



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 37 478 T2** 2008.01.03

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 939 894 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 37 478.5**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US97/20324**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 946 586.1**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1998/022805**

(86) PCT-Anmeldetag: **07.11.1997**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **28.05.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **08.09.1999**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **14.03.2007**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **03.01.2008**

(51) Int Cl.⁸: **G01N 21/25** (2006.01)

G01N 21/33 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

33334 P **21.11.1996** **US**

898604 **22.07.1997** **US**

(73) Patentinhaber:

Boston Scientific Ltd., St. Michael, Barbados, BB

(74) Vertreter:

**Maiwald Patentanwalts-gesellschaft mbH, 80335
München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, IE, NL

(72) Erfinder:

CROWLEY, Robert J., Sudbury, MA 01776, US

(54) Bezeichnung: **MINIATURSPEKTROMETER**

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

Technisches Gebiet

[0001] Diese Erfindung betrifft ein Spektrometer und insbesondere ein Gewebespektrometer für eine Anordnung innerhalb eines Körpers zur Gewebecharakterisierung.

Allgemeiner Stand der Technik

[0002] Eine spektrale Analyse von lebendem Gewebe kann verwendet werden, um verschiedene Krebsarten und andere Krankheitstypen zu detektieren. Bei der spektralen Analyse beleuchtet Licht einen Gewebereich zur Untersuchung, und ein Lichtdetektor detektiert optische Eigenschaften des beleuchteten Gewebereichs durch Messen der Lichtenergie, welche durch ihre Wechselwirkung mit dem Gewebereich modifiziert wurde, in einer vorbestimmten Frequenz- und Amplitudendomäne. Die optischen Eigenschaften umfassen Absorptions-, Lumineszenz-, Fluoreszenz-, Frequenz- und Zeitdomänenreaktionen auf verschiedene Stoffe, welche in den Gewebereich injiziert werden, und andere elektromagnetische Reaktionen. Krankes Gewebe kann durch Vergleichen eines erhaltenen Spektrums mit Spektren des normalen Gewebes identifiziert werden, welche unter den gleichen kontrollierten Bedingungen erhalten wurden.

[0003] Aktuell verfügbare Vorrichtungen für eine Gewebecharakterisierung unter Verwendung der spektralen Analyse umfassen Nachtsicht-Abtastsysteme mit Filtern, welche zur Verwendung mit Endoskopen und mit faseroptischen Mehrkanallieferungssystemen angepasst sind. Die letzteren Systeme umfassen typischerweise eine Lichtquelle, einen optischen Leiter, einen Lichtapplikator und -empfänger, einen zweiten Lichtleiter, ein Spektrometer und eine Anzeigeeinheit. In der Tendenz sind diese Systeme sehr teuer, erfordern umfangreiche elektronische Begleitsysteme und sind so komplex, dass sie Bedienschulung erfordern.

[0004] Die optischen Fasern, welche als optische Leiter in den faseroptischen Mehrkanallieferungssystemen verwendet werden, sind die Quelle von Konstruktionsschwierigkeiten. Um eine adäquate Menge Lichtenergie aus der Lichtquelle zu einem Gewebereich innerhalb eines Körpers zu transportieren, muss eine Eingriffsvorrichtung eine deutliche Menge optischer Fasern aufweisen. Eine Eingriffsvorrichtung, wie beispielsweise ein Katheter, weist jedoch nicht viel Raum auf, und optische Fasern höherer Qualität, welche weniger Raum einnehmen, sind teuer.

[0005] Optischen Fasern fehlen auch die nötigen mechanischen Eigenschaften, um mit einer Eingriffs-

vorrichtung verwendet zu werden. Optische Fasern können beim Biegen brechen und weisen im Vergleich zu herkömmlichen Kathetermaterialien eine relativ hohe Steifigkeit auf. Deshalb ist es schwierig, eine flexible Spitze für einen Katheter zu entwerfen, welcher optische Fasern aufweist, und insgesamt ist die Flexibilität einer Eingriffsvorrichtung, welche optische Fasern aufweist, begrenzt.

[0006] Weiterhin erfordern optische Fasern einen teuren Abschlussstecker und müssen sachgerecht angeschlossen werden, um einen adäquaten Lichtdurchsatz zu gewähren. Die Signaleffizienz Faser-basierter Vorrichtungen hängt stark von der Fähigkeit der Vorrichtungen ab, ausreichend Licht der erwünschten Wellenlänge in die Fasern einzukoppeln. Zur spektralen Analyse werden gefilterte Breitband-Lichtquellen gegenüber Laserlichtquellen wegen der Kosten und der Vielseitigkeit bei der Frequenz bevorzugt. Es ist jedoch eine Herausforderung, Licht von einer Lampenquelle wirksam in Fasern mit kleinen Durchmessern einzukoppeln. Obwohl Laserlicht leichter in optische Fasern eingekoppelt werden kann, sind Laserlichtquellen im Allgemeinen teurer, nur in ein paar ausgewählten Wellenlängen erhältlich und Gegenstand kritischerer Überwachungsvorschriften als andere Lichtquellen. Weiterhin neigt Licht, welches von dem Subjekt emittiert wird, welches von einem Laserlicht beleuchtet wird, dazu, schwach zu sein und ist auch allen Verlustmechanismen und Ineffizienzen ausgesetzt, welche ein Lasersystem problematisch machen.

[0007] Zusätzliche Hardware, wie beispielsweise Stecker und Koppler, und die Notwendigkeit, eine oder mehrere optische Leiter entlang der Längenausdehnung der Eingriffsvorrichtung bereitzustellen, machen herkömmliche Vorrichtungen, welche zur spektralen Analyse verwendet werden, relativ teuer, unzweckmäßig und vielleicht unpraktisch.

[0008] EP-A-0,314,937, US-A-5,127,407 und US-A-5,350,375 sind Patentschriften zum Stand der Technik der vorliegenden Anmeldung.

[0009] US 5,127,407 offenbart einen Sensor zum Messen der Sauerstoff-Sättigung des Blutstroms innerhalb des Schädels. Bei einer ersten Ausführungsform umfasst der Sensor einen Fotodetektor und ein Paar lichtemittierender Dioden, welche nahe dem Ende einer Länge flexibler gedruckter Verdrahtung oberflächenmontiert sind. Der Sensor wird durch eine Beschichtung aus Gummi oder aus Polymermaterial hermetisch versiegelt, welches ein optisches Fenster über dem Fotodetektor und den lichtemittierenden Dioden aufweist. Der Sensor wird durch eine Bohrung eingeführt, welche in den Schädel gebohrt wird und gleitet zwischen dem Schädel und der Dura des Hirns. Die lichtemittierenden Dioden werden gepulst, um Blut innerhalb der Dura und des Hirns mit Licht zu

beleuchten, und Licht, welches von dem Blut reflektiert wird, wird von dem Fotodetektor empfangen und in elektrische Signale umgewandelt. Die Signale werden von einem Impulsoxymeter verarbeitet um eine Angabe der Blutsättigung bereitzustellen. Bei einer zweiten Ausführungsform sind der Fotodetektor und die lichtemittierenden Dioden an dem Ende eines Kerns komprimierbaren Schaums befestigt, welcher sich aus dem Ende einer hohlen Knochenschraube erstreckt. Beim Schrauben der Knochenschraube in eine Bohröffnung in dem Schädel berühren der Fotodetektor und die lichtemittierenden Dioden die Dura, und der Schaum wird komprimiert, um einen optischen Kontakt zwischen den elektrischen Komponenten und der Dura zu unterhalten. Licht von den Dioden wird von Blut in der Dura und dem Hirn reflektiert, von dem Fotodetektor empfangen, und die resultierenden elektrischen Signale werden von dem Impulsoxymeter verarbeitet.

