



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 100 11 790 B4 2005.07.14**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **100 11 790.2**
 (22) Anmeldetag: **13.03.2000**
 (43) Offenlegungstag: **11.10.2001**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **14.07.2005**

(51) Int Cl.7: **A61M 25/095**
A61B 1/01, A61B 19/00, G02B 23/24,
G01J 3/18

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden.

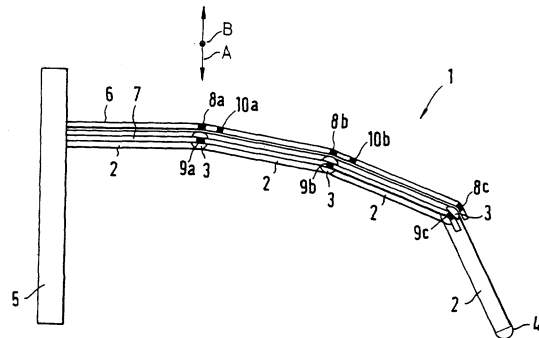
(71) Patentinhaber:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Bosselmann, Thomas, Dr., 91080 Marloffstein, DE;
Schütz, Oliver, Dr., 91052 Erlangen, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
DE 199 62 668 C1
DE 196 29 530 C1
DE 199 58 209 A1
DE 199 22 102 A1
DE 199 11 182 A1
DE 198 27 258 A1
DE 196 21 112 A1
DE 689 28 921 T2
DE 36 50 688 T2

(54) Bezeichnung: **Medizinisches Instrument zum Einführen in ein Untersuchungsobjekt, sowie medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät**

(57) Hauptanspruch: Medizinisches Instrument zum Einführen in ein Untersuchungsobjekt, mit einem länglichen Instrumentenkörper umfassend mehrere hintereinander angeordnete starre Abschnitte, wobei jeweils zwei Abschnitte über eine Gelenkverbindung miteinander verbunden und bezüglich einander verkipptbar sind, dadurch gekennzeichnet, dass längs des Instrumentenkörpers wenigstens ein mit Licht beaufschlagbarer Lichtwellenleiter (6, 7, 19, 20, 21, 22, 24) geführt ist, bei welchem in einem einer Gelenkverbindung (3) benachbarten Bereich wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter (8a, 8b, 8c, 9a, 9b, 9c, 35) ausgebildet ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein medizinisches Instrument zum Einführen in ein Untersuchungsobjekt, mit einem länglichen Instrumentenkörper umfassend mehrere hintereinander angeordnete starre Abschnitte, wobei jeweils zwei Abschnitte über eine Gelenkverbindung miteinander verbunden und bezüglich einander verkippbar sind.

[0002] Solche Instrumente sind beispielsweise als Katheter oder Endoskope bekannt. Mit ihnen ist es möglich, über eine sehr kleine Körperöffnung in das Körperinnere eines Patienten einzudringen und dort chirurgische Maßnahmen verschiedener Art durchzuführen. Dabei können die Instrumente von Hand oder mittels eines Roboters automatisch geführt werden. Da das Instrument nach Einführen in den Körper nicht mehr sichtbar ist, ist es erforderlich, die Position und Lage während der Intervention im Patienten genau zu bestimmen und in prä- oder intraoperative Patientenbilder einzublenden, damit der behandelnde Arzt genau weiß, wo sich das Instrument und insbesondere die Instrumentenspitze gerade befindet. Die Positionierung geschieht heute standardmäßig unter Röntgenkontrolle, wobei in der Regel nur eine Projektionsrichtung zur Verfügung steht. Daneben ist es bekannt, zur Positions- und Lagedetektion elektromagnetische Navigationssysteme einzusetzen, bei welchen in der Instrumentenspitze Sensorspulen integriert sind, die über ein externes Erfassungssystem in einem dem Navigationssystem eigenen Koordinatensystem lokalisiert und nach Durchführung einer Koordinatentransformation in vorher aufgenommene Patientenbilder eingeblendet werden. Diese bekannten Verfahren sind jedoch nachteilig. Bei der Positionierungserfassung unter Röntgenkontrolle ist eine beachtliche Patientenbelastung gegeben, die Positionsermittlung ist insgesamt schwierig. Das elektromagnetische Navigationssystem ist anfällig gegen elektromagnetische Bestrahlung und somit in Verbindung mit anderen medizinischen Untersuchungsgeräten wie beispielsweise Röntgenanlagen, Computertomographen oder Magnetresonanzenanlagen nicht einsetzbar.

