektierende Oberfläche oder einen Oberflächenabschnitt oder eine Erstreckung davon schneiden, mit anderen Worten müssen die Normalen der Endwände zu der diffus reflektierenden Oberfläche gerichtet sein. Die Apertur der äußeren Endwand **16** eines Trichters ist vorzugsweise beispielsweise mit einem Fenster abgedeckt, um Schmutz daran zu hindern, seinen Weg in den Hohlraum **18** und weiters auf die Endoberfläche eines Faserbündels oder auf die diffus reflektierende Oberfläche zu finden. Das Fenster kann beispielsweise aus Silikon oder einem anderen geeigneten Material konstruiert sein. Eine andere Option ist es, den gesamten Hohlraum **18** mit einem lichtdurchlässigen Material zu füllen, beispielsweise mit ähnlichem transparenten Silikon. Dies ist nicht für das geeignete Funktionieren einer diffus reflektierenden Oberfläche schädlich. Es ist offensichtlich, daß die innere und die äußere Endwand mit Fenstern, die aus einem geeigneten Material gefertigt sind, abgedichtet sein können und der Hohlraum **18**, **41** mit einem geeigneten Gas oder einer Flüssigkeit gefüllt sein kann.

[0029] Nachdem es durch den Finger hindurchgetreten ist, ist das Licht vollständig gestreut und an dem Meßpunkt arbeitet jeder Punkt des Fingers als eine Lambert'sche Quelle. Licht kommt aus einem ziemlich weiten Bereich und die effektive Sammlung davon an der Endwandoberfläche der Faser oder des Faserbündels **4** ist nicht einfach, unabhängig davon, welcher des tatsächlich auftretenden Durchmessers und Öffnungswinkels für die Faser oder das Faserbündel verwendet wird. Nichtsdestotrotz sollte die Faser **4** fähig sein, zu einem Detektor **37** so viel wie möglich der Strahlung, die von einem zu vermessenden Ziel austritt bzw. stammt, zu bringen. Eine diffus

reflektierende Oberfläche **17** ähnlich der Oberfläche **14** trägt selbst auf der Strahlungssammelseite zu einer erhöhten Sammlungseffizienz bei, wie dies nachfolgend ausgeführt wird. In bezug auf ihre Abmessungen kann sie ähnlich der Trichteroberfläche **14** sein, wobei sie jedoch auch eine andere Konfiguration aufweisen kann, insbesondere wenn die Faserbündel **2** und **4** voneinander verschieden sind. So wird die Strahlungssammlung von einem Ziel **6** mittels einer ähnlichen Art eines Hohlraums **18** wie die Zufuhr von Strahlung zu dem Ziel **6** durchgeführt, wobei der Hohlraum **18** somit eine Innenendwand **19a** umfaßt, mit welcher die gesammelte Strahlung zu der Faser **4** übertragen wird, ebenso wie eine Außenseitenendwand **26**, mit welcher die Strahlung in das Innere des Hohlraumes eintritt, um nachfolgend von der diffus reflektierenden Oberfläche **17** reflektiert zu werden. Das Design kann vollständig analog zu dem oben beschriebenen Strahlungszufuhrhohlraum sein. So weist die äußere Endwand **26** einen Oberflächenbereich auf, welcher vorzugsweise jenen der Innenendwand **19a** übersteigt, typischerweise weist die äußere Endwand einen Oberflächenbereich auf, welcher wenigstens das Doppelte in bezug auf jenen der Innenendwand ist, wobei er jedoch noch bedeutend größer, z. B. das Zehnfache, sein kann. Im Hinblick auf die tatsächliche Betätigung können die Öffnungen bzw. Aperturen Oberflächenbereiche aufweisen, deren Verhältnis zueinander beliebig sein kann, wie dies bereits oben beschrieben wurde. Auch in diesem Fall müssen die Endwände ihre Normalen zu der diffus reflektierenden Oberfläche oder einer Erstreckung derselben gerichtet aufweisen, wie dies oben erklärt wurde. Selbst in diesem Fall kann die Öffnung in der äußeren Endwand **26** des Trichters mit transparenten Silikon oder einem anderen kompatiblen Material überdeckt sein oder der gesamte Hohlraum **18** kann mit diesem Material gefüllt sein, ohne die Arbeitsweise der diffus reflektierenden Oberfläche zu stören.

[0030] In den oben beschriebenen Ausbildungen von **Fig.** 2 und 3, in der Ausbildung von **Fig.** 5A und 5B, ebenso wie teilweise in den Ausbildungen von **Fig.** 6 und 8, ist der Hohlraum **18** mit Innenendwänden **13a**, **19a**, **13b**, **19b** und **32** versehen, welche einen Winkel K relativ zu der Außenendwand **16**, **26** und **35** des Hohlraumes ausbilden, wobei der Winkel innerhalb des Bereiches von 30°–100°, allgemein bei wenigstens 45°, vorzugsweise innerhalb des Bereiches von 60°–95° und typischerweise bei etwa 90° liegt. Dieser Winkel wird weiter in **Fig.** 12 erläutert. In **Fig.** 2–3, 5A–5B, 6 und 8, ist der Winkel K im wesentlichen ein rechter Winkel, wobei jedoch, wenn dies durch eine spezielle Anwendung erforderlich ist, er etwas mehr als 90° betragen kann, wie dies oben ausgeführt wurde. Diese beschriebene Winkelkonfiguration erlaubt den Durchgang des faseroptischen Strahlungsleiters **2**, **4** zu einem Sensor z. B. in der Richtung der Außenoberfläche **50** eines Ziels oder in einer anderen geeigneten Richtung, ohne daß die optische Faser gebogen werden muß. Natürlich können die Innenendwände **13b** und **19b** perfekt oder nahezu parallel zu der gegebenen, entsprechenden, äußeren Endwand **16** und **26** sein, wie dies in **Fig.** 7 und 9 gezeichnet bzw. dargestellt ist und nachfolgend in größerem Detail zu beschreiben ist. In jedem Fall ist zwischen der inneren Endwand und der äußeren Endwand eine diffus reflektierende Oberfläche gemäß der Erfindung eingepaßt. Die äußere Endwand wird gegen die äußere Oberfläche eines Ziels, das zu vermessen ist, festgelegt, wobei ein geringer Spalt oft zwischen diesen belassen wird, unabhängig davon, ob es sich um die zufuhrseitige Strahlung zu einem Ziel oder die Seite einer Sammlung von Strahlung von einem Ziel handelt. Die Innenendwand bezieht sich auf einen Kontaktpunkt mit einer optischen Faser oder einem anderen eine Strahlung leitenden Element oder mit Strahlungsquellen oder einem Detektor oder dgl. In der Theorie ist es nicht absolut notwendig, daß eine Umhüllung des Hohlraums **18** zwischen den Endwänden vorgesehen ist, um die Endwände ebenso wie die diffus reflektierende Oberfläche zu umgeben, obwohl in der Praxis der Hohlraum und seine Ummantelung normalerweise notwendig sind, um externe, mechanische und physikalische und chemische Nachteile zu vermeiden.

