



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

(51) Int. Cl.³: A 61 B

1/06

Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein

Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978



(12) **PATENTSCHRIFT** A5

(11)

620 108

(21) Gesuchsnummer: 12471/77

(22) Anmeldungsdatum: 12.10.1977

(30) Priorität(en): 18.10.1976 US 733279

(24) Patent erteilt: 14.11.1980

(45) Patentschrift
veröffentlicht: 14.11.1980

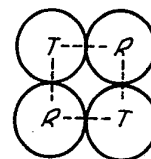
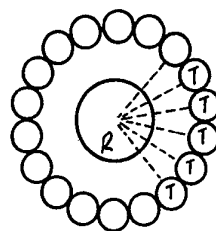
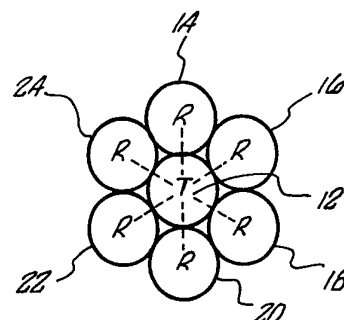
(73) Inhaber:
Oximetrix, Inc., Mountain View/CA (US)

(72) Erfinder:
Robert F. Shaw, Portola Valley/CA (US)
John M. Sperinde, San Jose/CA (US)

(74) Vertreter:
A. Braun, Basel

(54) Optisches Instrument zum Durchführen von Untersuchungen im Innern lebender Körper.

(57) Kathetervorrichtung mit in das Innere von zu untersuchenden lebenden Körpern Licht hinein und aus dem Körperinnern wieder heraus übertragenden Lichtleitfasern (T bzw. R) zur photometrischen Analyse eines Strömungsmittels, welche es überflüssig macht, jeden einzelnen Katheter in einer Vielzahl von Kathetern zu kalibrieren. Hierzu wird der Abstand zwischen den Mittelpunkt der Lichtaustrittsfläche jeder Licht in den Körper hinein übertragenden Lichtleitfaser (T) und jeder Licht im Körper aufnehmenden Lichtleitfaser (R) eines einzelnen Katheters innerhalb eines jeden Bündels von Lichtleitfasern gleich gewählt. Ausserdem werden die Grösse und die Gestalt aller Lichtaustrittsflächen der Licht in den Körper hinein übertragenden Lichtleitfasern (T) allgemein gleich gewählt, ebenso die Grösse und die Gestalt der Lichteinlassflächen aller Licht im Körper aufnehmenden Lichtleitfasern (R) in jedem Katheter und von Katheter zu Katheter, und die Ausrichtung aller Licht in den Körper hinein übertragenden Lichtleitfasern (T) ist bezüglich aller Licht im Körper aufnehmenden Lichtleitfasern (R) praktisch gleich.



PATENTANSPRÜCHE

1. Optisches Instrument zum Durchführen von Untersuchungen im Innern lebender Körper, mit Lichtleitfasern, durch die Lichtstrahlung in das Körperinnere hinein und aus dem Körperinneren wieder heraus übertragen wird, dadurch gekennzeichnet, dass innerhalb eines jeden Faserbündels a) die Strahlung sowohl hinein als auch heraus übertragende Fasern (T bzw. R) angeordnet und b) die Abstände zwischen den Mittelpunkten der Lichtaustrittsflächen und der Lichteintrittsflächen der einzelnen Lichtleitfasern (T bzw. R) am distalen Ende des Faserbündels bei sämtlichen Faserbündeln untereinander gleich sind.

2. Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Grösse und die Gestalt der Lichtaustrittsflächen der Strahlung hinein übertragenden Fasern (T) am distalen Ende des einzelnen Faserbündels gleich sind.

3. Instrument nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Grösse und die Gestalt der Lichteintrittsflächen der Strahlung heraus übertragenden Fasern (R) am distalen Ende des einzelnen Faserbündels gleich sind.

4. Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Grösse und die Gestalt der Lichtaustritts- und der Lichteintrittsflächen sämtlicher Fasern (T, R) am distalen Ende des einzelnen Faserbündels untereinander gleich sind.

5. Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass alle Lichtleitfasern (T, R) zumindest in der Nähe des distalen Endes der einzelnen Faserbündel parallel zueinander angeordnet sind.

6. Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass alle Lichtleitfasern (T, R) zumindest in der Nähe des distalen Endes der einzelnen Faserbündel einen rechteckigen Querschnitt (Fig. 5 oder 6) aufweisen.

7. Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtleitfasern (T, R) aus einem leichter verformbaren Werkstoff ausgebildet sind als die optischen Kanäle des Messgerätes, an das sie angeschlossen sind.

Die Erfindung betrifft ein optisches Instrument, insbesondere einen Katheter, zum Durchführen von Untersuchungen im Innern lebender Körper, mit gleichmässig verteilt angeordneten Bündeln von Lichtleitfasern, durch die Lichtstrahlung in das Körperinnere hinein und aus dem Körperinneren wieder heraus übertragen wird.

Aus DE-OS 2 503 835 ist ein entsprechendes Endoskop bekannt, das mit einem chirurgischen Instrument zur Entnahme von Gewebeproben aus dem Innern lebender Körper kombiniert ist. Dieses Instrument weist eine längliche Kanüle auf, die in ihrem Inneren ein als hohle Röhre ausgebildetes sogenanntes Stilet umfasst, das seinerseits einen zylindrischen Kern aus lichtleitenden Fasern umschliesst. Der Durchmesser dieses Kerns ist etwas kleiner als der Innendurchmesser der Stilettröhre, und zwischen dem Kern lichtleitender Fasern und der Stilettröhrenwand ist eine Anzahl gleichmässig verteilter Bündel optischer Fasern angeordnet. Um die vor der Kanüle befindlichen Gewebeteile zu beleuchten, wird durch die äusseren Faserbündel Licht in das Körperinnere übertragen, während das von diesen Gewebeteilen reflektierte Licht durch das den Kern bildende breitere Faserbündel heraus übertragen wird. Zum Sichtbarmachen von Gewebeteilen im Körperinneren ist das bekannte Instrument geeignet, nicht aber zum Durchführen von spektrophotometrischen Messungen. Die einzelnen Lichtleitfasern sind weder in dem Kernbündel noch in den äusseren Bündeln in irgend einer Weise geordnet, und die für spektrophotometrische Messungen unerlässliche Ei-

chung der Lichtleiterbündel könnte nicht einwandfrei durchgeführt werden.

Bekannte optische Katheter zur Durchführung von spektrophotometrischen Messungen im Blutstrom oder an anderen Stellen des lebenden Körpers (vergl. z. B. US-PS 3 487 483) werden in Verbindung mit Oximetern verwendet, d. h. zum Bestimmen der prozentualen Sauerstoffsättigung des Hämoglobins im Blutstrom. Obgleich die herkömmlichen optischen Katheter grundsätzlich für oximetrische Messungen geeignet sind, haben sie jedoch vor allem den Nachteil, dass eine individuelle Eichung für jeden einzelnen zu benutzenden Katheter durchgeführt werden muss, um genaue Messungen der Sauerstoffsättigung zu erhalten. Um die Eichung durchzuführen, wird üblicherweise der Katheter durch die Wand eines interessierenden Blutgefässes hindurch so weit eingeführt, dass sich seine Spitze in derjenigen Stellung innerhalb des Blutstromes befindet, wo die Messung der Sauerstoffsättigung durchzuführen ist. Den Patienten lässt man dann üblicherweise bestimmte Gasmischungen einatmen, zum Beispiel eine sauerstoffreiche oder eine sauerstoffarme Mischung oder auch zwei aufeinanderfolgende Mischungen der genannten Art. Das Blut des Patienten erreicht dadurch einen Sauerstoffsättigungspegel, der in dem erforderlichen Bereich liegt. Wenn dann Blutproben (in der Regel durch eine Öffnung des optischen Katheters) entnommen worden sind, wird das relative Reflexionsvermögen oder Transmissionsvermögen für Licht verschiedener Wellenlängen, die in dem Oximetriesystem verwendet werden, an der Katheterspitze gemessen. Die Blutproben müssen dann zu einem anderen Gerät, beispielsweise einem Transmissions-spektrophotometer in einem Zentrallabor, gebracht werden, wo eine unabhängige Messung der Sauerstoffsättigung an einer oder mehreren Blutproben vorgenommen werden. Die Ergebnisse dieser Messungen müssen dann zu dem Katheter-Oximeter am Bett des Patienten zurückgemeldet werden, so dass an diesem Gerät entsprechende Einstellungen durchgeführt werden können. Es kann sich dabei um Änderungen des Nullabgleichpegels und/oder Verstärkungsfaktors verschiedener Verstärker handeln, wodurch die Abweichung zwischen dem ursprünglichen Messergebnis zur Zeit der Blutprobe und dem unabhängig davon durch das getrennte Gerät bestimmten Ergebnis der Sauerstoffsättigungsmessung korrigiert werden kann.