[0010] EP 0,314,937 offenbart einen implantierbaren medizinischen Sensor, welcher den Sauerstoffgehalt des Bluts bestimmt. Der Sensor weist eine miniaturisierte Hybridschaltung auf, welche ein Leuchtdiodenmittel, ein Fototransistormittel und ein Substrat aufweist, mit welchem das Leuchtdiodenmittel und das Fototransistormittel in einer erwünschten Schaltungskonfiguration verbunden sind. Die Hybridschaltung ist innerhalb eines zylindrischen Körpers hermetisch abgedichtet, welcher aus einem Material angefertigt ist, welches für Licht im wesentlichen transparent ist, wie beispielsweise Glas. Durchführungsanschlüsse stellen ein Mittel zum Herstellen einer elektrischen Verbindung mit der Hybridschaltung bereit. Das Leuchtdiodenmittel wird mit einem treppentufigen Stromimpuls angesteuert. Bei einer Ausführungsform ist der Sensor innerhalb eines Schrittmacher-Bilumenanschlusses eingebettet und nahe der distalen Elektrode des Anschlusses angeordnet, so dass sich der Sensor innerhalb des Herzens befindet, wenn der Anschluss in einen Patienten implantiert wird, wodurch gestattet wird, dass der abgetastete Sauerstoffgehalt des Bluts innerhalb des Herzens ein physiologischer Parameter wird, welcher verwendet werden kann, um das Schrittmacherstimulationsintervall eines ratenempfindlichen Schrittmachers zu steuern.

[0011] US 5,350,375 offenbart Verfahren für eine laserinduzierte Fluoreszenzintensitätsrückmeldung und -Regelung bei der Laserangioplastik. Bei einem ersten Gesichtspunkt wird ein Katheter, welcher ein exzentrisches Führungsdrahtlumen und mindestens eine optische Faser umfasst, durch Drehen des Katheters und Beobachten der Fluoreszenzintensität bezüglich einer Obstruktion in einem Blutgefäß angeordnet. Wenn die Fluoreszenzintensität einen maximalen Wert aufweist, ist die optische Faser auf die Obstruktion hin ausgerichtet. Bei einem anderen Gesichtspunkt wird eine Fluoreszenzintensitätsrückmel-

dung verwendet, um festzustellen, wann eine Laserablösungsvorrichtung eine Okklusion gekreuzt hat. Ein abrupter Abfall der Fluoreszenzintensität bezeichnet, dass die Ablösungsvorrichtung die Okklusion gekreuzt hat. Bei einem weiteren Gesichtspunkt wird die Fluoreszenzintensitätsrückmeldung verwendet, um die Wirksamkeit einer Flüssigkeitsspülung in einem Blutgefäß zu bestimmen. Bei wieder einem anderen Gesichtspunkt werden eine Fluoreszenzspektroskopie und eine Beobachtung der Fluoreszenzintensität der Reihe nach für verschiedene Untermenigen optischer Fasern in einem Laserkatheter durchgeführt, um eine präzise Steuerung der Faseranordnung, Gewebediagnose und Ablösung bereitzustellen. Die Fluoreszenzintensitätsrückmeldung kann in Verbindung mit Fluoreszenzspektroskopie verwendet werden.

KURZFASSUNG DER ERFINDUNG

[0012] Es ist eine Aufgabe der Erfindung, ein effizientes Spektrometersystem bereitzustellen. Diese Aufgabe wird mit dem Gegenstand nach dem unabhängigen Anspruch erzielt.

[0013] Bei einem Gesichtspunkt zeichnet sich die Erfindung durch ein Miniaturspektrometer zur Verwendung bei der spektralen Analyse aus. Das Spektrometer weist eine Lichtquelle und mehrere Lichtdetektoren zur Anordnung innerhalb eines Körpers derartig auf, dass optische Leiter nicht nötig sind, um Lichtsignale an das und aus dem Gewebe innerhalb des Körpers zu liefern. Die Lichtquelle beleuchtet einen Gewebebereich und die Lichtdetektoren detektieren optische Eigenschaften des beleuchteten Gewebes durch Messen modifizierter Lichtsignale. Die Lichtdetektoren wandeln optische Signale derartig in elektrische Signale um, dass ein elektrischer Draht oder mehrere elektrische Drähte, welche innerhalb einer Eingriffsvorrichtung angeordnet sind, die elektrischen Signale aus dem Gewebe an eine Signalanzeige oder an einen Mikroprozessor liefern können. Eine optisch durchsichtige Spitze verkapselt ein Spektrometer. Die Spitze, welche das Spektrometer verkapselt, wird an einem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung angeordnet. Die Spitze weist mindestens einen Flüssigkeitskanal auf, welcher mit einem Lumen innerhalb der Eingriffsvorrichtung in Verbindung steht, um eine Flüssigkeit an einen Gewebebereich zu liefern.

[0014] Ausführungsformen dieses Gesichtspunkts der Erfindung weisen die folgenden Merkmale auf. Die Lichtquelle und die Lichtdetektoren werden von einer externen Stromversorgung durch elektrische Drähte mit Energie versorgt. Die Spitze ist so geformt, dass sie Gewebekontakt und optische Übertragung optimiert. Die Spitze kann mit einem Material beschichtet werden, um die Lichtübertragung zu verbessern. Bei einer offenbarten Ausführungsform um-

fasst ein Spektrometer der Erfindung eine Lichtquelle und die Lichtdetektoren, welche auf einem einzelnen Substrat ausgebildet mehrere Kanäle aufweisen, um Lichtemission bei mehreren Wellenlängen zu detektieren.

[0015] Als nächstes wird ein Verfahren zum Charakterisieren von Gewebe erklärt, welches zum Verständnis der Erfindung nützlich sein kann. Gemäß dem Verfahren wird ein Spektrometer bereitgestellt, welches eine Lichtquelle und mehrere Lichtdetektoren aufweist. Das Spektrometer wird innerhalb eines Körpers nahe einem Gewebebereich angeordnet, welcher charakterisiert werden soll. Die Lichtquelle und die Detektoren sind durch elektrische Drähte mit einer Stromquelle verbunden. Die mit Energie versorgte Lichtquelle erzeugt Licht und beleuchtet den Gewebebereich. Die Detektoren messen Lichtsignale, welche als ein Ergebnis der Wechselwirkung mit dem Gewebebereich modifiziert wurden. Die Lichtdetektoren wandeln empfangene optische Signale in elektrische Signale um. Eine optisch durchsichtige Spitze verkapselt das Spektrometer und ist nahe einem distalen Ende einer Eingriffssonde lokalisiert. Das Verfahren kann weiterhin den Schritt des Drehens des Spektrometers hinsichtlich der Spitze aufweisen. Die Drehbewegung stellt optische Eigenschaften des Lichts ein, welches übertragen wird, um das Gewebe zu beleuchten.

[0016] Die vorangehenden und andere Aufgaben, Gesichtspunkte, Merkmale und Vorteile der Erfindung werden aus der folgenden Beschreibung und aus den Ansprüchen offenkundiger.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0017] In der Zeichnung bezeichnen gleiche Bezugszeichen im Allgemeinen überall in den verschiedenen Ansichten die gleichen Bauteile. Auch sind die Zeichnungen nicht notwendigerweise maßstabsgetreu, stattdessen wird im Allgemeinen Wert auf ein Illustrieren der Prinzipien der Erfindung gelegt.

[0018] [Fig. 1A](#) ist ein Blockdiagramm eines Systems zur spektralen Analyse, welches ein Spektrometermodul in Verbindung mit externen Komponenten umfasst.

[0019] [Fig. 1B](#) zeigt einen Lichtdetektor des Spektrometermoduls der [Fig. 1A](#) in Verbindung mit einem alternativen elektronischen System zur Signalanalyse.

[0020] [Fig. 2A](#) ist eine Querschnittsansicht eines Spektrometermoduls, welches an einem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung angeordnet ist.