[0031] Die Qualitäten einer diffus reflektierenden Oberfläche sind in **Fig.** 4 dargestellt. Ein Lichtstrahl **20** fällt auf verschiedene Arten von diffus reflektierenden Oberflächen **21**, **22** und **23**. Die Rauheit einer Oberfläche und die optischen Charakteristika bzw. Merkmale eines Materials bestimmen, wie der Strahl reflektiert wird. Es ist selbstverständlich wünschenswert, daß die Oberfläche die aufgebrachte Strahlung nicht absorbiert und daß das Material nicht so dünn ist, daß das Licht fähig ist, dadurch auszutreten. Das Licht kann direkt von der Oberfläche reflektiert werden oder es kann tiefer in ein diffus reflektierendes Material eindringen, bevor es zurückreflektiert wird. Die Oberfläche **21** ist eine sogenannte Lambert'sche Oberfläche, welche komplett das darauf eingefallene Licht **20** streut. In diesem Fall ist die Rauheit eines Oberflächenmaterials oder die Größe der Strukturelemente eines Materials kleiner oder in der gleichen Größenordnung wie die Lichtwellenlänge. Das Licht streut in jede Richtung, so daß die reflektierte Strahlung eine Intensitätsverteilung besitzt, welche einer gepunkteten Linie **24** folgt (die Verteilung ist durch eine Kugel dargestellt, welche tangential auf die reflektierende Oberfläche liegt, wobei die Intensitätsvektoren von Tangentialpunkten ausgehen und an der Kugeloberfläche enden). Eine derartige Oberfläche erscheint aus jeder Richtung gleichmäßig hell und ist theoretisch die bestmögliche Streuungsoberfläche, d. h. eine diffus reflektierende Oberfläche. Eine derartige Oberfläche ist schwierig herzustellen, jedoch verkauft beispielsweise Labsphere, Inc. ein Material, das Spektralon genannt wird, das Charakteristika besitzt, welche jenen der Oberfläche **21** sehr nahe kommen. Dieselbe Art von Material ist auch als

eine Beschichtung erhältlich. Die Materialien und Beschichtungen haben eine Reflexionsfähigkeit von etwa 99%, womit die Absorption und Durchlässigkeit nicht signifikant bzw. unbedeutend sind. Die Oberfläche **22** stellt einen Fall dar, in welchem ein streuender bzw. Streuabschnitt **25** signifikant ist, in welchem jedoch auch eine Spiegelreflexion **26** auf der Oberfläche sichtbar ist. Sie ist auch in einem Sensor der Erfindung verwendbar bzw. nützlich, obwohl die Effizienz etwas schlechter ist als jene, die mit der Oberfläche **21** erreicht wird. Zahlreiche streuende Materialien gehören zu dieser Kategorie. Beispielsweise können die kommerziell erhältlichen Silikonpolymere, welche leicht in eine geeignete Form formbar sind, geringfügig durchscheinend über der Oberfläche davon verbleiben und somit ist eine gewisse Spiegelreflexion unvermeidbar. Jedoch hat die Spiegelreflexion einer Oberfläche eine Intensität, deren Verhältnis allgemein gering in bezug auf die diffus reflektierte Intensität ist, da die Spiegelreflexion von dem Brechungsindex des Materials abhängt, welcher bei Silikonpolymeren relativ niedrig ist, und da das Material nicht metallisch ist. Die Oberfläche **23** ist rauher als die Oberflächen **21** und **22**, wie sich dies aus der Tatsache ergibt, daß eine Intensitätsverteilung **27** eine Ellipse oder ein Ellipsoid parallel zu einer Spiegelreflexion **28** ist. Jedoch bleibt der streuende oder Strahlen diffundierende Effekt dominant. Die Strahlendiffusion resultiert aus der Tatsache, daß Licht von verschieden Rauheitsmustern einer Oberfläche in Richtungen verschieden von derjenigen reflektiert wird, in welche die Strahlung von einer gemeinsamen Spiegeloberfläche reflektiert würde, und somit ähneln die Intensitätsmuster einem Streumuster. Allgemein ist die praktische, diffus reflektierende Oberfläche eine Kombination von allen Oberflächen, die in **Fig.** 4 gezeigt sind. Obwohl nicht metallische Materialien in den meisten Fällen in diffus reflektierenden Oberflächen verwendet werden, ist es im Prinzip nicht denkbar, ein entsprechend oberflächenbehandeltes Metall ebenso zu verwenden, wenn die spezielle Anwendung die Verwendung von Metall in dem Sensor erlaubt. Ein Metall, das behandelt ist, damit es diffus reflektierend wird, kann die einzige Lösung sein, wenn es notwendig ist, extrem lange Wellenlängen zu verwenden. Dies ist jedoch bei einem normalen Pulsoximetersensor nicht der Fall und somit ist die Verwendung von nicht metallischen Materialien plausibel.

[0032] **Fig.** 5A und 5B zeigen, wie die diffus reflektierende Oberfläche als ein Lichtsammelsystem arbeitet und warum ihre Verwendung bevorzugt ist. In **Fig.** 5A kommt ein Strahl **29** von einer radialen Richtung, vorzugsweise in bezug auf Spiegelreflexion einer diffus reflektierenden Oberfläche **30**, welche irgendeine der Oberflächen **21**, **22** oder **23**, die in **Fig.** 4 gezeigt sind, sein kann. Selbst nach der Spiegelreflexion würde es wahrscheinlich sein, daß der Strahl auf die Endwandoberfläche eines Faserbündels **31** einfällt, welche in Ausrichtung mit einer Innenendwand **32** ist, da das Bündel von optischen Fasern **31** alle Winkel **36** akzeptiert, die kleiner als der Öffnungswinkel der Faser sind. In **Fig.** 5B kommt andererseits ein Strahl **33** von einer derartigen Richtung, daß die Spiegelreflexion ihn vollständig aus dem System als einen Strahl **34** bringen würde. Dies ist nicht bevorzugt, obwohl es möglich ist anzunehmen, daß ein Teil des Strahls, der neuerlich von der Oberfläche eines Ziels reflektiert würde, in dem Trichter, wenn auch in einem entscheidend geschwächten Zustand, ankommt. Es soll nachfolgend angenommen werden, daß die Oberfläche **30** total diffus reflektierend ist, d. h. eine sogenannte Lambert'sche Oberfläche, die oben erwähnt ist, und ein Vergleich zwischen einer derartigen diffus reflektierenden Oberfläche der Erfindung und einem Faserbündel in direktem Kontakt mit einem Ziel durchgeführt werden. Es soll weiter angenommen werden, daß das Faserbündel **31** einen Durchmesser von 2 mm beim Halten bzw. Übereinstimmen mit dem Durchmesser der Innenwand **32** und daß eine Außenendwand **35**, d. h. eine Einlaßöffnung, die in dem Hohlraum **18** inkludiert ist und zu dem Ziel öffnet, einen Durchmesser von 7 mm aufweist. Das Betriebs- bzw. Betätigungsprinzip eines diffus reflektierenden Hohlraumes ist dasselbe wie jenes einer integrierenden Kugel und es ist somit möglich, mit einer ausreichenden Genauigkeit eine Berechnungsformel betreffend eine integrierende Kugel anzuwenden. Der Hohlraum umfaßt zwei Öffnungen **32** und **35**, wie sie allgemein in einer integrierenden Kugel gefunden werden. Als eine Ausnahme von der normalen integrierenden Kugel ist es möglich, die Tatsache zu akzeptieren, daß einige Strahlung direkt von der Öffnung **35** zu der Öffnung **32** gelangt, ohne auf die Hohlraumwand aufzutreffen, mit anderen Worten ist die Öffnung bzw. Apertur **35** von der Öffnung **32** aus zu sehen. Dies ist im Hinblick auf die Erfindung günstig, da hier keine Reflexionsverluste auftreten werden. Es wird jedoch beabsichtigt, daß die Gesamtstrahlung wenigstens einmal auf die diffus reflektierende Oberfläche **30** auftrifft. Ein Teil T2 der Intensität, die in der Öffnung **35** ankommt, welche von der Öffnung **32** ausgeht bzw. austritt, wird daher