Stand der Technik

[0003] Aus DE 36 50 688 T2 ist ein faseroptisches Sondensystem zur spektralen Diagnose von Gewebe bekannt, bestehend aus einem Laserkatheter, der über seine gesamte Länge biegsam ist. Vor dem freien Ende ist ein rein dispersives Gitter positioniert, das der optischen Abschirmung sowie zur Steuerung des Ortes und der Divergenz des Laserlichts, das über die vor dem Gitter endenden Lichtwellenleiter zugeführt wird, und des zurückreflektierten Fluoreszenz- oder Streulichts dient.

[0004] In DE 199 22 102 A1 ist ein in sich geschlos-

sener Sensor, z.B. in Form eines Dehnungssensors, zur Ermittlung etwaiger Dehnungen von mit dem Sensor gekoppelten Gegenständen, in Form eines Drucksensors oder in Form eines Beschleunigungs- oder Schwingungssensors, beschrieben. Allen Sensorausführungen ist gemeinsam, dass sie ein starres Gehäuse zeigen, in dem mit beiden Enden fest eingespannt ein Lichtwellenleiter, an dem ein Faser-Bragg-Gitter ausgebildet ist, angeordnet ist. Im Falle eines Dehnungssensors ist diese Konfiguration auf einem an einem Ende eingespannten Biegebalcken angeordnet, der um das eingespannte Ende leicht mit einem Winkel von sehr wenigen Grad gebogen werden kann. Bei dieser minimalen Biegebewegung wird das Faser-Bragg-Gitter lediglich längs gedehnt, wodurch sich eine Signaländerung ergibt.

[0005] Aus DE 196 29 530 C1 ist ein faseroptischer Kodierer/Dekodierer für optische Codemultiplexsysteme, die in der Nachrichtentechnik zum Einsatz kommen, bekannt.

[0006] DE 689 28 921 T2 beschreibt eine Spendevorrichtung für Laserenergie zu medizinischen Zwecken, bei der ein flüssigkeitsgefüllter Lichtleiter zum Einsatz kommt.

[0007] Aus DE 196 21 112 A1 ist ein Verfahren zur Herstellung eines optischen Gitters bekannt.

[0008] DE 199 58 209 A1 offenbart ein hochspezifisches Messverfahren für die chromatische Dispersion mit hoher Frequenzauflösung.

[0009] Ferner ist aus DE 199 62 668 C1 eine optische Messeinrichtung für ein elektronisches Gerät in Form eines Generators oder eines Transformators beschrieben.

[0010] Weiterhin ist aus DE 199 11 182 A1 ein allgemeines Allfaser-Transmissionsbauelement zur Erzeugung chromatischer Dispersion unter Verwendung von Faser-Bragg-Gittern beschrieben.

[0011] Schließlich ist aus DE 198 27 258 A1 ein faseroptisches Datenübermittlungssystem bekannt.

Aufgabenstellung

[0012] Der Erfindung liegt das Problem zugrunde, ein medizinisches Instrument anzugeben, das in seiner Lage und Position einfach und exakt erfasst werden kann.

[0013] Zur Lösung dieses Problems ist bei einem medizinischen Instrument der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass längs des Instrumentenkörpers wenigstens ein mit Licht beaufschlagbarer Lichtwellenleiter geführt ist, bei welchem in einem einer Gelenkverbindung benachbarten Be-

reich wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter ausgebildet ist, wie es im Patentanspruch 1 gekennzeichnet ist.