Die individuell erforderliche Eichung des optischen Katheters oder Endoskops ist in verschiedener Hinsicht nachteilhaft. Ein Nachteil liegt in der Zeitverzögerung zwischen dem Zeitpunkt, zu welchem der Katheter eingesetzt wird, und dem Zeitpunkt, zu welchem genaue Messungen der Sauerstoffsättigung mit dem Katheter erhalten werden können. Durch diese Verzögerung werden dem Arzt wichtige Informationen zu einem Zeitpunkt vorenthalten, zu dem sie oft von grösster Bedeutung für den Patienten wären. Ist beispielsweise ein Säugling mit erheblichen Atemschwierigkeiten aufgrund einer Frühgeburt, einer ersten RH-Hämolyse oder anderer Krankheiten geboren worden, so ergeben sich bei der Rettung des kranken Kindes, welches häufig ein beträchtliches Untergewicht hat, schwierige Probleme. Die Rettungsversuche müssen sofort bei der Geburt einsetzen, und die verschiedenen therapeutischen Eingriffe müssen in sehr kurzer Zeit vorgenommen werden. Die bei den bekannten Kathetern erforderlichen zeitraubenden Eichungen sind in derart dringenden Notsituationen sehr nachteilig.

Ein weiterer Nachteil der bekannten optischen Katheter liegt in der Ungewissheit, die durch die Eichung bedingt ist. Der Blutsauerstoffpegel ändert sich fortlaufend und oft sehr schnell, und es ist dadurch sehr schwierig sicherzustellen, dass die Blutprobe und die Oximeterablesung wirklich zusammenpassen. So können während der Blutuntersuchung durch die Katheterspitze wesentliche Änderungen des Strömungsprofils

der roten Blutkörperchen in demjenigen Bereich auftreten, in welchem optische Messungen vorgenommen werden, wodurch Fehler verursacht werden. Zusätzlich können die Eingriffe bei der Entnahme der für die Messung des Sauerstoffgehalts mit einem getrennten Gerät erforderlichen Blutprobe Fehler bei der Eichung hervorrufen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein optisches Instrument der eingangs genannten Art zu schaffen, das ohne zeitraubende Eichvorgänge sofort nach dem Einführen in ein interessierendes Blutgefäß zum Messen des Blutsauerstoffgehalts verwendet werden kann.

Diese Aufgabe wird bei einem optischen Instrument der eingangs genannten Gattung erfindungsgemäss dadurch gelöst, dass innerhalb eines jeden Faserbündels die Strahlung sowohl hinein- als auch heraus übertragende Fasern angeordnet und die Abstände zwischen den Mittelpunkten der Lichtaustrittsflächen und der Lichteintrittsflächen der einzelnen Lichtleitfasern am distalen Ende des Faserbündels bei sämtlichen Faserbündeln untereinander gleich sind.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den abhängigen Patentansprüchen gekennzeichnet.

In dem erfindungsgemässen Katheter sind jeweils eine oder mehrere die für die Untersuchung erforderliche Strahlung in den Körper hinein übertragende Fasern – im folgenden als übertragende Fasern bezeichnet – und eine oder mehrere die Strahlung aus dem Körperinnern heraus übertragende Fasern – im folgenden als empfangende Fasern bezeichnet – zu Bündeln zusammengefasst, die in das zu untersuchende Blut eingetaucht werden. Die Flächenschwerpunkte der Lichtaustritts- und Lichteintrittsflächen – im folgenden als Aperturen bezeichnet – sämtlicher übertragender und empfangender Lichtleiterfasern innerhalb jedes einzelnen Bündels innerhalb eines Katheters haben zueinander gleiche Abstände. Vorzugsweise sind auch die Grösse und die Gestalt aller Lichtaustrittsflächen untereinander gleich, ebenso wie die Grösse und Gestalt der Lichteintrittsflächen aller empfangenden Lichtleitfasern innerhalb eines Faserbündels. Auch bei den verschiedenen Faserbündeln eines Katheters sind die Grösse und die Gestalt der Lichtaustritts- bzw. Lichteintrittsflächen und die Abstände zwischen den Flächenmittelpunkten in der Regel untereinander gleich.