$$T2 = f2*R_w/[1 - R_w*(1 - f1 - f2) - R1*f1],$$

sein, worin f1 und f2 das Verhältnis der Oberflächenbereiche der Öffnungen **32** und **35** zu einem Oberflächenbereich A des Gesamthohlraums darstellt, Rw ein Reflexionsfaktor für die diffus reflektierende Oberfläche ist und R1 ein Reflexionsfaktor für die äußere Endwand **35** oder noch präziser für die äußere Oberfläche **50** des Ziels **6** ist. Der Wert des Oberflächenbereiches A ist nicht besonders kritisch, obwohl ein kleiner Wert in diesem Fall günstig erscheint. Der in diesem Beispiel gegebene Wert ist 100 mm^2. Der Reflexionsfaktor für den Hohlraum wurde mit der Verwendung von weißem Silikon als Rw = 0,93 gemessen und der Reflexionsfaktor für ein Ziel, d. h. die menschliche Haut, wurde abgeschätzt, wie er mit ro-

tem Licht gemessen wurde, daß er R1 = 0,6 beträgt. So trägt die Reflexionsfähigkeit des Ziels **6** allgemein zu dem Signal bei. Unter Verwendung dieser Werte wird die resultierende Durchlässigkeit T2 = 0,13 sein. Eine Oberfläche des Ziels **6**, das bzw. die durch die Öffnung **35** definiert ist, enthält diffus durchlässige Lambert'sche Quellen $(7/2)^2$ = 12,25 mal größer als das, was direkt durch die Öffnung **32** aufgenommen werden könnte, d. h. eine größere Anzahl von Quellen in bezug auf die Verhältnisse zwischen den Oberflächenbereichen der Öffnungen. So würde der Gewinn einer Sammlung 0,13*12,25 = 1,59 sein, d. h, das Ergebnis wird ein Signal von mehr als ein und ein halbes Mal stärker als jenes sein, welches durch direktes Sammeln mit dem Faserende produziert werden könnte. Die durchgeführten Messungen haben diese Theorie deutlich unterstützt, obwohl die Vergrößerung eines Signals geringfügig kleiner als berechnet war, möglicherweise aufgrund eines nicht perfekten Kontaktes zwischen einem Ziel **6** und der äußeren Endwand des Hohlraums **18**, einem geringeren Reflexionsfaktor als erwartet für das Ziel und einer inhomogenen Beleuchtung des Ziels bzw. Targets.

[0033] Daher ist es mit einem größeren Oberflächenbereich der äußeren Endwand **16**, **26** und **35** möglich, mehr Licht an der inneren Endwand **13a**, **13b**, **13c**, **19a**, **19b** und **32** unter Verwendung der diffus reflektierenden Oberfläche **14**, **17**, **21**– **23**, **30** zwischen dem Ziel **6** und einer Strahlungsquelle oder einem Detektor zu sammeln, d. h. in dem Hohlraum **18**, **41**, und zur selben Zeit kann die Richtung einer Strahlung, die von dem Ziel kommt, wie gewünscht abgelenkt werden oder in diesem Fall mit der Richtung der optischen Faser **4**, **31** zusammenfallen. Andere Vorteile aus der Verwendung eines größeren Oberflächenbereiches beinhalten eine reduzierte Empfindlichkeit gegenüber einem bewegungsbezogenen Artefakt, sei es eine direkte externe Störung oder eine interne Störung, die beispielsweise aus volumetrischen Änderungen in venösem Blut herrührt.

[0034] Das Vorhergehende hat lediglich wenige Beispiele beschrieben, wie eine diffus reflektierende Oberfläche oder Material in einem Pulsoximetersensor, der an bzw. auf Basis von Faseroptiken arbeitet, verwendet werden kann. Es ist offensichtlich, daß hier andere vorstellbare Arten von Lösungen, basierend auf demselben Prinzip der diffusiven Reflexion existieren. Die optische Faser ist nicht absolut notwendig für ein geeignetes bzw. ordnungsgemäßes Funktionieren dieses erfinderischen Prinzips, obwohl ein faseroptischer Pulsoximetersensor eine bevorzugte Anwendung ist. Selbst ein konventioneller Sensor, worin Lichtquellen **38** und ein Detektor **37** in einem Sensor **100** näher zu einem zu vermessenden Ziel **6** inkludiert sind, kann unter Verwendung von diffus reflektierenden Oberflächen in Übereinstimmung mit der Erfindung verbessert werden. Eine derartige Lösung ist in **Fig.** 6 gezeigt. In dieser Lösung ist ein Detektor **37** nahe einem Ziel **6**, das zu vermessen ist, angeordnet, wie in traditionellen Sensorausbildungen bzw. -konstruktionen. Andererseits sind die Lichtquellen **38**, normalerweise zwei Dioden (LED), die bei unterschiedlichen Wellenlängen emittieren, gemäß der Erfindung an einer Innenendwand **13b** festgelegt, die in einem diffus reflektierenden Hohlraum **15c** inkludiert ist. Im Prinzip kann die Anzahl von Strahlungsquellen **38** mehr als zwei betragen, falls dies für eine spezielle Anwendung erforderlich ist oder eine mehr als normale Leistungsmenge zu dieser zugeführt werden kann. Eine höhere Lichtzufuhr verbessert das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, welches andererseits in bestimmten Arbeitsbedingungen zu schlecht sein kann. Der erhöhte Leistungsverbrauch und der begleitende Anstieg in der Temperatur sind in dieser Anordnung nicht auf ein Ziel **6**, das zu vermessen ist, fokussiert, sondern können effektiv zu einer Spitzeneinheit **1** geführt werden. Dies dient dazu, um mögliche hitze- bzw. wärmebezogene Schädigungen in dem Ziel **6**, das zu vermessen ist, zu eliminieren. Zusätzlich wird der Effekt auf ein Meßergebnis aufgrund der Position von verschiedenen Lichtquellen vergleichmäßigt werden. Elektrische Zufuhrsignale sowohl von dem Detektor **37** als auch den Lichtquellen **38** werden entlang eines elektrischen Kabels **39** zu einem Steuer- bzw. Regelmonitor geführt.

[0035] **Fig.** 7 erläutert eine andere korrespondierende Lösung, worin eine diffus reflektierende Oberfläche **14**, die in einen Hohlraum **41** enthalten ist, nicht lateral bzw. seitlich gekrümmt ist, sondern stattdessen ein gerader Konus **15a**, der gerade zu einem Ziel **6** schaut bzw. gerichtet ist und der seine innere Endwand **13b** entlang von Strahlungsquellen **38**, die darin enthalten sind, in einem derartigen Abstand von dem Ziel **6**, das zu vermessen ist, aufweist, daß gegebenenfalls generierte Wärme weg von dem Ziel zu einem Rahmen **1** geführt bzw. geliefert werden kann. Der einen Hohlraum bildende, direkte bzw. gerade Konus **15a** hat eine ansonsten ähnliche Funktion zu geneigten oder gekrümmten Trichtern **15b** und **15c** mit der Ausnahme, daß der Anteil von direktem Licht aus den Quellen zu einem Ziel höher ist. Wenn die Trichter **15a**–c diffus mit einer hohen Effizienz reflektieren, sollte das Signal keinen Unterschied zwischen den unterschiedlichen Arten von Hohlräumen **18** und **41** anzeigen.