[0014] Mittels des beim erfindungsgemäßen Instrument vorgesehenen Lichtwellenleiter mit dem wenigstens einen integrierten Faser-Bragg-Gitter ist ein äußerst exakt arbeitendes optisches Navigationssystem realisiert. Ein Faser-Bragg-Gitter zeichnet sich durch sich ändernde Bereiche mit unterschiedlichen Brechzahlen aus. Ein solches Gitter wirkt wie ein wellenlängensensitiver Spiegel mit sehr hohem Reflexionsfaktor bis zu 99% und einer Halbwertsbreite von bis unter 0,05 nm. Strahlt man Licht mit endlicher Halbwertsbreite durch den Lichtwellenleiter auf das Faser-Bragg-Gitter, so wird an diesem eine diskrete, genau definierte Wellenlänge des Lichts, die von der Gitterkonstante und der mittleren effektiven Brechzahl des Gitters abhängt, zurückreflektiert. Wird nun bei dem Instrument die Gelenkstellung geändert, so geht mit dieser auch eine Verbiegung des Lichtwellenleiters und damit des Faser-Bragg-Gitters einher, was in einer Änderung des Reflexionsverhaltens und damit der reflektierten Bragg-Wellenlänge einhergeht. Aufgrund dieser mittels einer geeigneten Detektionseinheit erfassbaren Änderung bzw. anhand der biegungsbedingt geänderten Reflexionswellenlänge kann nun mit besonderem Vorteil die Gelenkstellung äußerst exakt ermittelt werden. Da die Lichtwellenleiter mit Durchmessern kleiner 100 µm hergestellt werden, handelt es sich folglich um ein äußerst leichtes und kompaktes System, welches vorteilhaft unanfällig gegen elektromagnetische Bestrahlung ist und somit in Zusammenwirken mit anderen medizinischen Geräten, beispielsweise Röntgen-, Computertomographie- oder Magnetresonanzenanlagen einsetzbar ist. Da es zur Ermittlung der Gelenkstellung ausschließlich auf die Wellenlänge des zurückreflektierten Lichts ankommt bleiben folglich Intensitäts- oder Polarisationsänderungen, die gegebenenfalls durch eine dynamische Leiterverbiegung beeinflusst werden, ebenfalls ohne Auswirkungen auf das Messergebnis. Insgesamt ermöglicht das erfindungsgemäße Instrument bei äußerst einfachem und kompaktem Aufbau die exakte Bestimmung der Gelenkposition, die im Stand der Technik gegebenen Nachteile sind beim erfindungsgemäßen Instrument vorteilhaft nicht gegeben.

[0015] In Weiterbildung des Erfindungsgedankens kann vorgesehen sein, dass über die Länge des Lichtwellenleiters mehrere jeweils einer Gelenkverbindung zugeordnete Faser-Bragg-Gitter vorgesehen sind, von denen jedes Licht eines gitterspezifischen Wellenlängenbereichs reflektiert, wobei die Wellenlängenbereiche aller Faser-Bragg-Gitter eines Lichtwellenleiters unterschiedlich sind. In der Regel sind über die Länge des Instruments mehrere Gelenkverbindungen vorgesehen. Jeder Gelenkverbindung ist nach der beschriebenen Ausgestaltung ein eigenes Gitter zugeordnet, das in einem spezifischen

Wellenlängenbereich reflektiert, so dass das reflektierte Licht eindeutig einem bestimmten Gitter und damit einem bestimmten Gelenk zugeordnet werden kann. Die Wellenlängendifferenz des reflektierten Lichtes zweier hintereinander angeordneter Gitter sollte bei unverformten Wellenleiter mindestens die doppelte Halbwertsbreite des Gitterreflexionslichts eines Gitters, insbesondere wenigstens 1 nm betragen. Die Reflexionswellenlänge kann durch entsprechende Ausbildung des Gitters problemlos eingestellt werden. Jedes Reflexionslicht, also jeder Bragg-Peak, besitzt eine von der Ausbildung des Gitters bestimmte Breite. Die Differenz sollte mindestens der doppelten Halbwertsbreite dieser Bragg-Peaks entsprechen. Die doppelte Halbwertsbreite liegt in der Regel zwischen 100 – 200 pm. Dieser Differenzwert stellt die untere Grenze dar. Bevorzugt wird eine Differenz von wenigstens 1 nm, um einen hinreichenden Sicherheitsabstand zu haben. Die genannte Wellenlängendifferenz ist im Hinblick auf die Änderung der Reflexionswellenlänge eines Gitters zwischen den Extrema „maximale Stauchung“ und „maximale Dehnung“ ausreichend, da sich die Wellenlänge in der Regel um weniger als 1 nm ändert.