Nachfolgend werden bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnungen erläutert; es zeigen:

Fig. 1 und 2 Querschnittsansichten der distalen Enden einer ersten Ausführungsform eines Katheters gemäss der Erfindung, bei denen eine Vielzahl von die Strahlung empfangenden optischen Fasern (R) angrenzend an die die emittierte Strahlung übertragende optische Faser (T) angeordnet ist, und bei denen der Schwerpunkt jeder empfangenden optischen Faser (R) einen gleichen Abstand vom dem Schwerpunkt der einzigen übertragenden optischen Faser aufweist und

Fig. 3 eine Querschnittsansicht des distalen Endes einer anderen Ausführungsform eines Katheters gemäss der Erfindung, bei welchem jede der übertragenden oder empfangenden optischen Fasern entfernt von einer einzelnen empfangenden (bzw. übertragenden) optischen Faser angeordnet ist, wobei der Schwerpunkt der entfernt angeordneten optischen Fasern sich im gleichen Abstand vom dem Schwerpunkt der einzigen, zentral angeordneten optischen Faser befindet,

Fig. 4 und 5 Querschnittsansichten der distalen Enden weiterer Ausführungsformen der Katheter gemäss der Erfindung, bei denen jeweils der Schwerpunkt von jeder der empfangenden optischen Fasern (R) eines Paares den gleichen Abstand vom dem Schwerpunkt von jeder der übertragenden optischen Fasern (T) eines Paares aufweist,

Fig. 6 eine Querschnittsansicht des distalen Endes einer anderen Ausführungsform eines Katheters gemäss der Erfindung, bei welcher der Schwerpunkt von jeder von einer Menge

von rechteckförmigen empfangenden optischen Fasern (R) sich im gleichen Abstand vom Schwerpunkt einer einzelnen, quadratischen, übertragenden optischen Faser (T) befindet und

Fig. 7 schematische die Verteilung des Lichtflusses bei verschiedenen Wellenlängen und Blutbedingungen als Funktion des Abstandes vom Schwerpunkt einer runden übertragenden optischen Faser am distalen Ende des Katheters und

Fig. 8 eine Querschnittsansicht einer Ausführungsform eines Katheters gemäss der Erfindung, bei welcher ein Paar im wesentlichen zylindrischer optischer Fasern aneinander angrenzend an dem distalen Ende des Katheters angeordnet sind, und

Fig. 9 eine Aufsicht auf die optischen Fasern eines Katheters gemäss der Erfindung in einem photometrischen Messsystem an einer optisch-gekoppelten Grenzfläche.

In den Fig. 1 bis 6 ist jeweils eine stirnseitige Querschnittsansicht der optischen Faserposition an den distalen Enden von optischen Kathetern gemäss der Erfindung dargestellt. In diesen Figuren ist wenigstens eine optische Faser mit «T» bezeichnet, um anzuzeigen, dass diese Strahlung zu dem zu untersuchenden Blut überträgt, und die stirnseitige Querschnittsansicht von wenigstens einer optischen Faser ist mit «R» bezeichnet um anzuzeigen, dass die Faser Strahlung vom untersuchten Blut empfängt. Es versteht sich bezüglich der Fig. 1 bis 6, dass die übertragenden und empfangenden Fasern überlagert werden können, in welchem Fall das Bezugszeichen «R» eine optische Faser darstellen würde, welche Strahlung an das untersuchte Blut überträgt, und jedes Bezugszeichen «T» eine optische Faser darstellen würde, welche Strahlung von dem untersuchten Blut empfängt. Wenn mehr als eine Wellenlänge oder Bandbreite von Strahlung an das untersuchte Blut übertragen wird, kann eine Anzahl von übertragenden Fasern verwendet werden, die wenigstens gleich der Anzahl der an das untersuchte Blut übertragenen Bandbreiten der Strahlung ist. Vorzugsweise können alle verwendeten Strahlungsbandbreiten nacheinander entlang jeder übertragenden Faser weitergeleitet werden.