[0021] [Fig. 2B](#) ist eine Querschnittsansicht des distalen Endes des Spektrometermoduls von [Fig. 2A](#).

[0022] [Fig. 3](#) ist eine schematische Darstellung einer Eingriffsvorrichtung und eines Spektrometermoduls, welches an dem distalen Ende der Eingriffsvorrichtung angeordnet ist.

[0023] [Fig. 4](#) ist eine Querschnittsansicht des Spektrometermoduls der [Fig. 2A](#), welches von einer Spitze verkapselt ist und an dem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung angeordnet ist.

[0024] [Fig. 5](#) ist eine Querschnittsansicht eines Spektrometermoduls auf einem einzelnen Substrat, wobei der Querschnitt längs des Moduls verläuft.

Beschreibung

[0025] Unter Bezugnahme auf [Fig. 1A](#) umfasst das Spektrometermodul eine Lichtquelle **3** und einen Mehrkanal-Lichtdetektor **5** in enger räumlicher Nähe zueinander und zu einem interessierenden Bereich **6**. Der interessierende Bereich **6** kann lebendes Gewebe sein, welches sich innerhalb eines Körpers befindet. Die Lichtquelle **3** und der Lichtdetektor **5** sind in enger räumlicher Nähe zu dem interessierenden Bereich angeordnet, so dass sie die Lichtenergie mit einem Minimum an Zwischenraum oder Material sowohl emittieren können als auch wirksam einkoppeln können. Die Lichtquelle **3** steht mit einer Stromversorgung oder -quelle **7** durch eine Gleichstromleitung **9** in Verbindung, und der Lichtdetektor **5** steht mit der Stromquelle **7** durch eine Vorspannungsversorgungsleitung **10** in Verbindung. Die Stromquelle **7** kann Gleichstrom (DC) entweder von hoher oder von niedriger Spannung, Wechselstrom (AC) einer geeigneten Frequenz oder einen Impuls bereitstellen. Wechselstrom kann zu dem Zweck des Modulierens der Lichtquelle mit einem Modulator **17** an die Lichtquelle **3** geliefert werden. Alternativ kann Strom mit komplexen Wellenformen an die Lichtquelle **3** geliefert werden. Eine Diode kann in der Schaltung an der Lichtquelle **3** angeordnet werden, um einen Teil des Wechselstroms gleichzurichten, so dass er zum Vorspannen des Detektors **5** verwendet werden kann. In der offenbarten Ausführungsform wird eine Dosiereinrichtung **19** an der Stromquelle angeordnet und setzt einen Stromabtaster **20** in Reihe ein, um den Strom zu beobachten und anzuzeigen, welcher an die Lichtquelle **3** angelegt wird. Diese Konfiguration kann verwendet werden, um beim Kalibrieren des Instruments während des Gebrauchs zu helfen.

[0026] Eine Ausgangsleitung **13** oder mehrere Ausgangsleitungen **13** erstrecken sich von dem Detektor **5** durch einen Verstärker **21** und einen A/D-Wandler **23** zu einem Mikroprozessor **25** und zu einer Anzeige **11**. Die Ausgangsleitungen **13** können abgeschirmt werden, um eine Störgeräuschaufnahme zu reduzieren. Der Ausgang des Detektors **5** wird durch einen Verstärker **21** verstärkt und an einen Analog/Digital-(A-D-, A/D- oder A-nach-D-)Wandler **23** gesen-

det. Das digitalisierte Signal kann dann an einen Mikroprozessor **25** oder an eine andere Logikvorrichtung zur nachfolgenden spektralen Analyse gesendet werden. Ein alternatives Signalverarbeitungssystem wird in [Fig. 1B](#) gezeigt.

[0027] Wie aus [Fig. 1B](#) ersichtlich, umfasst das alternative Signalverarbeitungssystem ein Mittelskaleninstrument **33**, welches von einer Gleichstromquelle **34** betrieben wird und welches in der gemeinsamen Rückleitung **38** angeordnet ist, welche sich von dem Lichtdetektor **38** erstreckt. Dieses alternative Signalverarbeitungssystem kann verwendet werden, um die verschiedenen Signalamplituden der optischen Signale, welche von zwei oder mehr gleichzeitig betriebenen Kanälen des Lichtdetektors **5** empfangen werden oder um die normalisierte Ausgabe der Lichtquelle als Funktion der Lichtenergie, welche von dem Lichtdetektor **5** empfangen wird, zu beobachten. Die Amplitude des Messwerts kann verwendet werden, um die Steigung des Antwortsignals relativ zum Eingangssignal zu bestimmen oder um andere, komplexere Funktionen durchzuführen. Es versteht sich hierbei, dass ein äquivalenter Betrieb unter Verwendung eines Einkanal-Lichtdetektors erhalten werden kann, solange eine Antworteigenschaft des Kanals mit der Zeit variiert wird. Es kann möglich sein, die Antworteigenschaft unter Verwendung beispielsweise eines Filters oder mehrerer Filter zu variieren. Im Fall eines Einkanal-Lichtdetektors können die beiden Signale, falls erwünscht, der Reihe nach erhalten werden. Die Funktionen, welche von dem oben stehend beschriebenen Schaltkomplex bereitgestellt werden, können mit einer anderen oder zusätzlichen elektrischen, mechanischen, und/oder optischen Vorrichtung erzielt werden.

[0028] Unter Bezugnahme auf [Fig. 2A](#) und [Fig. 2B](#) wird ein Spektrometermodul **41** an einer distalen Spitze einer Eingriffsvorrichtung **4** angeordnet. Das Spektrometermodul **41** wird innerhalb eines Gehäuses **43** angeordnet. Das Gehäuse **43** umfasst ein optisch durchsichtiges Material. Der Durchmesser des Gehäuses **41** ist klein genug, um zu gestatten, dass das Spektrometermodul **41** und das Gehäuse **43** verschiedene Lumen von Kathetern und Körperlumen, wie beispielsweise vaskuläre und nichtvaskuläre Gefäße, passieren. Beispielsweise weist das Gehäuse **43** für ein Spektrometermodul **41**, welches mit einem Katheter **4** verwendet wird, einen maximalen Durchmesser von ungefähr 0,64 cm (0,25 Inch) auf. Das Gehäuse **43** für ein Spektrometermodul **41**, welches mit einer Führungsdraht-großen Vorrichtung verwendet wird, kann einen maximalen Durchmesser von ungefähr 0,21 cm (0,081 Inch) aufweisen.

[0029] Das Spektrometermodul **41** umfasst eine Lichtquelle **3**, zwei Lichtdetektoren **61**, eine Linse **47**, einen Lichtverstärker **49** und ein Fenster **55**. Die Lichtquelle **3** ist eine Halbleiterdiodenquelle, welche