[0016] In der Regel sind die Gelenkverbindungen um zwei orthogonale Achsen drehbar. Um eine exakte Positionserfassung zu ermöglichen ist es in diesem Fall zweckmäßig, wenn wenigstens zwei Lichtwellenleiter vorgesehen sind, die in um ca. 90° versetzter Position am Instrumentenkörper angeordnet sind, und in denen jeweils an den einer Gelenkverbindung benachbarten Bereichen ein Faser-Bragg-Gitter ausgebildet ist. Jedes der beiden gelenkbezogenen Gitter liefert abhängig von der Richtung der Gelenkverbiegung ein bestimmtes Signal, so dass anhand der gelieferten Signale exakt der Biegewinkel berechnet werden kann.

[0017] Nach einer besonders vorteilhaften Ausgestaltung können vier Lichtwellenleiter vorgesehen sein, die am Instrumentenkörper jeweils in um 90° versetzter Position angeordnet sind, und in denen jeweils an den einer Gelenkverbindung benachbarten Bereichen wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter ausgebildet ist. Diese Erfindungsausgestaltung ermöglicht eine Differenzmessung zwischen zwei einander gegenüberliegenden Gittern. Wird beispielsweise um eine Achse gebogen, so wird das eine Gitter gedehnt, das andere Gitter hingegen gestaucht. Hieran kann erkannt werden, dass in diesem Fall tatsächlich um diese Achse eine Biegung erfolgt. Die beiden anderen Gitter, die quasi auf der Drehachse liegen, werden aufgrund der Verbiegung ebenfalls etwas verformt, jedoch gleichförmig, was dazu führt, dass beide positive oder negative Signale liefern. Hieraus kann eindeutig erkannt werden, dass diese beiden Gitter keine für eine Winkeländerung relevante Biegung erfahren, sondern lediglich mitgebogen wer-

den. Eine exakte Bestimmung der Biegerichtung ist hiermit auf einfache Weise möglich, insbesondere ist die Vermessung von Kugelgelenken damit möglich.

[0018] Eine Änderung der Reflexionswellenlänge kann darüber hinaus auch temperaturbedingt sein. Bei erhöhter Temperatur dehnt sich der Lichtwellenleiter und damit das Gitter etwas, während es sich bei niedriger Temperatur etwas zusammenzieht. Hierdurch ändert sich die Gitterkonstante etwas, von welcher unter anderem die Reflexionslichtwellenlänge abhängig ist. Da es beim Einführen des Instruments in den in der Regel ca. 37°C warmen Patientenkörper im Vergleich zur Raumtemperatur zu einem Temperatursprung kommt ist es erforderlich, eine Temperaturkompensation durchzuführen. Zu diesem Zweck kann an wenigstens einem Lichtwellenleiter wenigstens ein zur Temperaturkompensation dienendes weiteres Faser-Bragg-Gitter in einem unbewegbarem Bereich des Lichtwellenleiters, welcher also bei einer Verbiegung nicht bewegt wird, ausgebildet sein. Bevorzugt sollte jeder Gelenkverbindung ein weiteres hierfür dienendes Faser-Bragg-Gitter zugeordnet sein. Diese weiteren Gitter liefern also temperaturabhängige Signale, anhand welcher eine Kompensation der temperaturinduzierten Änderung der Reflexionslichtwellenlänge der eigentlichen, der Verbiegungsmessung dienenden Gitter möglich ist. Die Anordnung eines weiteren Gitters im Bereich jeder Gelenkverbindung ist von Vorteil, als der Temperatursprung insbesondere dann relevant ist, wenn ein Gelenk gerade von außen in den Patientenkörper eingeschoben wurde. Ist das Temperaturgitter beispielsweise lediglich an der bereits seit längerem im warmen Körperinneren befindlichen Instrumentenspitze angeordnet, käme es gegebenenfalls zu einer Fehlerkorrektur. Die temperaturbedingte Änderung der Wellenlänge ist deutlich kleiner als die bei mechanisch beanspruchten Gittern. Infolgedessen sind hier kleine Wellenlängedifferenzen zwischen den Gittern ausreichend, die im Bereich der genannten Untergrenze liegen.