Die Strahlung, welche über die übertragende Faser geleitet wird, belichtet das Blut, und die Intensität dieser Strahlung nimmt mit dem Abstand wegen der Streuung und Absorption ab. Ein Teil des Lichtes, welches das Blut belichtet, wird durch die roten Blutkörperchen zurückgeworfen und durch die empfangenden Fasern aufgenommen, welche dieses gesammelte Licht einem nicht dargestellten Messgerät zuführen, wo die Lichtintensität durch ein Photodetektorelement gemessen wird. Der Photodetektor misst das gesamte durch den ganzen Abschnitt jeder empfangenden Faser gesammelte Licht. Als brauchbare Näherung für Strahlung mit Wellenlängen in dem optischen Bereich des verwendeten elektromagnetischen Spektrums für optische Fasern mit Abmessungen in der Grössenordnung von 25×10^{-4} mm entsprechen die Schwerpunkte der Aperturen der übertragenden und empfangenden Fasern im wesentlichen den Schwerpunkten der belichtenden und empfangenen Lichtflüsse, die von den Aperturen der optischen Fasern stammen bzw. von diesen eingefangen werden. Bei kreisförmigen Fasern gemäss Fig. 1 bis 4 ist der Schwerpunkt jeder Faser das Zentrum des Kreises, Fasern mit Öffnungen mit einem nicht kreisförmigen Querschnitt haben ebenfalls Schwerpunkte und können verwendet werden. Beispielsweise befindet sich bei Faseraperturen mit rechteckförmigem Querschnitt am distalen Ende gemäss Fig. 5 und 6 der Schwerpunkt dieses Querschnitts am Schnittpunkt der Diagonalen durch deren Ecken. Falls die Faseraperturen einen nicht dargestellten dreieckförmigen Querschnitt aufweisen, befindet sich der Schwerpunkt jeweils im Schnittpunkt der Seitenhalbierenden. Natürlich können die Fasern noch kompliziertere Querschnittsformen an ihren Aperturen aufweisen, welche ebenfalls Schwerpunkte haben.

Gemäss Fig. 7 ist die Intensität des empfangenen Lichtes eine Funktion des Abstandes von dem Schwerpunkt einer übertragenden Faser bei zwei verschiedenen Wellenlängen und zwei verschiedenen Oxidationszuständen des untersuchten Blutes.

Insbesondere in der Kurve 17 ist die Intensität oder der Lichtfluss, der bei 800 nm gemessen wurde, im wesentlichen der gleiche für Hämoglobin und Oxy-Hämoglobin und nimmt mit dem Abstand vom Schwerpunkt 10 der übertragenden optischen Faser 11 ab. Die Kurven 21 und 19 zeigen, dass die Strahlungsintensität oder der Lichtfluss, der bei 670 nm gemessen wurde, mit dem Abstand vom Schwerpunkt 10 der übertragenden optischen Faser 11 schneller bei reduziertem Hämoglobin (Kurve 21) als bei Oxy-Hämoglobin (Kurve 19) abnimmt. Aus diesen Kurven ist ersichtlich, dass das Integral des von einer empfangenden optischen Faser 13 über dem gesamten Querschnittsbereich bei einer gegebenen Wellenlänge aufgenommenen Lichtflusses das gleiche für alle Stellen ist, die sich in gleichem Abstand von der übertragenden optischen Faser 11 befinden. Aus diesen Kurven geht auch hervor, dass bei einer empfangenden optischen Faser 13', die sich in einem grösseren Abstand von einer übertragenden Faser 11 als die empfangende optische Faser 13 befindet, das Integral des bei einer gegebenen Wellenlänge aufgenommenen Lichtflusses kleiner für die optische Faser 13' als für die optische Faser 13 ist. Der von der Faser 13' aufgenommene Lichtfluss ist, verglichen mit dem von der Faser 13 aufgenommenen Lichtfluss relativ verschieden für verschiedene Wellenlängen, wodurch ein von der Wellenlänge abhängiger Parameter in die Änderung der optischen Eigenschaften des Katheters eingeht.