derartig befestigt ist, dass das Ausgabeende **45** zum distalen Ende des Moduls **41** zeigt, welches sich im Allgemeinen mit der zentralen Achse der Eingriffsvorrichtung **4** in einer Reihe befindet. Alternativ kann die Lichtquelle **3** derartig angeordnet werden, dass das Ausgabeende in eine Richtung transversal zu der Mittelnachse der Eingriffsvorrichtung **4** zeigt. Licht, welches von der Lichtquelle **3** erzeugt wird, kann einen Gewebebereich unmittelbar beleuchten oder von einer Linse **47** fokussiert werden, bevor es den Gewebebereich beleuchtet. Die Linse **47** kann so geformt sein, dass sie das Licht zu einem erwünschten Muster fokussiert, oder sie kann verwendet werden, um das Licht, falls nötig, zu streuen. Ein Frequenzvervielfacher **49** wird in dem Weg des Lichts angeordnet, welches von der Lichtquelle **3** erzeugt wird, um die Frequenz der Lichtausgabe zu vergrößern. Der Frequenzvervielfacher **49** umfasst eine optisch nichtlineare Substanz. Die optisch nichtlineare Substanz **49** wird mit einer Ringhalterung **51** in Position gehalten, um ihre Position hinsichtlich der Position der Lichtquelle **3** zu erhalten. Ersatzweise kann die nichtlineare Substanz **49** unmittelbar mit dem Ausgabeende **45** der Lichtquelle **3** unter Verwendung eines optisch klaren Bindemittels verbunden werden. Das optisch klare Bindemittel kann Epoxid, Cyanoacrylat oder Natriumsilikat sein. Das Bindemittel kann unmittelbar auf dem Ausgabeende **45** der Lichtquelle **5** und ihrer Umgebung angeordnet werden, und die nichtlineare Substanz **49** kann auf dem Bindemittel angeordnet werden. Ein Beispiel einer optisch nichtlinearen Substanz, welche zur Verwendung mit einem Spektrometermodul der Erfindung geeignet ist, ist ein Kaliumdihydrogenphosphat-(KH_2PO_4)- oder KDP-Kristall. Um die Lichtübertragung zu verbessern, kann mindestens eine Oberfläche des KDP-Kristalls mit einer Fluoridschicht beschichtet werden, welche als eine Viertelwellen-Anpassungsschicht **53** fungiert. Ein Fenster **55** wird an dem distalen Ende des Spektrometermoduls **41** angeordnet, um das Modul zu schützen. Das Fenster **55** kann durch Verbinden des Fensters **55** mit der distalen Spitze der Eingriffsvorrichtung mit einem Klebstoff **57** am Ort gehalten werden. Bei einer bevorzugten Ausführungsform weist das Fenster **55** eine Bandsperreigenschaft auf, welche Ausgangsfrequenzen des Lichts dämpft, welches von der Lichtquelle **3** erzeugt wird, während es einen Durchgang der Lichtausgabe mit einer vorbestimmten Frequenz erlaubt. Eine Lichtausgabe, welcher den Filter passieren kann, liegt oft im ultravioletten Bereich und weist insbesondere Wellenlängen von ungefähr 300 nm bis ungefähr 400 nm auf. Derartige Filter sind allgemein verfügbar und bekannt. Beispiele dieser Filtertypen umfassen abgetöntes Glas, eingelegte Farbstoffe und Interferenzfasern, welche auch als dichroitische Filter bekannt sind. Alternativ kann eine variable Filterung durch Drehen des Innenabschnitts des Moduls **41** hinsichtlich Abschnitten eines anderen gefärbten Materials, wie beispielsweise einer abgetönten Kunst-

stoffummantelung des Katheters oder einer in [Fig. 4](#) gezeigten Spitze **81**, eingesetzt werden. Die Katheterummantelung oder die Spitze **81** können unterschiedliche Filtereigenschaften aufgrund von Dickenänderungen oder aufgrund von lokalisierten Farbstoffen aufweisen.

[0030] Lichtdetektoren **61** und Filter **63** können um die nichtlineare Substanz **49** ([Fig. 2B](#)) herum angeordnet werden. Die Lichtdetektoren **61** können beispielsweise Silizium-Fotodioden, Cadmiumsulfid-Kristallkörper mit Elektroden, ladungsgekoppelte Schaltungen oder allgemein alle Lichtsensoren sein, welche miniaturisiert und innerhalb der Begrenzungen einer Vorrichtung kleiner als ungefähr 0,64 cm (0,25 Inch) oder weniger im Durchmesser angeordnet werden können. Die Lichtdetektoren **61** können in einem Winkel ([Fig. 2A](#)) angeordnet werden, um die Sammlung von Licht zu unterstützen, welches von dem interessierenden Bereich **6** emittiert wird. Ersatzweise können die Lichtdetektoren **61** auf einem ebenen Substrat benachbart zu der Lichtquelle **3** angeordnet werden. Die Lichtsignale, welche den interessierenden Bereich beleuchten, werden als ein Ergebnis der Wechselwirkung mit dem interessierenden Bereich **6** modifiziert. Die Lichtdetektoren **61** detektieren die modifizierten Lichtsignale. Die Lichtdetektoren **61** können auch die Lichtemission aus der Lichtquelle beobachten. Die Lichtdetektoren **61** werden mit der Energie aus der Stromversorgung **7** durch eine Stromleitung **10** versorgt ([Fig. 1A](#)). Frequenzselektive Detektoren **61** werden durch Anordnen von Filtern **63** auf den Lichtdetektoren **61** hergestellt. Die Filter **63** dämpfen ein Frequenzband oder mehrere Frequenzbänder der Energie, welche von den Lichtdetektoren **61** empfangen wird. Die Filter **63** können beispielsweise vom Bandpasstyp sein, welcher Wellenlängen selektiv zulässt. Ein spezifischer Bandpass eines Filters kann um 380 nm zentriert werden, während ein anderer Filter um 440 nm zentriert werden kann. Signaldrähte **13**, welche einen Signalausgang liefern, können von der Form verdrahteter Drahtpaare sein, oder sie können sich einen gemeinsamen Masseweg teilen. Die Signaldrähte **13** werden durch einen oder mehrere Lumen **65** der Eingriffsvorrichtung **4** gefädelt und erstrecken sich zurück zu einem geeigneten Steckverbinder, welcher auf oder nahe dem proximalen Ende der Eingriffsvorrichtung **4** angeordnet ist.

[0031] Unter Bezugnahme auf [Fig. 3](#) wird das Spektrometermodul **41** der [Fig. 2](#) an dem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung **70** angeordnet. Bei der offenbaren Ausführungsform wird das Modul **41** an dem distalen Ende eines Schafts **71** befestigt, und der Schaft **71** enthält Signaldrähte **9** und **13**. Der Schaft **71** endet mit einem kleinen Steckverbinder **73** an dem proximalen Ende. Der Steckverbinder **73** kann einen oder mehrere Kontakte aufweisen, welche angeordnet sind, um eine elektrische, optische und me-

chanische Verbindung mit einem passenden Steckverbinder zu gestatten. Der Schaft **71** weist auch einen gleitfähigen Stopper **75** auf, welcher voreingestellt werden kann, um eine Kontrolle über die Platzierungstiefe innerhalb des Körpers zu gestatten. Der Stopper kann ein Kragen mit einem Spannhülsenring **77** sein, welcher sich beim Verdrehen festzieht, um einen festen Anschlag bereitzustellen. Der Schaft **71** kann eine Röhre umfassen, wie beispielsweise eine Injektionskanüle aus Edelstahl, ein überelastisches (Nitinol-) Röhrchen oder dergleichen. Der Vorteil derartiger Schäfte ist, dass sie relativ starr sind und eine Einführung in teilweise versperrte Passagen gestatten. Sehr kleine Schäfte können aus Metallröhrchen angefertigt werden. Es können Schäfte mit Außendurchmessern von ungefähr 0,013 cm (0,005 Inch) bereitgestellt werden, obwohl in den meisten Fällen größere Schäfte mit Durchmessern von ungefähr 0,20 cm (0,08 Inch) oder größer geeignet sind. Die Längen der Schäfte können auch zwischen ein paar Millimetern und über 200 Zentimetern variieren. Der Schaft **71** kann aus einem flexibleren Material angefertigt werden, falls gewünscht. Als Schaftmaterial können mehrschichtige, gegeneinander gewickelte Drähte mit kleinem Durchmesser verwendet werden. Diese Schäfte weisen eine relativ hohe laterale Flexibilität und eine gute Drehsteifigkeit auf und können durch manuelles Verdrehen oder durch einen Motor in spezifischen Winkeln angeordnet werden. Andere Schäfte können Kunststoffe, wie beispielsweise Polyethylen, Polyimid oder Nylon umfassen, und können einen oder mehrere Lumen aufweisen. Die Lumen führen elektrische, optische oder mechanische Übertragungsleitungen oder Kühlflüssigkeiten. In der offenbaren Ausführungsform weist der Schaft **71** ein Schraubgewinde **79** an dem distalen Ende auf, um Befestigung und Abtrennung des Moduls **41** an und von dem Schaft **71** zu erleichtern. Eine mögliche Verwendung des Befestigungsgewindes kann ein Lösen des Moduls **41** durch Abschrauben und Lösen des Moduls **41** von dem Ende des Schafts **71** sein, wenn das Modul **41** einmal innerhalb eines Körpers angeordnet ist. Der röhrenförmige Schaft **71** kann dann über den kleinen Steckverbinder **73** gleiten, welcher außerhalb des Körpers gelassen werden kann. Das Modul **41** kann erneut mit dem Schaft **71** verbunden werden, bevor das Modul **41** aus dem Körper herausgezogen wird.