[0036] Der Detektor kann auch einen diffus reflektierenden Hohlraum beispielsweise zum Eliminieren der Wirkung eines bewegungsbezogenen Artefaktes verwenden, wie in der in **Fig.** 8 gezeigten Lösung. In diesen Lösungen sind Lichtquellen **38** nahe der Oberfläche eines Ziels **6** angeordnet, jedoch könnten sie ebenso weiter weg von einem Ziel gemäß **Fig.** 6 oder 7 angeordnet sein. Ein Detektor **37** ist noch weiter entfernt von der Oberfläche des Ziels **6** an einem inneren Ende **19b**, das in einem Hohlraum inkludiert ist, angeordnet, welcher mit einer diffus reflektierenden Oberfläche versehen ist und in diesem Fall ein gekrümmter Trichter **15c** ist. Exakt auf dieselbe Weise wie bei der Lösung von **Fig.** 7 kann der Detektor

37 auch gerade bzw. unmittelbar auf das Ziel **6** gerichtet sein, wie dies in **Fig.** 9 gezeigt ist, indem ein entsprechend geformter direkter bzw. gerader Konus **15a** als ein Hohlraum **41** verwendet wird. In den Lösungen, die in **Fig.** 8 und 9 gezeigt sind, kann der Detektor **37** verwendet werden, um Licht von einem größeren Oberflächenabschnitt des Ziels **6** anzuzeigen und, wie dies oben ausgeführt wurde, um noch mehr bzw. ein größeres Signal zu produzieren, als dies erhalten werden könnte, wenn der Detektor in einer konventionellen Weise nahe der Zieloberfläche angeordnet wäre.

[0037] Alle obigen Pulsoximetersensoren waren solche, die auf einer Übertragung, die gerade durch ein Ziel gemessen wurde, beruhten. So sind eine Richtung S der Hauptstrahlung von einer Strahlungsquelle **38** und/oder einer entsprechenden, diffus reflektierenden Oberfläche und eine Hauptempfindlichkeitsrichtung H, die durch einen Detektor und/oder eine entsprechende, diffus reflektierende Oberfläche angezeigt sind, im wesentlichen entgegengesetzt zueinander, d. h. bilden einen relativen Winkel von 180° oder bilden einen stumpfen Winkel V1, wie dies in **Fig.** 13 illustriert ist. Dies bildet ein Licht **54** aus, das direkt durch ein Ziel hindurchtritt, um ein Meßsignal zu erhalten.

[0038] Es gibt nichts, um eine Anwendung des erfinderischen Prinzips auch auf einen Pulsoximetersensor **101**, der auf einem Reflexionsprinzip arbeitet, zu stoppen. In dieser Art von bevorzugter Sensorkonfiguration, wie sie beispielsweise in **Fig.** 10 gezeigt ist, ist es wichtig, daß Lichtquellen **38** und ein Detektor **37** nebeneinander in der Richtung einer externen Zieloberfläche **50** in einem derartigen Abstand voneinander angeordnet sind, daß ein Licht **44** gezwungen wird, ein arterielles Blut enthaltendes Gewebe eines Ziels **6**, das zu vermessen ist, vor einem Rückreflektieren zu durchschreiten, anstatt daß es entlang der Oberflächenschicht eines Gewebes wandert. Ein Hohlraum **41**, der eine diffus reflektierende Oberfläche umfaßt bzw. beinhaltet und der eine Innenwand **13c** aufweist, die mit dem Detektor **37** versehen ist, ist auch in dieser Art von Sensor fähig, mehr Licht aus der Tiefe in dem Gewebe zu sammeln, als dies erreicht werden könnte, wenn der Detektor in einem direkten Kontakt mit dem Ziel **6** stünde. Die Sensoranordnung ist allgemein mit gerade einem Körperelement **42** und einem Kissen **43** versehen, die manchmal kombiniert sind, auf welchen Lichtquellen und ein Detektor festgelegt sind und von welchen ein Signal ausgesandt wird, um weiter über ein Kabel **39** fortzuschreiten. Der Sensor **101** kann an einem Ziel mittels eines Klebebandes, eines Gummibands oder durch andere entsprechende Mittel festgelegt sein bzw. werden. Obwohl der beschriebene Sensor elektrisch ist, gibt es nichts, was auch die Verwendung von optischen Fasern für diese Lösung verhindern würde, wie dies bereits oben erklärt wurde. Der Hohlraum **41**, der in **Fig.** 10 gezeigt ist oder der eine diffus reflektierende Oberfläche beinhaltet, mißt nur Licht über eine Seite der Lichtquellen. Die Öffnung in dem Hohlraum **41**, die zu einem Ziel **6** öffnet, muß nicht kreisförmig sein, da eine andere geeignete Form ebenfalls geeignet ist. **Fig.** 11 zeigt eine Konfiguration für Strahlungsquellen **38**, die effektiv Strahlung sammeln, die von der gesamten Umgebung reflektiert wird. In dieser Lösung sind die Lichtquellen **38** in der Mitte eines Außenendes **26**, das in dem Hohlraum **41** inkludiert ist, welcher mit einer diffus reflektierenden Oberfläche versehen ist, und wenigstens nahe zu der Ebene des Außenendes angeordnet, d. h. mit anderen Worten die Lichtquellen und Detektoren sind ineinander eingebaut. So erhält der Detektor **37**, welcher in Ausrichtung bzw. fluchtend mit einem Innenende **13c** des Hohlraumes angeordnet ist, reflektiertes Licht **44** von einem möglichst großen Zieloberflächenbereich. Die Lichtquellen **38** sind optisch von dem Hohlraum **41** mit einer Licht blockierenden Oberfläche **45** isoliert, welche die Lichtquellen in der Richtung des Außenendes umgibt, wodurch das Licht, das in dem Hohlraum gesammelt ist, unvermeidbar dazu gezwungen wurde, tief in das Gewebe einzudringen. In diesem Fall ist der Hohlraum **41** vorzugsweise mit einem transparenten Material wie Silikon verfüllt. In den Ausbildungen von **Fig.** 10 und 11 liegen eine Richtung S der Hauptstrahlung von einer Strahlungsquelle **38** und/oder einer entsprechenden diffus reflektierenden Oberfläche und eine Hauptempfindlichkeitsrichtung H, die durch einen Detektor und/oder eine entsprechende diffus reflektierende Oberfläche angezeigt ist, im wesentlichen in einer Richtung, d. h. sie bilden einen relativen Winkel von 0° aus oder bilden einen spitzen Winkel V2, wie dies in **Fig.** 14 gezeigt ist. Dies erzeugt ein Licht **44**, das von dem Gewebe eines Ziels reflektiert wird, um ein Meßsignal zu erhalten.

[0039] Die geoffenbarten Ausbildungen sind lediglich Beispiele, wie eine diffus reflektierende Oberfläche in einem Pulsoximetersensor verwendet werden kann. Es ist selbstverständlich, daß andere repräsentative Lösungen ebenfalls existieren. Beispielsweise ist es denkbar bzw. vorstellbar, nur eine einzige Lichtquelle und entsprechend zwei oder mehrere Detektoren zu verwenden, obwohl die oben beschriebenen Konfigurationen am üblichsten sind.