Aus Fig. 1 ist ersichtlich, dass, falls das für die Messung bei allen optischen Wellenlängenbereichen verwendete Licht entlang der einzigen optischen Faser 12 übertragen würde, die empfangenen Lichtintensitäten jedes Wellenlängenbereiches relativ zu dem anderen Bereich unverändert bleiben, unabhängig davon, ob eine empfangende Faser 14 verwendet wird, ob die gesamte Anordnung der empfangenden Fasern 14 bis 24 verwendet wird oder ob ein Anzahl von Empfängern zwischen diesen beiden Grenzfällen ausgewählt wird, solange wie der Abstand vom Mittelpunkt zum Mittelpunkt von der übertragenden Faser zu jeder der empfangenden Fasern 14 bis 24 gleich bleibt.

In der Praxis können einzelne Faserleiter in einer Gruppe von beispielsweise empfangenden Faserleitern brechen oder unterschiedlich gute optische Übertragungseigenschaften gegenüber dem Durchschnitt der Faserleiter aufweisen. Solange der Abstand vom Mittelpunkt zum Mittelpunkt zwischen den übertragenden und empfangenden Faserleitern konstant bleibt, beeinflusst der Verlust eines aus einer Gruppe solcher empfangender Faserleiter (wenn es nicht der einzige ist) und die dadurch hervorgerufene Änderung der Übertragungseigenschaften dieser Gruppe von empfangenden Faserleitern nicht die relativen Lichtintensitäten, welche bei den verschiedenen Wellenlängen gemessen werden.

Aus Fig. 4 geht eine Ausführungsform der Erfindung hervor mit mehreren übertragenden und mehreren empfangenden optischen Faserleitern. Solange bei dieser Ausführungsform der Abstand vom Mittelpunkt zum Mittelpunkt zwischen allen übertragenden und allen empfangenden optischen Fasern konstant bleibt, bleiben die relativen bei den verschiedenen Wellenlängen gemessenen Lichtintensitäten unverändert trotz Faserbrüchen und Änderungen der Übertragungseigenschaften der Faserleiter.

Aus Fig. 2 und 3 gehen Ausführungsformen der Erfindung hervor, bei denen die übertragenden optischen Faserleiter und die empfangenden optischen Faserleiter nicht die gleiche Grösse haben. Es ist jedoch bei diesen Ausführungsformen lediglich erforderlich, dass alle übertragenden optischen Faser-

leiter untereinander die gleiche Grösse haben und dass alle empfangenden optischen Faserleiter untereinander die gleiche Grösse haben und dass der Abstand vom Mittelpunkt zum Mittelpunkt zwischen den übertragenden optischen Faserleitern und zwischen den zugeordneten empfangenden optischen Faserleitern konstant bleibt.

Aus den Fig. 5 und 6 gehen andere Ausführungsformen der Erfindung hervor, bei denen keiner der Faserleiter einen kreisförmigen Querschnitt hat. Es ist dabei lediglich erforderlich, dass die übertragenden Faserleiter eine ähnliche Grösse und Gestalt aufweisen und dass auch die empfangenden Faserleiter eine ähnliche Grösse und Gestalt aufweisen, und dass die Ausrichtung aller übertragenden Faserleiter relativ zu den empfangenden Faserleitern ähnlich ist, um die vorgenannten Vorteile zu erhalten.

Aus Fig. 3 geht eine andere Ausführungsform der Erfindung hervor, bei welcher die übertragenden und empfangenden Faserleiter nicht aneinander anliegen. Es werden jedoch alle Betriebsvorteile erhalten, wenn der Abstand vom Mittelpunkt zum Mittelpunkt zwischen jedem übertragenden optischen Faserleiter und jedem empfangenden optischen Faserleiter im wesentlichen der gleiche ist und die Grösse und Gestalt der übertragenden optischen Faserleiter im wesentlichen die gleiche ist innerhalb deren Gruppe und in dem die Grösse und Gestalt der empfangenden optischen Faserleiter innerhalb deren Gruppe im wesentlichen gleich ist.

Aus Fig. 8 geht die einfachste, wirtschaftlichste und am schnellsten herstellbare Ausführungsform eines optischen Katheters gemäss der Erfindung hervor. Bei dieser Ausführungsform sind ein einziger übertragender optischer Faserleiter 11 und ein einziger empfangender optischer Faserleiter 13 mit gleicher Grösse direkt nebeneinander angeordnet. Diese Anordnung erfordert nur ein Minimum an Fasermaterial, reduziert die Anzahl der zur Herstellung der Faserleiter erforderlichen Verfahrensschritte, vereinfacht das erforderliche Sortieren der Fasern und stellt das vorgenannte Verhältnis zwischen den optischen Fasern sicher.