[0032] Unter Bezugnahme auf [Fig. 4](#) ist das Spektrometermodul **41** der [Fig. 2A](#) innerhalb einer optisch durchsichtigen Spitze **81** lokalisiert, und die Spitze **81** und das Modul **41** sind an dem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung angeordnet. Die Spitze **81** kann einen Kunststoff, wie beispielsweise Polystyrol, ein Glas, wie beispielsweise Quarz, umfassen oder kann ersatzweise aus einem löslichen Material ausgebildet sein, wie beispielsweise Sukrose. Die Spitze **81** weist einen Flüssigkeitskanal **82** auf, welcher mit dem zentralen Lumen **84** des Katheterkörpers **83** in Verbind-

dung steht. Der Flüssigkeitskanal **82** kann verwendet werden, um eine Vermittlungsflüssigkeit, wie beispielsweise Wasser, an oder nahe der Spitze der Vorrichtung bereitzustellen oder um einen Farbstoff (wie beispielsweise Tusche) oder ein Arzneimittel (wie beispielsweise Photofrin) zu injizieren oder um eine Flüssigkeits- oder Gewebeprobe zu entnehmen. Die Spitze **81** kann Sekundärfilter aufweisen. Ein Anordnen des Moduls **41** in Bezug auf die Spitze **81** gestattet Variationen in dem optischen Weg, welcher erhalten werden soll. Beispielsweise kann das Modul **41** innerhalb der Spitze **81** derartig gedreht werden, dass Sekundärfilter mit einem oder mehreren Detektoren **61** oder mit Licht, welches von der Lichtquelle **3** emittiert wird, abgeflichtet werden.

[0033] Ein Katheterkörper **83** kann das Modul **41** durch Durchleiten des Moduls durch das zentrale Lumen **84** des Katheters **83** beherbergen, um das Modul **41** an den interessierenden Bereich in Schleimhautgewebe **85** zu führen. Die in **Fig. 4** gezeigte Ausführungsform gestattet dem Anwender eine Veränderung des Gewebes als ein Ergebnis von Arzneimittelinjektionen oder der selektiven Aufnahme eines Fluoreszenzfarbstoffs zu beobachten. Die Form der Spitze **81** hilft bei der Vermeidung von Spiegelreflexionen von Licht auf der Oberfläche der Schleimhautauskleidung **85** und von Verlagerung von dazwischen liegenden Stoffen, wie beispielsweise von Bakterien, welche oft stark fluoreszieren. Die Spitze **81** kann im wesentlichen eine Winkelunabhängigkeit bereitstellen, wobei die Notwendigkeit einer tatsächlichen Entfernung von Gewebematerial vermieden wird. Falls die Spitze **81** leicht gerundet ist, wird eine Verlagerung von Gewebe erzielt, ohne das Gewebe tatsächlich deutlichen Scherkräften auszusetzen. Die Eindringtiefe kann durch Anordnen der Schulter des Katheters **83** gegen das Gewebe und durch Gleiten der Spitze **81** hinsichtlich des Katheters **83** gesteuert werden. Ausdehnungsbereiche von bündig oder versenkt bis ungefähr 1,0 mm oder ein weiteres Vorstehen der Spitze **81** über die Schulter hinaus sind unter Verwendung einer reibschlüssigen Passung zwischen den zwei Komponenten praktisch. Der Schaft **71** (**Fig. 3**) und das Modul **41** können, falls gewünscht, mit klarem Epoxid mit der Spitze **81** verbunden werden. Der Vorteil einer derartigen Konfiguration ist, dass die gesamte Anordnung gleitend und drehbar innerhalb des Katheters **83** angeordnet werden kann. Die Röhrenform des Katheters **83** ist bloß beispielhaft. Es können zahlreiche Katheterumhüllungen und andere Eingriffsvorrichtungen, welche zum Durchleiten von Flüssigkeiten verwendet werden, einschließlich Nadeln, Führungsdrähte, Führungskatheter, Trokare, Einführer, Endoskope und Stents verwendet werden.

[0034] Die Röhre oder das Gehäuse können mit einem optisch durchsichtigen Material oder mit einem streuenden Material gefüllt werden. Beispiele eines

optisch durchsichtigen Materials umfassen Epoxid, Wasser und Öl. Beispiele eines streuenden Materials umfassen teilchenförmige Stoffe, welche in einer viskosen Flüssigkeit suspendiert sind, wie einem Epoxid, welches härten kann, oder in einem Elastomer-material, welches flexibel bleiben kann, um verschiedenen anatomischen Bedingungen zu entsprechen oder zu verschiedenen Katheterspitzen geformt werden kann.

[0035] Die Eingriffsvorrichtung gemäß **Fig. 4** kann nützlicher, weniger teuer und kleiner angefertigt werden, indem alle funktionalen Elemente von einem einzelnen Substrat aufgenommen werden, welches in Eingriffsvorrichtungen und lebendem Gewebe willkürlich eingebettet, befestigt, angeordnet oder implantiert werden kann. In **Fig. 5** setzt ein Spektralanalysepaket **90** auf einem Einzelsubstrat diese Merkmale in einer derartig kompakten Anordnung ein. Bei der offenbarten Ausführungsform werden die Elemente auf einem dotierten, geschichteten Siliziumträger ausgebildet. Ersatzweise kann das Substrat **91** eine geätzte gedruckte Schaltung auf einem Fiberglas/Epoxidharz-Substrat sein. Der lichtemittierende Abschnitt ist eine integrierte lichtemittierende Diodenanordnung **93**, welche geätztes N-Halbleitermaterial **95** und einen Diamant-Kühlkörper **97** umfasst, welcher mit einer Seite des Substrats **91** verbunden ist. Der Spalt **99**, welcher unter die Referenzoberfläche des Substrats **91** geätzt ist, gestattet, dass Lichtenergie auf den Spiegel **101** gerichtet wird, welcher mit dem piezoelektrischen Lichtmodulator **103** verbunden ist. Der Spiegel **101** kann nach Abschrägen und Polieren des Modulators **103** durch Beaufschlagen mit Aluminium eines Abschnitts des piezoelektrischen Lichtmodulators **103** aufgebaut werden. Alternativ kann der Spiegel einen kleinen Körper aus Glasmaterial, ungefähr 0,150 mm im Quadrat und 0,010 mm dick, aufweisen, welcher mit einer dünnen Schicht Epoxidharz verbunden ist, um das Steuerelement in einer Position zu stapeln, welche einen Zwischenraum innerhalb der Lücke **99** gestattet. Die Konstruktion des piezoelektrischen Lichtmodulators **103** kann durch Verbinden einer einzelnen Blei-Zirkonat-Titanat-(PZT)-Schicht unmittelbar mit dem Substrat **91** unter Verwendung eines leitfähigen Epoxids und durch Ultraschallschweißen oder Epoxid-Verbinden einer Elektrode **105** mit einem feinen Kupferdraht **107** erzielt werden, welcher wiederum mit einem elektrischen Anschlussstift **109** verbunden wird. Die Anschlussstifte **109** können ungefähr 0,030 mm im Durchmesser und ungefähr 0,328 mm in der Länge betragen, und sie können mit Gold beschichtete Messingdrähte umfassen. Ein großer Stift **110** wird mit Ultraschall an die Basis des Substrats **91** geschweißt und dient als ein Orientierungspunkt, als ein mechanisches Stabilisierungsmittel und ist auch in der Lage, einen etwas höheren Strom zu führen.