[0019] Erfindungsgemäß sollten die Faser-Bragg-Gitter für Wellenlängen im Bereich zwischen 750 nm bis 850 nm, 1250 nm bis 1350 nm oder 1500 nm bis 1600 nm sensitiv sein.

[0020] Neben dem Instrument selbst betrifft die Erfindung ferner ein medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät, umfassend das erfindungsgemäße medizinische Instrument der vorbeschriebenen Art sowie eine Lichtquelle, an welche der oder die Lichtwellenleiter des medizinischen Instruments über ein optisches Koppellement gekoppelt oder koppelbar sind, wenigstens eine mit dem oder den Lichtwellenleitern gekoppelte oder koppelbare Detektionseinheit zum Ermitteln der Wellenlänge des von dem oder den Faser-Bragg-Gittern reflektierten Lichts, und eine Recheneinheit zum Ermitteln der

Winkelstellung der Abschnitte zueinander und der räumlichen Stellung des medizinischen Instruments anhand der detektierten Wellenlängen.

[0021] Das medizinische Instrument kann fest mit der Lichtquelle gekoppelt sein oder aber über eine einfache optische Steckverbindung lösbar ankoppelbar sein. Entsprechendes gilt bezüglich der Detektionseinheit, die die Wellenlängen des Reflexionslichts ermittelt und das Ermittlungsergebnis an die Recheneinheit gibt, die die Winkelstellungen auflöst. Als Detektionseinheit kann ein Spektrometer oder ein Interferometer verwendet werden.

[0022] Die Lichtquelle sollte in der Lage sein, Licht mit einer spektralen Bandbreite von 10 nm bis 60 nm zu emittieren. Die Wellenlänge des emittierbaren Lichtes sollte im Bereich zwischen 750 nm bis 850 nm, 1250 nm bis 1350 nm oder 1500 bis 1600 nm liegen. Zweckmäßig ist es wenn mehrere Lichtquellen vorgesehen sind, die in unterschiedlichen Wellenlängenbereichen emittieren, um unterschiedliche Instrumente ankoppeln zu können, deren Gitter in den verschiedenen Wellenlängenbereichen reflektieren, so dass ein universell einsetzbares Gerät gegeben ist. Natürlich ist auch die Detektionseinheit sowie die Recheneinheit ausgebildet, um mit den unterschiedlichen Reflexionswellenlängen zu arbeiten. Die Lichtquelle selbst kann eine durchstimmbare Laserdiode oder eine LED sein.

[0023] In weiterer Erfindungsausgestaltung kann wenigstens ein ein Referenz-Reflexionslicht liefernder Referenz-Lichtwellenleiter mit wenigstens einem Faser-Bragg-Gitter vorgesehen sein, der mit dem Licht der Lichtquelle beaufschlagbar ist, und der mit einer oder der Detektionseinheit gekoppelt oder koppelbar ist. Das Referenz-Reflexionslicht dient zu Eichzwecken, um das Gerät bezüglich eines Standards zu kalibrieren. Der Referenz-Lichtwellenleiter ist ebenfalls über ein geeignetes optisches Koppelungselement mit der Lichtquelle gekoppelt oder koppelbar, entsprechendes gilt betreffend die Kopplung mit der Detektionseinheit.

[0024] Ferner umfasst das erfindungsgemäße Gerät eine Anzeigeeinrichtung in Form eines Monitors, auf welchem die räumliche Stellung des medizinischen Instruments in einer an der Anzeigeeinrichtung ausgebbaren Aufnahme eines Bereichs des Untersuchungsobjekts anzeigbar ist. Die Recheneinrichtung ist also in der Lage, das in seiner räumlichen Stellung erfasste Instrument in einer früheren oder gleichzeitig aufgenommenen Patientenaufnahme positions- und lagerichtig einzublenden. Hierzu ist es erforderlich, die Koordinaten des medizinischen Instruments, die in einem ersten, dem optischen Navigationssystem eigenen Koordinatensystem erfasst werden, in das Koordinatensystem, welches der Patientenaufnahme zugrundeliegt, rechnerisch zu transformieren.