[0040] So ist es in dieser Erfindung kein Erfordernis, daß sowohl die Strahlungsquellen **38** als auch die Detektoren **37** mit diffus reflektierenden Oberflächen versehen sind, jedoch ist eine derselben nichtsdestotrotz mit einer diffus reflektierenden Oberfläche versehen, die zwischen der externen Zieloberfläche **50** und einer Strahlungsquelle oder einem Detektor eingepaßt ist. Bedingungen erlauben es, daß der Sensor nur mit einem oben erwähnten Trichter entweder an der Einlaß- oder Auslaßseite versehen sein kann, welches eine diffus reflektierende Oberfläche zur Verfügung stellt. Ein zweiter Trichter wird dann durch eine andere Art einer Konstruktion, wie elektronische Komponenten oder ein unterschiedliches faseroptisches System ersetzt. Im Prinzip kann der Trichter

nahezu jegliche Form annehmen. **Fig.** 2 zeigt einen geneigten Konus **15b**, **Fig.** 3, 6 und 8 zeigen einen gekrümmten bzw. gebogenen Konus **15c** und **Fig.** 7–8 und 10– 11 zeigen einen geraden Konus **15a**. Der geneigte Keil, der in Zusammenhang mit **Fig.** 5A–5B gezeigt ist, ist ein spezieller Fall unter diesen Trichtern. Der Trichter, welcher einen Hohlraum **18**, **41** ausbildet, muß nicht über seine gesamte Innenoberfläche diffus reflektierend sein, obwohl dies insbesondere bevorzugt ist. Falls notwendig, ist es möglich, eine derartige diffus reflektierende Oberfläche anzuwenden, zu welcher die empfindliche Oberfläche von Detektoren und/oder die emittierende Oberfläche von Strahlungsquellen und/oder das Ende einer optischen Faser gerichtet sind. Der Rest des Inneren eines eventuellen Hohlraums **18**, **41** kann aus einer anderen Art von Material gefertigt sein, z. B. einem mehr oder weniger Strahlung absorbierenden Material. Wenn in dem Fall von **Fig.** 5A–5B die diffus reflektierende Oberfläche **30** eben und orthogonal zu der Bildebene ist, können beispielsweise die Enden, die in den Figuren nicht gezeigt sind und die sich parallel zu der Bildebene erstrecken, nicht diffus reflektierend sein. Jedoch ist es bevorzugt, daß ein möglichst großer Teil bzw. Abschnitt eines Strahlungstransferabschnittes, der zwischen dem Innenende und des Außenende eingepaßt ist, entsprechend der Erfindung diffus reflektierend ausgebildet ist.

Patentansprüche

1. Nicht-invasiver, optischer Sensor, welcher für ein Messen des Gehalts oder der Zusammensetzung von einer oder mehreren chemischen Komponente(n) innerhalb eines Körperabschnitts eines Patienten geeignet ist, wobei der Sensor (**100**, **101**) umfaßt:
– eine Strahlungsquelle oder Strahlungsquellen (**38**) zum Emittieren von Meßstrahlung mit wenigstens zwei Wellenlängen zu dem Abschnitt des Körpers des Patienten;
– Detektoren oder einen Detektor (**37**) zum Empfangen von Meßstrahlung, welche durch den Körperabschnitt eines Patienten durchgelassen bzw. durchgeleitet wurde, und zum Bereitstellen eines bzw. von entsprechenden elektrischen Signals(en);
– wenigstens einen Strahlungsübertragungsquerschnitt bzw. -abschnitt, welcher eine erste Endöffnung (**16**; **26**; **35**), welche adaptiert ist, um zu einer äußeren Oberfläche (**50**) des Körperabschnitts gerichtet zu sein, und eine zweite Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) umfaßt, welche zu dem (den) Detektoren) und der (den) Strahlungsquelle(n) oder optischen Fasern (**31**) gerichtet ist,
dadurch gekennzeichnet, daß die erste Endöffnung (**16**; **26**; **35**) einen Oberflächenbereich von wenigstens dem doppelten relativ zu demjenigen der zweiten Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) aufweist und daß der Strahlungsübertragungsquerschnitt weiters eine diffus reflektierende Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**), welche Eigenschaften aufweist, welche sich denjenigen einer Lambert'schen Oberfläche annähern, zwischen diesen Endöffnungen zum Empfangen einer Strahlung von einer der Endöffnungen und zum Übertragen derselben auf die andere der Endöffnungen und zum Bereitstellen einer im allgemeinen einheitlichen bzw. gleichförmigen Streuung der empfangenen Strahlung umfaßt.

2. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die diffus reflektierende Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**) ein Abschnitt in einer Umhüllung bzw. Verkleidung eines Hohlraums (**18**, **41**) ist, welche in der Form eines geraden (**15a**), geneigten (**15b**) oder gekrümmten (**15c**) Trichters vorliegt, welcher sich von der ersten Endöffnung zu der zweiten Endöffnung erstreckt und eine kreisförmige, elliptische oder polygonale Querschnittsform aufweist; daß die zweite Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) und die erste Endöffnung (**16**; **26**; **35**) entweder parallel zueinander sind oder einen Winkel (K) relativ zueinander ausbilden; und daß der Bereich der ersten Endöffnung das Zehnfache in bezug auf den Bereich bzw. die Fläche der zweiten Endöffnung beträgt.

3. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die diffus reflektierende Oberfläche wenigstens den Hauptteil des Hohlraums (**18**, **41**) bildet; oder alternativ der Trichter ein symmetrischer oder asymmetrischer Keil ist, worin eine erste Keiloberfläche (**30**) im wesentlichen orthogonal auf die Halbierende eines Winkels bzw. Winkelhalbierende ist, welche durch die Normalen der ersten und zweiten Endöffnung (**32** und **35**) miteinander gebildet wird, und wenigstens diese erste Keiloberfläche (**30**) diffus reflektierend ist.

4. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß, wenn der Trichter ein gekrümmter Konus (**15c**) ist, die erste und zweite Endöffnung derart angeordnet sind, daß die Normalen davon die diffus reflektierende Oberfläche (**14**, **17**) oder eine Erstreckung bzw. einen Fortsatz davon an der Seite des Konus mit einem maximalen Krümmungsradius schneiden bzw. kreuzen.

5. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die erste und zweite Endöffnung einen relativen Winkel (K) ausbilden, welcher wenigstens 45° oder von 60° bis 95° beträgt.

6. Nicht-invasiver, optischer Sensor, welcher für ein Messen des Gehalts oder der Zusammensetzung von einer oder mehreren chemischen Komponente(n) innerhalb eines Körperabschnitts eines Patienten geeignet ist, wobei der Sensor (**100**, **101**) umfaßt:
– eine Strahlungsquelle oder Strahlungsquellen (**38**) zum Emittieren von Meßstrahlung mit wenigstens

zwei Wellenlängen zu dem Abschnitt des Körpers des Patienten;
– Detektoren oder einen Detektor (**37**) zum Empfangen von Meßstrahlung, welche durch den Körperabschnitt eines Patienten durchgelassen wurde, und zum Bereitstellen eines bzw. von elektrischen Signals(en);
– wenigstens einen Strahlungsübertragungsquerschnitt bzw. -abschnitt, welcher eine erste Endöffnung (**16**; **26**; **35**), welche adaptiert ist, um zu einer externen Oberfläche (**50**) des Körperabschnitts gerichtet zu sein, und eine zweite Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) umfaßt, welche zu dem (den) Detektoren) und der den Strahlungsquelle(n) oder optischen Fasern (**31**) gerichtet ist, und die Strahlungsrichtung ändert,
dadurch gekennzeichnet, daß die erste Endöffnung größer ist als die zweite Endöffnung, wobei die zweite Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) relativ zu der ersten Endöffnung einen Winkel (K) ausbildet, welcher zwischen 30° und 100°, oder zwischen 60° und 95° liegt, und daß der Strahlungsübertragungsquerschnitt weiters eine diffus reflektierende Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**), welche Eigenschaften aufweist, welche sich denjenigen einer Lambert'schen Oberfläche annähern, zwischen diesen Endöffnungen zum Empfangen von Strahlung von einer der Endöffnungen und zum Übertragen derselben zu der anderen der Endöffnungen aufweist, und ein im allgemeinen einheitliches bzw. gleichmäßiges Streuen der empfangenen Strahlen zur Verfügung stellt.

7. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die diffus reflektierende Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**) einen Abschnitt in einer Ummantelung eines Hohlraums (**18**, **41**) ist, welcher in der Form eines geneigten bzw. sich verjüngenden Trichters (**15b**) oder eines gekrümmten bzw. gebogenen Trichters (**15c**) vorliegt, welcher sich von der ersten Endöffnung zu der zweiten Endöffnung erstreckt und von welchem der Hauptteil diffus reflektierend ist; oder eines asymmetrischen Keils vorliegt, worin eine erste Keiloberfläche im wesentlichen orthogonal auf die Winkelhalbierende eines Winkels ist, welcher durch die Normale der ersten und zweiten Endöffnung relativ zueinander gebildet wird, und wenigstens diese erste Keiloberfläche (**30**) diffus reflektierend ist.

8. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 1 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen der zweiten Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) und den Strahlungsquellen (**38**) oder dem (den) Detektoren) (**37**) jeweils ein faseroptischer Strahlungsleiter (**2**, **4**) eingepaßt ist, welcher aus einer oder einer Vielzahl von optischen Fasern besteht, und daß der faseroptische Strahlungsleiter aus einer Glasfaser oder einigen anderen einzelnen, langwellige Infrarotstrahlung übertragenden Einzelfasern oder einer Vielzahl von Fasern besteht.

9. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 1 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß der (die) Detektoren) (**38**) und/oder die Strahlungsquelle(n) (**37**) in einer Linie mit der zweiten Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) angeordnet ist bzw. sind und daß die für eine Strahlung empfindlichen Oberflächen oder jeweils die emittierenden Oberflächen davon oder alternativ die Enden von optischen Fasern zu der diffus reflektierenden Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**) gerichtet sind.

10. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 1 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die diffus reflektierenden Oberflächen (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**) einen Hauptteil (**24**; **25**, **26**; **27**, **28**) von einlangender bzw. ankommender Strahlungsintensität (**20**) in Richtungen verschieden von dem Spiegelreflexions-Austrittswinkel entsprechend dem Einfallswinkel einer einlangenden Strahlung streuen.

11. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 1 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die diffus reflektierende Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**) aus einem festen Material besteht, welches mit einem Hohlraum versehen ist, welcher an der Innenseite mit einem diffus reflektierenden Oberflächenmaterial beschichtet ist, oder daß die diffus reflektierende Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**) aus einem teilweise eine Strahlung übertragenden bzw. durchlassenden und gleichzeitig diffus reflektierenden Material besteht; und daß ein Spalt zwischen der ersten Endöffnung und der zweiten Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32** und **16**; **26**; **35**) bis zu der diffus reflektierenden Oberfläche mit einem eine Strahlung transmittierenden bzw. durchlassenden Material, wie beispielsweise einem geeigneten Gas oder einer transparenten Silikonverbindung, gefüllt ist.

12. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach Anspruch 1 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß in diesem Sensor:
{A} der Detektor (**37**) mit seinen zugehörigen, diffus reflektierenden Oberflächen (**17**; **21**–**23**; **30**) und den Strahlungsquellen (**38**); oder
{B} der Detektor (**37**) und die Strahlungsquelle (**38**) mit ihren zugehörigen, diffus reflektierenden Oberflächen (**14**; **21**–**23**); oder
{C} der Detektor (**37**) mit seinen zugehörigen, diffus reflektierenden Oberflächen (**17**; **21**–**23**; **30**) und die Strahlungsquelle (**38**) mit ihren zugehörigen, diffus reflektierenden Oberflächen (**14**; **21**–**23**) entweder
– gegenüberliegend zueinander und im wesentlichen miteinander ausgerichtet, wodurch eine Empfindlichkeitsrichtung (N) und eine Strahlungsrichtung (S) sich gegeneinander erstrecken oder gemeinsam einen stumpfen Winkel (V1) bilden, wodurch eine direkte Transmission bzw. Übertragung (**54**) erzeugt wird, oder
– nebeneinander angeordnet sind, wodurch die Empfindlichkeitsrichtung (H) und die Strahlungsrichtung

(S) sich in derselben Richtung erstrecken oder einen spitzen Winkel (V2) miteinander bilden, welcher eine Reflexion (**44**) erzeugt.

13. Nicht-invasiver, optischer Sensor nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Sensor mit einer Pulsoximeter-Meßvorrichtung verbunden ist.

14. Verwendung eines nicht-invasiven, optischen Sensors, welcher für ein Messen des Gehalts oder der Zusammensetzung von einer oder mehreren chemischen Komponente(n) innerhalb eines Körperabschnitts eines Patienten geeignet ist, wobei der Sensor umfaßt:
– eine Strahlungsquelle oder Strahlungsquellen (**38**) zum Emittieren von Meßstrahlung mit wenigstens zwei Wellenlängen zu dem Abschnitt des Körpers des Patienten;
– Detektoren oder einen Detektor (**37**) zum Empfangen von Meßstrahlung, welche durch den Körperabschnitt eines Patienten durchgelassen wurde, und zum Bereitstellen eines bzw. von elektrischen Signals(en);
– wenigstens einen Strahlungsübertragungsquerschnitt bzw. -abschnitt, welcher eine erste Endöffnung (**16**; **26**; **35**), welche adaptiert ist, zu einer externen Oberfläche (**50**) des Körperabschnitts gerichtet zu sein, und eine zweite Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) umfaßt, welche zu dem (den) Detektoren) und der (den) Strahlungsquelle(n) oder optischen Fasern (**31**) gerichtet ist, und Eigenschaften zum Ändern der Richtung und/oder Vergrößern des Anwendungsbereichs der Strahlung auf der Körperoberfläche aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß:
– der Transfer- bzw. Übertragungsquerschnitt (**18**, **41**) mit einer diffus reflektierenden Oberfläche (**14**, **17**; **21**–**23**; **30**) zwischen der ersten Endöffnung (**16**; **26**; **35**) und der zweiten Endöffnung (**13a**, b, c; **19a**, b; **32**) davon für ein Übertragen von gestreuter Strahlung versehen ist, und worin die erste Endöffnung größer ist als die zweite Endöffnung oder einen Winkel relativ dazu bildet;
– die ersten Endöffnungen des wenigstens einer Strahlungsübertragungsquerschnitts gegen die äußere Körperoberfläche (**50**) des Patienten für ein Emittieren und/oder Empfangen der Meßstrahlen eingestellt bzw. festgelegt sind; und
– eine Sauerstoffsättigung des Bluts des Patienten gemessen wird.

15. Verwendung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Messung auf der Basis der Strahlung auftritt, welche direkt (**54**) durch den Blut enthaltenden Abschnitt (**6**) eines Patientenkörpers hindurchtritt, wobei der Detektor mit dem Hohlraum und der Strahlungsquelle oder die Strahlungsquelle mit dem Hohlraum und der Detektor, oder der Detektor mit dem Hohlraum und die Strahlungsquelle mit dem Hohlraum gegenüberliegend zueinander angeordnet sind und im wesentlichen miteinander ausgerichtet sind, wobei sich die Empfindlichkeitsrichtung (H) und die Strahlungsrichtung (S) gegeneinander erstrecken oder einen stumpfen Winkel (V1) miteinander bilden.

16. Verwendung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Messung auf der Basis der Strahlung auftritt, welche von der Innenseite des Blut enthaltenden Abschnitts (**6**) eines Patientenkörpers reflektiert wird (**44**), wobei der Detektor mit dem Hohlraum und die Strahlungsquelle, oder die Strahlungsquelle mit dem Hohlraum und der Detektor, oder der Detektor mit dem Hohlraum und die Strahlungsquelle mit dem Hohlraum nebeneinander oder ineinander angeordnet sind, wobei sich die Empfindlichkeitsrichtung (H) und die Strahlungsrichtung (S) in derselben Richtung erstrecken oder miteinander einen spitzen Winkel (V2) ausbilden.