[0036] Aus dem Substrat **91** wird auch eine Avalan-

che-Fotodioden-(APD)-Matrix **121** geätzt, welche als ein sehr empfindlicher Lichtdetektor dient. Bei der in [Fig. 5](#) gezeigten Ausführungsform weist die Version des Lichtdetektors **121** zwei Kanäle auf. Es können jedoch mehr Kanäle durch einfaches Wiederholen der Struktur wie folgt hinzugefügt werden: Ablagern von Siliziumoxid-(SiO₂)-Schichten **123** auf N-Materialschichten **125**, welche individuell über feine Drähte **107** mit Stiften **109** verbunden werden. Die Sperrschicht **127** ist zwischen den N-Materialschichten **125** und dem Substrat **91** eingelegt, und kann auch als Teil der gemeinsamen Rückleitung an den Stift **110** dienen. Ein gefärbter Lichtfilter **131** kann über einem oder mehrere lichtempfindliche Abschnitte der APD derart angeordnet werden, dass sich die spektrale Resonanz eines Kanals von der des anderen unterscheidet. Bei der offenbaren Ausführungsform wird ein gefärbter Lichtfilter **131** über einem Kanal angeordnet. Der Filter kann beispielsweise einen Wellenfilter, wie beispielsweise einen dichroitischen Filter, umfassen, welcher aus einem Glas, einem Gitter oder einem Farbstoff angefertigt ist.

[0037] Der Filter **131** kann vorübergehend über einer Siliziumoxid-Schicht **123** angeordnet und am Ort gehalten werden, während optischer Einbettungskunststoff **133** über der Anordnung ausgebildet wird. Es können Stoffe, wie beispielsweise Polystyrol, Polycarbonat und Methylmethacrylat, als der optische Einbettungskunststoff verwendet werden, um eine erwünschte Form des Pakets **90** zu gießen oder mit Spritzguss herzustellen. Es können andere Stoffe, wie beispielsweise Urethane, verwendet werden, um den Guss zu bilden, solange sie ausreichend durchlässig für Lichtenergie sind und elastisch genug sind, um einen kleinen Überstand, wie beispielsweise den Spiegel **101**, zu gestatten. Ein Luftspalt um die Lücke **99** kann in Abhängigkeit von dem Brechungsindex wünschenswert sein, welcher in der Umgebung des Spiegels **101** und des Ausgabeendes der lichtemittierenden Diode **93** benötigt wird. Ein Weg, dies zu erzielen, ist, einen vorgeformten Rahmen über dem Spalt **99** anzuordnen, welche den Fluss von Einbettungsmaterial in diesen Bereich verhindert. Der Rahmen kann durch Spritzguss aus dem Material, welches auch für das Paket **40** verwendet wird, oder aus einem Material geformt werden, welches eine höhere Schmelztemperatur aufweist. Der Rahmen kann mit einer dünnen Schicht eines klaren Epoxid-Films am Ort verbunden werden. Das Paket **90** kann so geformt werden, dass es eine Modifizierung der optischen Signale gestattet, welche in das Paket eintreten oder es verlassen. Bei der gezeigten Ausführungsform wird die gezahnte Linse **135** in die Oberfläche des Pakets **90** geformt oder geprägt. Der Vorteil dieser Konfiguration ist, dass eine polierte Form verwendet werden kann, um eine gewünschte optische Präzisionsoberfläche auszubilden. Spritzgussverfahren nach dem Stand der Technik und Thermoplaste mit relativ geringer Viskosität, wie beispiels-

weise Polystyrol, gestatten eine Erzeugung der sehr feinen Merkmale mit steuerbaren Abmessungen und Schritthöhen auf der Oberfläche. Eine Abmessung des Oberflächenmerkmals kann im Bereich von ungefähr 0,005 mm liegen. Unter Verwendung von Druck und einer fotogeätzten Urform können sogar feinere Merkmale von weniger als 0,005 mm geprägt werden, so dass binäre optische Schritte, Hologramme oder Gitter, welche in der Lage sind, IR-, sichtbares und UV-Licht zu brechen, unmittelbar auf der Oberfläche des Pakets **90** ausgebildet werden können. Eine Erzeugung derartiger Merkmale auf der Oberfläche oder innerhalb der Anordnung vermeidet die Notwendigkeit für zusätzliche, teure optische Komponenten und ihre Halterungen. Eine herkömmlich gekrümmte Linse **137** wird auf der Oberfläche des Pakets **90** erzeugt um die Lichtenergie wie erwünscht zu fokussieren. Die herkömmlich gekrümmte Linse **137** kann auch während des Formungsvorgangs an die Oberfläche geformt werden. Ein Gitter kann Licht über die Detektoren streuen, wobei eine Fähigkeit zur Frequenzauswahl bereitgestellt wird.

[0038] Spektrometermodule gemäß der Erfindung werden entworfen, um die Lichtquelle und den Lichtdetektor in räumlicher Nähe zu einem Gewebebereich unter spektraler Analyse anzuordnen. Eine Gewebecharakterisierung unter Verwendung einer spektralen Analyse basiert auf dem Verständnis, dass Licht, welches von einer Lichtquelle emittiert wird, mit dem Gewebe wechselwirkt und das Licht modifiziert wird. Absorption, Streuung und anderer Energieverlust tritt auf, wenn Licht mit dem Gewebe wechselwirkt. Verschiedene Gewebetypen weisen jedoch unterschiedliche Absorptions- und Reflexionseigenschaften auf. Deshalb kann Gewebe unter Verwendung einer spektralen Analyse charakterisiert werden. Diese Wechselwirkungsphänomene begrenzen jedoch auch die Tiefe der Lichteindringung, welche erzielt werden kann. Deshalb kann ein Energieverlust aufgrund äußerer Faktoren stark sein, wenn die Lichtquelle nicht nahe dem interessierenden Gewebe angeordnet wird. Die Erfindung stellt Mittel zum Anordnen der Lichtquelle und des Lichtdetektors nahe dem interessierenden Gewebe bereit, so dass ein effizienter Betrieb erzielt werden kann. Deshalb eliminiert das Spektrometermodul der Erfindung unnötigen Lichtverlust und gestattet dem Lichtdetektor, eine Lichtmodifizierung zu detektieren, welche von der Wechselwirkung mit dem Gewebe bewirkt wird.

[0039] Im Allgemeinen kann jeder Typ eines Lichtdetektors, welcher in der Lage ist, aufgrund ihrer Wechselwirkung mit dem Subjekt der Analyse modifizierte Lichtsignale zu erkennen, und welcher in der Lage ist, ausreichend klein gefertigt zu werden, dass er in eine Eingriffsvorrichtung passt, gemäß der Erfindung verwendet werden. Beispielsweise kann ein Sensor mit einer ladungsgekoppelten Schaltung

(CCD) rings um die Energieerzeugungsquelle angeordnet und über Signaldrähte verbunden werden. Ersatzweise können Silizium-Fotodioden, Cadmiumsulfid-Zellen oder Szintillationsdetektoren derartig angeordnet werden, dass ein zurückfallender Abschnitt der Lichtwellenenergie eingefangen und gemessen wird. Im Fall von Sensoren des CCD-Typs kann eine große Anzahl derartiger Vorrichtungen in einen sehr kleinen Bereich einbezogen werden. Ersatzweise können gemäß der Erfindung zwei oder mehr Sensoren verwendet werden. Der Vorteil einer Verwendung mehrerer Sensoren ist, dass es die Notwendigkeit zum Wechseln von Filtern eliminiert. Filter x, beispielsweise, kann angeordnet werden, um blaue Lichtwellen durchzulassen, während Filter y angeordnet werden kann, um rote Lichtwellen durchzulassen, so dass die relative Intensität von zwei Wellenlängen eine Steigung erzeugen kann, welche einen bestimmten Gewebetyp oder -zustand angeben kann.