[0025] Weiterhin betrifft die Erfindung ein optisches Navigationssystem zum Erfassen der räumlichen Stellung eines aus mehreren hintereinander angeordneten, miteinander über eine Gelenkverbindung gelenkig verbundenen Segmenten bestehenden medizinischen Instruments, umfassend wenigstens einen längs des Instruments geführten, mit Licht beaufschlagbaren Lichtwellenleiter, bei welchem in einem einer Gelenkverbindung benachbarten Bereich wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter ausgebildet ist, eine Lichtquelle, an welche der oder die Lichtwellenleiter des Instruments über ein optisches Koppellement gekoppelt oder koppelbar sind, wenigstens eine mit dem oder den Lichtwellenleitern gekoppelte oder koppelbare Detektionseinheit zum Ermitteln der Wellenlänge des von dem oder den Faser-Bragg-Gittern reflektierten Lichts, und eine Recheneinheit zum Ermitteln der Winkelstellung der Segmente zueinander und der räumlichen Stellung des Instruments anhand der detektierten Wellenlängen.

[0026] In den Unteransprüchen sind weitere vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen optischen Navigationssystems beschrieben.

Ausführungsbeispiel

[0027] Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem im folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

[0028] [Fig. 1](#) eine Prinzipskizze eines erfindungsgemäßen medizinischen Instruments einer ersten Ausführungsform,

[0029] [Fig. 2](#) eine Prinzipdarstellung im Schnitt eines erfindungsgemäßen medizinischen Instruments einer zweiten Ausführungsform,

[0030] [Fig. 3](#) eine Prinzipskizze zur Darstellung der Funktion der Faser-Bragg-Gitter bei mechanischer und thermischer Beanspruchung und

[0031] [Fig. 4](#) eine Prinzipskizze eines erfindungsgemäßen Untersuchungs- oder Behandlungsgeräts einschließlich des erfindungsgemäßen optischen Navigationssystems.

[0032] [Fig. 1](#) zeigt in Form einer Prinzipskizze ein erfindungsgemäßes medizinisches Instrument **1** einer ersten Ausführungsform. Dieses besteht aus mehreren starren Abschnitten **2**, die über Gelenkverbindungen **3** hintereinander angelenkt sind. Im gezeigten Beispiel sind die Gelenke um zwei Drehachsen A, die in der Zeichenebene liegt, und B, die senkrecht zur Zeichenebene liegt, beweglich. Diese Beweglichkeit ermöglicht es, das Instrument **1** an eine beliebige Stellung zu bringen und die Instrumentenspitze **4** beliebig zu positionieren. Das Instrument **1**

kann beispielsweise ein Katheter oder ein Endoskop sein. Das Instrument **1** ist im gezeigten Beispiel nach Art eines Roboterarms ausgebildet, der an einer Halterung **5** angeordnet ist. Alternativ dazu kann das Instrument **1** natürlich auch als manuell zu führendes Instrument ausgebildet sein.

[0033] Längs des von den Abschnitten **2** gebildeten Instrumentenkörpers sind zwei Lichtwellenleiter **6**, **7** geführt, die um einen Winkel von 90° bezüglich einander beabstandet sind. Die Lichtwellenleiter **6**, **7** sind fest angeordnet und werden beim Bewegen eines Abschnitts **2** mitbewegt. In den Lichtwellenleitern **6**, **7** sind in den zum jeweiligen Gelenk **3** benachbarten Leiterabschnitten Faser-Bragg-Gitter **8a**, **8b**, **8c** und **9a**, **9b**, **9c** ausgebildet. Diese Gitter lassen sich in dotierten Lichtwellenleitern durch Belichtung mit UV-Licht ausbilden. Sie bestehen aus abwechselnden Bereichen unterschiedlicher Brechzahl. Bei der Ausbildung der Gitter nutzt man den Umstand, dass sich die Kernbrechzahl infolge der Bestrahlung mit ultraviolettem Licht erhöht. Alternativ kann man die Gitter auch durch Interferenz zweier Laserstrahlen erzeugen. Die Gitter wirken wie ein wellenlängenselektiver reflektierender Spiegel, der in den jeweiligen Lichtwellenleiter eingestrahlichtes Licht einer bestimmten gitterspezifischen Wellenlänge reflektiert. Die Wellenlänge des Lichtes hängt dabei von der Gitterkonstante, also dem Abstand der Bereiche mit unterschiedlichen Brechzahlen sowie der mittleren effektiven Brechzahl des Gitters ab. Die im gezeigten Beispiel hintereinander in einem Leiter folgenden Gitter **8a-c**, **9a-c** sind dabei derart ausgelegt, dass jedes Gitter für eine andere Wellenlänge selektiv ist, also Licht einer unterschiedlichen Wellenlänge zurückreflektiert.