17. Verwendung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Strahlungsquellen oder die Strahlungsquellen (**38**) mit Hilfe eines faseroptischen Strahlungsleiters (**2**) entfernt von dem Sensor (**100**) angeordnet ist bzw. sind und/oder der Detektor oder die Detektoren (**37**) mit Hilfe eines faseroptischen Strahlungsleiters (**4**) entfernt von dem Sensor (**100**) angeordnet ist bzw. sind.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

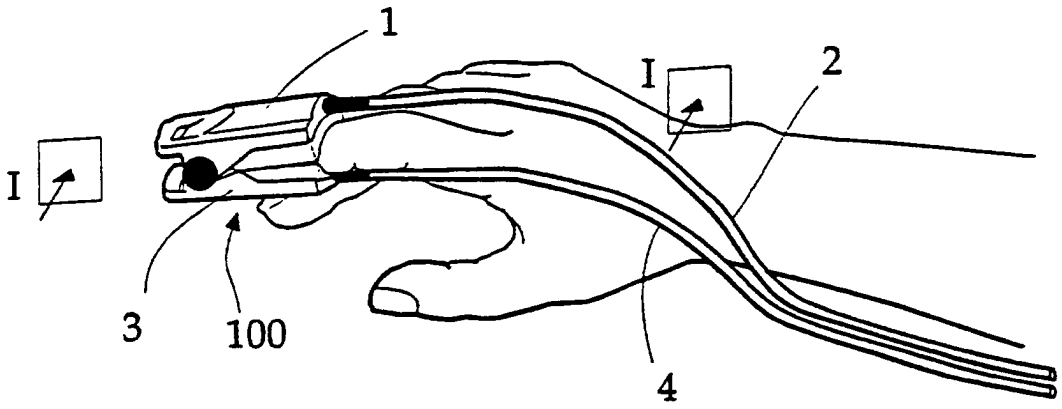


Fig. 1

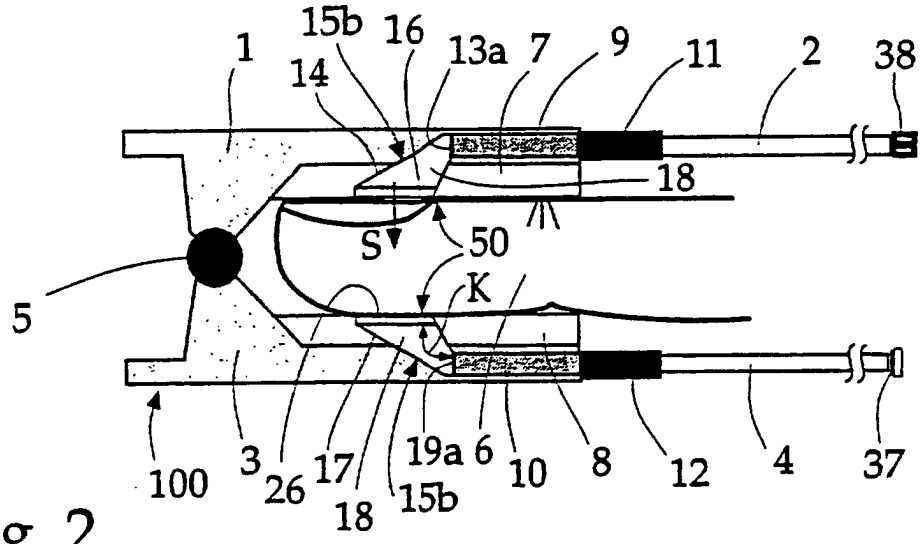


Fig. 2

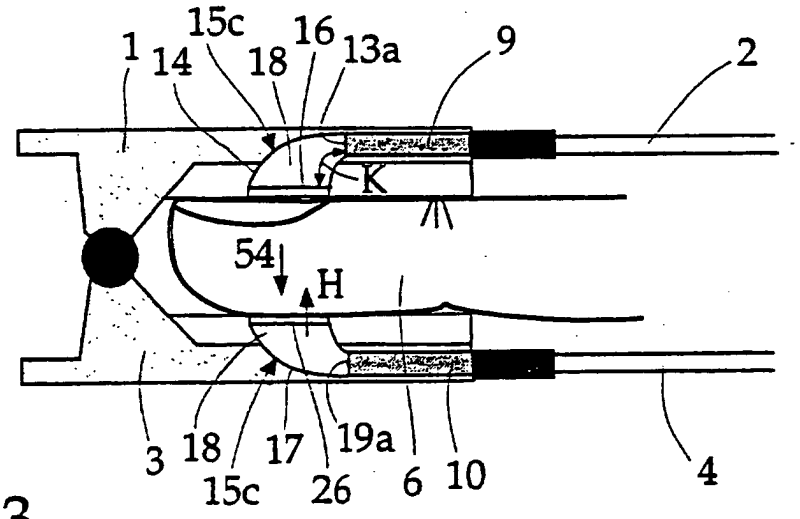


Fig. 3