[0040] Gemäß der Erfindung kann jede Lichtquelle verwendet werden, welche in einer Eingriffsvorrichtung angeordnet werden kann. Es können eine gewöhnliche Glühfadenlichtquelle, wie beispielsweise eine Lichtquelle mit Wolframfaden, mit geeigneten Filtern, welche darauf angeordnet sind, eine Bogenlampe, eine Quecksilberdampfplampe, eine Xenon-Blitzlampe, Gasentladungsröhren, welche mit verschiedenen Gasen oder metallischen Dämpfen gefüllt sind, eine akustisch angetriebene Sonolumineszenzquelle, welche in der Lage ist sichtbares und UV-Licht sowie Röntgenstrahlen zu erzeugen, eine Gum-Diodenquelle mit super hoher Frequenzenergie(SHF), lichtemittierende Dioden und andere Lichtquellen mit einer Ausgabe sowohl von langer als auch von kurzer Dauer, mit langen oder mit kurzen Wellenlängen für die Erfindung verwendet werden.

[0041] Mögliche Lichtquellensysteme und Lichtdetektionsanordnungen werden in zwei gemeinsam-besessenen US Provisional Patentanmeldungen beschrieben, nämlich in der US Provisional Patentanmeldung mit dem Aktenzeichen 60/033,333 und in der US Provisional Patentanmeldung mit dem Aktenzeichen 60/033,335. Im Allgemeinen werden ein Lichtquellensystem und ein Lichtdetektionssystem für eine Verwendung gemäß der Erfindung auf der Grundlage verschiedener Faktoren ausgewählt, welche beispielsweise Kosten, Komplexität, Miniaturisierung und therapeutische Eigenschaften umfassen.

[0042] Die Form des Spektrometermoduls der Erfindung kann jede geeignete Form zum Optimieren des Kontakts zwischen dem Modul und dem interessierenden Bereich oder der optischen Übertragung des erzeugten Lichts an den interessierenden Bereich sein. Mögliche Formen umfassen beispielsweise konkave gestufte, zylindrische, meißelförmige, konische, konvexe und halbkugelige Formen. Zusätzlich

können die äußeren oder inneren Oberflächen des Moduls mit einem speziellen Material beschichtet werden, um die Lichtübertragungseigenschaften zu verbessern, oder mit einer Mikrolinse, einer binären optischen Stufe oder einem Wellenlängenfilter bereitgestellt werden.

[0043] Durchschnittsfachleuten werden Variationen, Modifikationen und andere Implementierungen des hier Beschriebenen einfallen, ohne den Schutzzumfang der Erfindung zu verlassen, welcher wie folgt beansprucht ist.

Patentansprüche

1. Spektrometer, aufweisend:
 - eine Lichtquelle (3) zum Beleuchten lebenden Gewebes, welches innerhalb eines Körpers angeordnet ist;
 - mehrere Lichtdetektoren (61) zum Detektieren optischer Eigenschaften des beleuchteten Gewebes, wobei die mehreren Lichtdetektoren (61) zum Umwandeln optischer Signale in elektrische Signale eingerichtet sind, die Lichtquelle (3) und die mehreren Lichtdetektoren (61) zusammen derartig für eine Anordnung innerhalb des Körpers eingerichtet sind, dass keine optischen Leiter nötig sind, um Lichtsignale zu und von dem Gewebe innerhalb des Körpers zu liefern;
 - eine Eingriffsvorrichtung (4), welche eingerichtet ist, die Lichtquelle (3) und die mehreren Lichtdetektoren (61) innerhalb des Körpers anzuordnen;
 - eine optisch durchsichtige Spitze (81), welche die Lichtquelle (3) und die mehreren Detektoren (61) verkapselt und an einem distalen Ende der Eingriffsvorrichtung (4) angeordnet ist,

dadurch gekennzeichnet, dass die Spitze (81) mindestens einen Flüssigkeitskanal (82) in Verbindung mit einem Lumen in der Eingriffsvorrichtung (4) zum Liefern einer Flüssigkeit aufweist, welche für einen Beobachtungsvorgang nötig ist.
2. Spektrometer nach Anspruch 1, weiterhin aufweisend eine Linse (47), welche in einem Weg des von der Lichtquelle (3) erzeugten Lichts zum Fokussieren oder Streuen des Lichts angeordnet ist.
3. Spektrometer nach Anspruch 1, weiterhin aufweisend einen Frequenzvervielfacher (49), welcher in einem Weg des von der Lichtquelle (3) erzeugten Lichts angeordnet ist.
4. Spektrometer nach Anspruch 1, weiterhin aufweisend einen Filter, welcher in einem Weg des von der Lichtquelle (3) erzeugten Lichts zum Beleuchten von Gewebe mit Licht einer vorbestimmten Wellenlänge angeordnet ist.
5. Spektrometer nach Anspruch 1, wobei die mehreren Lichtdetektoren (61) mehrere Kanäle auf-

weisen, um Lichtemission bei mehreren Wellenlängen zu detektieren.

den mehreren Lichtdetektoren (61) steht.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

6. Spektrometer nach Anspruch 1, wobei mindestens ein Detektor der mehreren Lichtdetektoren (61) zum Beobachten der Lichtemission von der Lichtquelle (3) eingerichtet ist.

7. Spektrometer nach Anspruch 1, weiterhin aufweisend mindestens einen Filter, welcher benachbart zu einem Detektor der mehreren Lichtdetektoren (61) zum selektiven Detektieren einer Lichtemission mit einer vorbestimmten Wellenlänge angeordnet ist.

8. Spektrometer nach Anspruch 1, wobei die Lichtquelle (3) und die mehreren Lichtdetektoren (61) auf einem einzelnen Substrat ausgebildet sind.

9. Spektrometer nach Anspruch 8, wobei die Lichtquelle (3) eine lichtemittierende Diode ist und die mehreren Lichtdetektoren (61) eine Fotodiode sind, welche mehrere Kanäle aufweist.

10. Spektrometer nach Anspruch 1, weiterhin aufweisend ein Gehäuse (43), welches die Lichtquelle (3) und die mehreren Lichtdetektoren (61) verkapselt.

11. Spektrometer nach Anspruch 10, wobei das Gehäuse (43) im wesentlichen durchsichtig ist.

12. Spektrometer nach Anspruch 10, wobei das Gehäuse (43) eingerichtet ist, Licht zu streuen, welches von der Lichtquelle (3) erzeugt wird.

13. Spektrometer nach Anspruch 1, wobei die Lichtquelle (3) und die mehreren Lichtdetektoren (61) in einem Gehäuse (43) verkapselt sind und das Gehäuse (43) für eine Befestigung an einem distalen Ende der Eingriffsvorrichtung (4) eingerichtet ist.

14. Spektrometer nach Anspruch 1, wobei die Eingriffsvorrichtung (4) aus einer Gruppe ausgewählt wird, welche aus Katheter, Führungsdraht, Nadel, Endoskop, Implantation und Trokar besteht.

15. Spektrometer nach Anspruch 1, wobei eine Oberfläche der Spitze mit einem Material beschichtet ist, um die Lichtübertragung zu verbessern.

16. Spektrometer nach Anspruch 1, wobei die Spitze mindestens einen Filter aufweist und die Lichtquelle (3) eingerichtet ist, um in Bezug auf die Spitze gedreht zu werden, wodurch eine optische Eigenschaft des von der Lichtquelle (3) erzeugten Lichts eingestellt wird.