Gemäss Fig. 9 arbeitet der verbesserte optische Katheter zusammen mit einer photometrischen Messeinrichtung 28, welche Licht mit einer oder mehreren Wellenlängen zur Übertragung längs des oder der übertragenden optischen Faserleiter 30 bereitstellt und welche einen Photodetektor aufweist, der die Intensität des durch den oder die empfangenden optischen Faserleiter 32 gesammelten Lichtes misst. Am nahen Ende 34 des optischen Katheters müssen die optischen Faserleiter bequem mit einer derartigen Messeinrichtung 28 verbindbar sein. Um zuverlässige genaue photometrische Messungen zu erhalten, muss ein stabiles, wiederholbares optisches Verhältnis zwischen den nahen Enden 34 der übertragenden und empfangenden optischen Faserleiter 30, 32 des Katheters 28 und den entsprechenden optischen Kanälen 36 und 38 einer solchen Messvorrichtung 28 gewährleistet sein. Während die beiden optischen Kanäle 36, 38 einer solchen Messvorrichtung und die körpernahen Endflächen bzw. Aperturen 34 der entsprechenden optischen Faserleiter 30, 32 des Katheters 28 normalerweise flach und rechtwinklig zur Achse der Lichtübertragung sind, können gewisse Veränderungen in der Geometrie auftreten und diese Oberflächen unregelmässig und ungenau sein. Falls die Kopplung zwischen den optischen Kanälen 36, 38 einer solchen Messvorrichtung und den nahen Endflächen der optischen Faserleiter 30, 32 nicht ganz eng ist, werden bei Luft/Oberflächen-Grenzflächen Spiegelreflexionen auftreten, und dadurch ergeben sich unerwünschte äussere Änderungen der Lichtintensität der durch solche Messvorrichtungen gemessenen Signale. Zusätzlich kann eine wenig enge optische Kopplung zwischen den optischen Kanälen einer solchen Messvorrichtung und den nahen Endflächen der entsprechenden optischen Faserleiter optische Interferenzmuster

erzeugen, welche von der Wellenlänge abhängen und daher unregelmässige Änderungen der gemessenen relativen Lichtintensitäten bei den verschiedenen verwendeten Wellenlängen erzeugen.

Um den sich durch Spiegelreflexionen und Intefferenzmuster an der optischen Grenzfläche 34 zwischen einer Messvorrichtung und den optischen Faserleitern 30, 32 bildenden Fehler zu verhindern, ist es wichtig, dass ein enger Oberflächenkontakt erhalten und aufrechterhalten wird, und zwar auch während der Verwendung, wenn die Bewegung des Patienten und andere äussere Faktoren unerwünschte Kräfte ausüben, die zu einer Fehlausrichtung und Trennung der optischen Kopplung an dieser Grenzfläche 34 neigen. Entsprechend einer Ausführungsform wird der enge Kontakt zwischen den optischen Kanälen 36, 38 und den optischen Fasern 30, 32 an der Grenzfläche 34 erhalten und aufrechterhalten, indem ein Material in den optischen Faserleitern 30, 32 verwendet wird, welches weicher und schmiegsamer als das Material der opti-

schen Kanäle 36, 38 der Messvorrichtung 28 ist, mit welchem diese in Kontakt gelangen. Zusätzlich sollte das Gehäuse 40 für die optischen Faserleiter 30, 32 aus einem Material bestehen, welches weicher und schmiegsamer als das Material des Gehäuses 42 ist, welches die optischen Kanäle 36, 38 umgibt. Um diesen engen optischen Kontakt zwischen den nahen Enden 34 der optischen Faserleiter 30, 32 und den optischen Kanälen 36, 38 der Messvorrichtung 28 zu erhalten und aufrechtzuerhalten, ist es wünschenswert, dass ein Einrichtung verwendet wird, die eine axial ausgerichtete Kraft 44 auf das optische Kathetergehäuse 40 ausübt, wodurch eine axiale Kraft an den Übergangsflächen zwischen den nahen Enden 34 der optischen Faserleiter 30, 32 und den optischen Kanälen 36, 38 entsteht. Ein geeignetes Material zur Verwendung für die Grenzflächen in den optischen Faserleitern 30, 32 und den aus Glas hergestellten optischen Kanälen 36, 38 ist unter dem Warenzeichen Styrol bekannt.