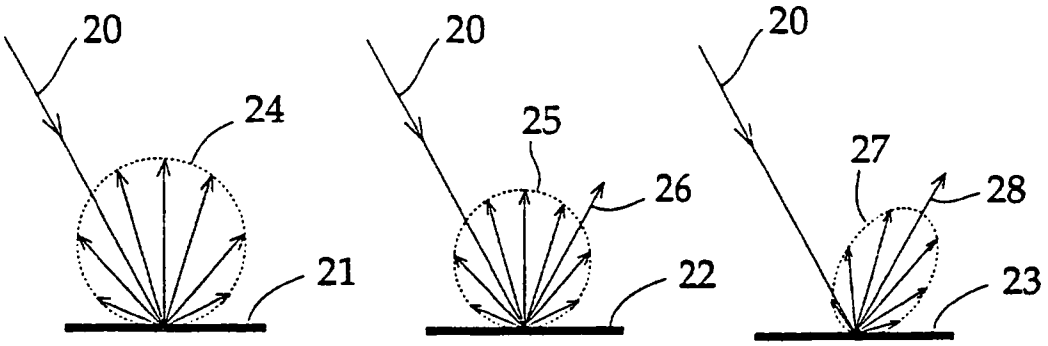


Fig. 4

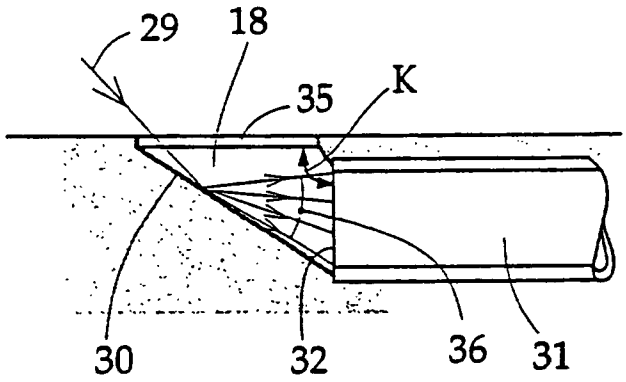


Fig. 5A

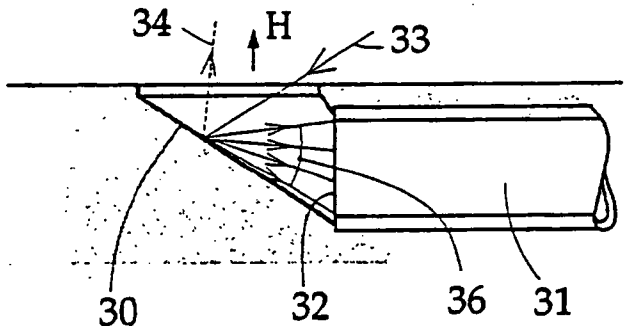


Fig. 5B

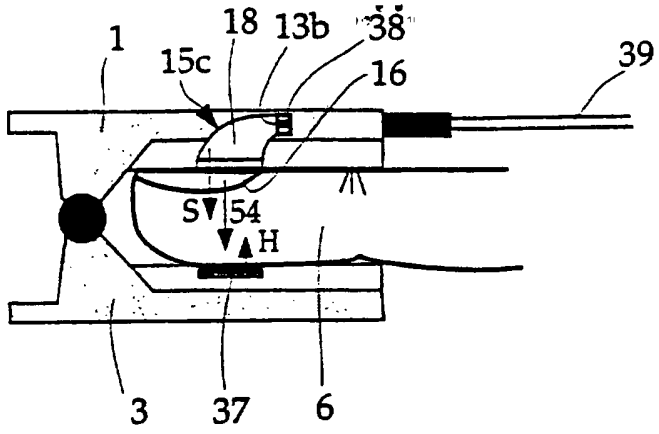


Fig. 6

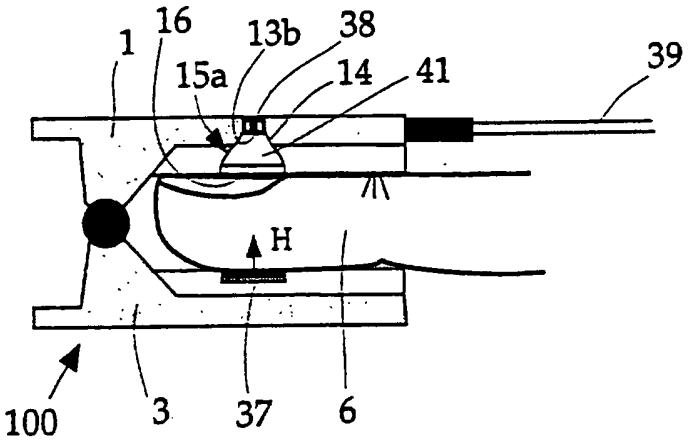


Fig. 7

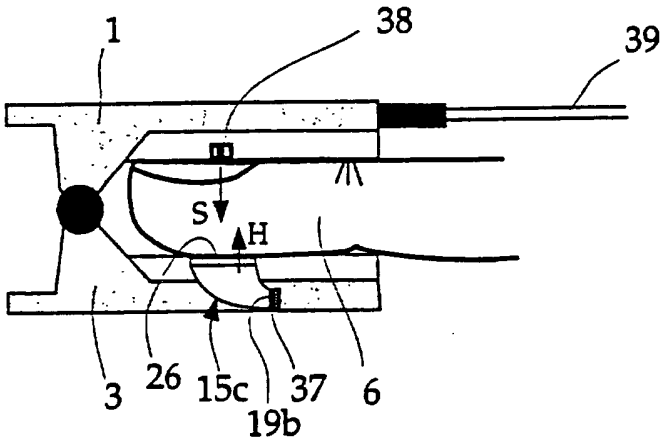


Fig. 8

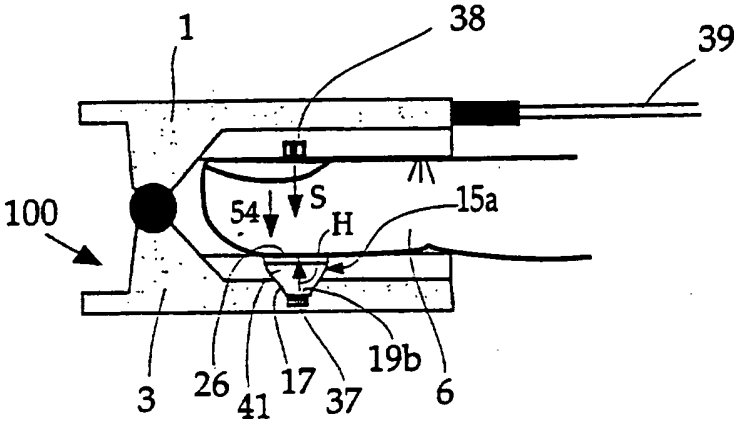


Fig. 9

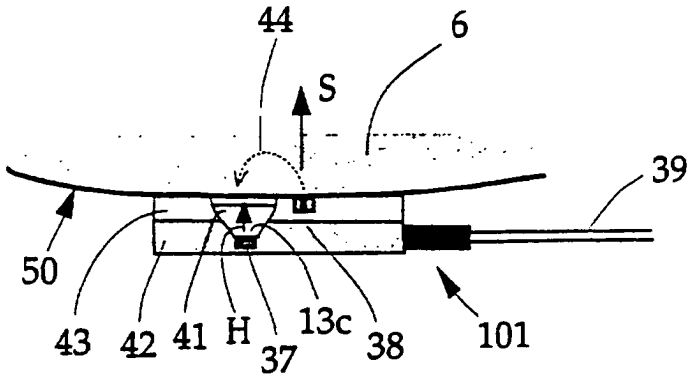


Fig. 10

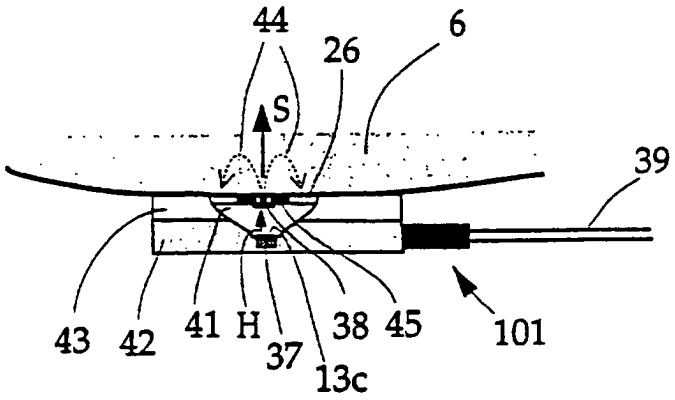


Fig. 11

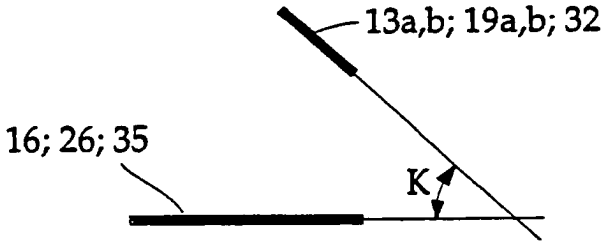


Fig. 12

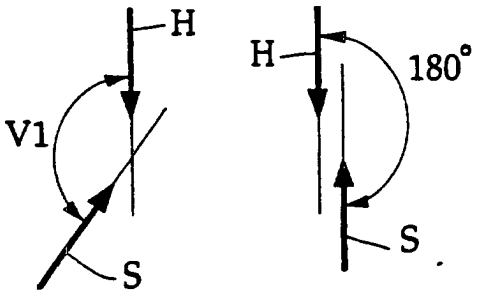


Fig. 13

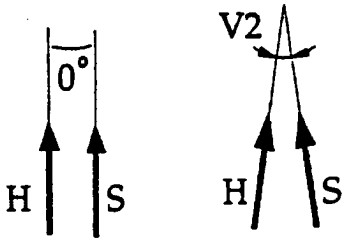


Fig. 14