17. Spektrometer nach Anspruch 1, weiterhin aufweisend eine externe Stromquelle (7), welche in elektrischer Verbindung mit der Lichtquelle (3) und

Anhängende Zeichnungen

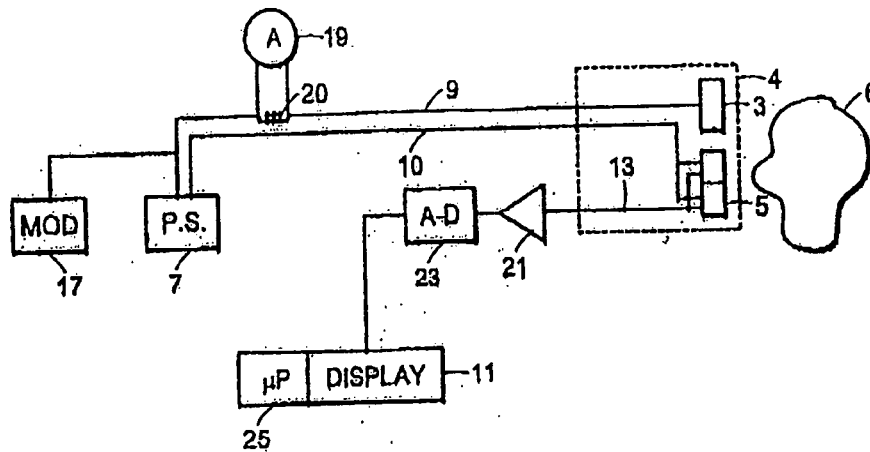


FIG. 1A

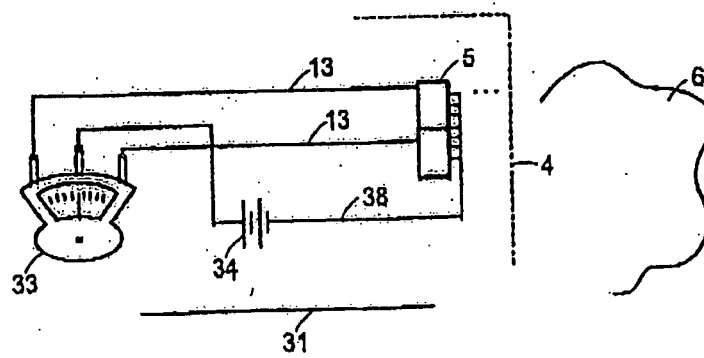


FIG. 1B

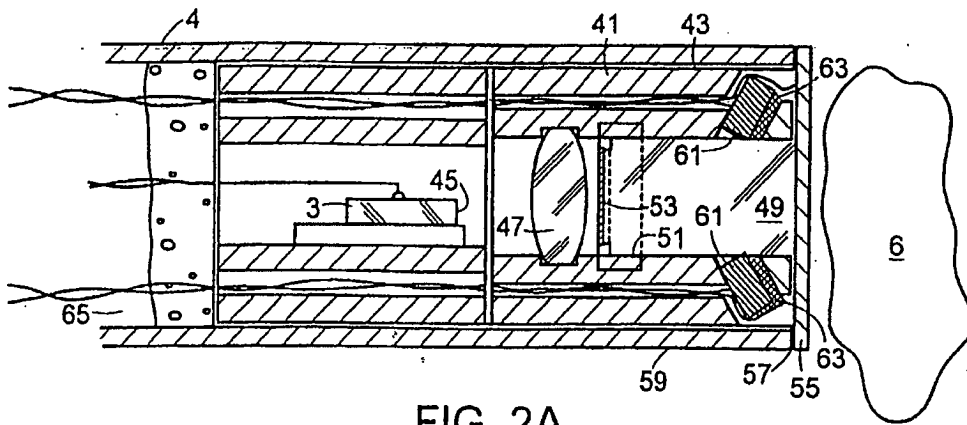


FIG. 2A

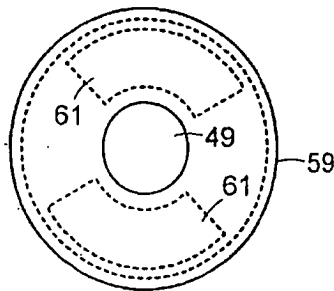


FIG. 2B

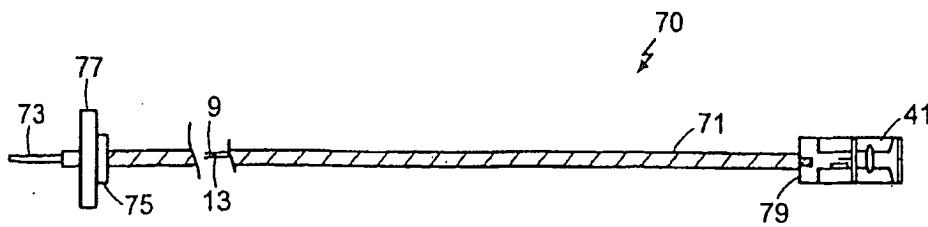


FIG. 3

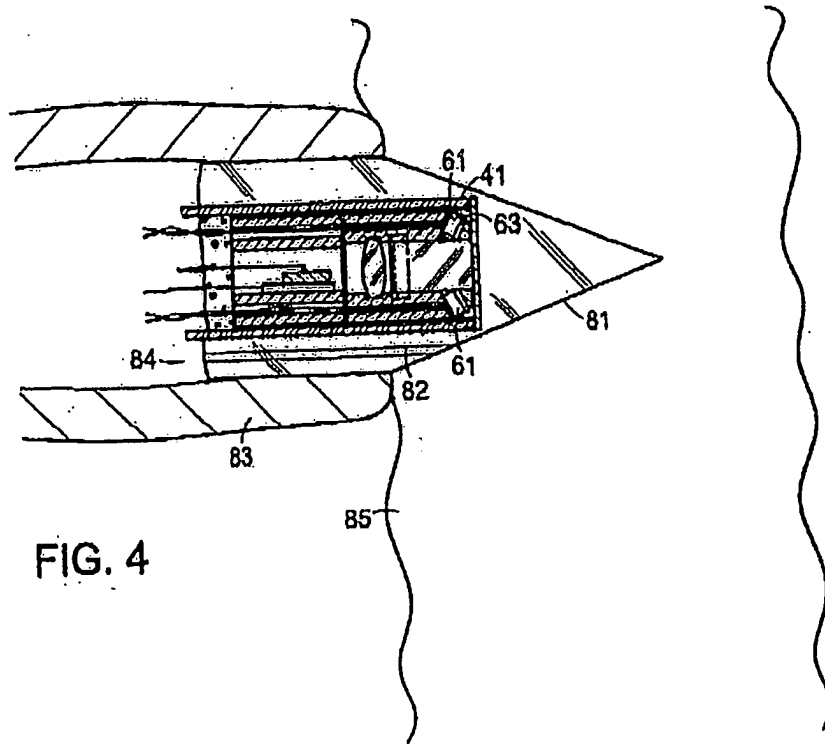


FIG. 4

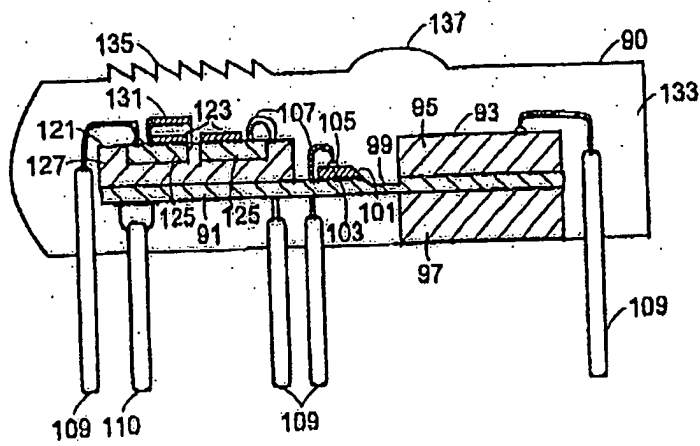


FIG. 5