[0034] Ferner sind im Lichtwellenleiter **6** zwei weitere Faser-Bragg-Gitter **10a**, **10b** vorgesehen, die in einem gelenknahen, bei einem Bewegen zweier Abschnitte bezüglich einander jedoch nicht verformten Bereich angeordnet sind. Diese dienen der Temperaturkompensation, auch sie reflektieren Licht einer bestimmten Wellenlänge.

[0035] Werden nun zwei Abschnitte bezüglich einander verkippt, so folgt der jeweilige Lichtwellenleiter der Verkipfung, das heißt, in das Faser-Bragg-Gitter wird eine mechanische, vom Verbiegen herrührende Spannung eingebracht, die zu einer Dehnung oder Stauchung des Gitters führt. Hierdurch ändert sich die Gitterkonstante, was zur Folge hat, dass sich die Wellenlänge des reflektierten Lichts ändert. Die Wellenlängenänderung ist um so größer je größer die Deformierung des Gitters ist. Auf diese Weise kann bei einer bestimmten Wellenlänge des reflektierten Lichtes ermittelt werden, wie stark die eingebrachte mechanische Spannung ist und damit die Winkelstellung der Abschnitte bezüglich einander ermittelt werden. Dabei ist es möglich, die Wellenlänge des reflek-

tierten Lichtes zwischen den beiden Extremstellungen „maximale Stauchung“ oder „maximale Dehnung“ durchzustimmen. Eine entsprechende Änderung der reflektierten Wellenlänge tritt auch bei einer thermischen Änderung auf, da sich infolge einer Dehnung bei höherer bzw. einer Stauchung bei niedrigerer Temperatur ebenfalls eine Änderung der Gitterkonstanten einstellt. Auch im Bezug auf die Temperatur kann die reflektierte Wellenlänge durchgestimmt werden, so dass eine eindeutige Aussage über die herrschende Ortstemperatur bei einer gegebenen Wellenlänge möglich ist. Die weiteren Bragg-Gitter **10a**, **10b** dienen der Erfassung etwaiger Temperaturschwankungen, um hieraus resultierende Wellenlängenänderungen, die in gleicher Weise in den benachbarten Gittern **8a–c**, **9a–c** auftreten, zu kompensieren.

[0036] [Fig. 3](#) zeigt das Prinzip im Detail. Gezeigt ist als Prinzipskizze ein Lichtwellenleiter **11**, bestehend aus einem wellenleitenden Kern **12** und einem Mantel **13**, die unterschiedliche Brechzahlen aufweisen. Im Kern **12** sind im gezeigten Beispiel drei Faser-Bragg-Gitter **14**, **15**, **16** ausgebildet. Die Bereiche unterschiedlicher Brechzahlen sind durch die Striche angedeutet. Im gezeigten Beispiel sind die Gitter **14**, **16** zur Erfassung etwaiger Verbiegungen vorgesehen, wie durch die beiden Doppelpfeile C, D angedeutet ist, wobei die Verbiegung natürlich nach oben und unten erfolgen kann. Da der Lichtwellenleiter an der Außenseite des Instrumentenkörpers verläuft bewirkt die Biegung in der einen Richtung eine Dehnung, in der anderen eine Stauchung des Gitters. Das mittlere Gitter **15** ist zur Erfassung etwaiger Temperaturänderungen vorgesehen.

[0037] Wie gezeigt sind die Gitter **14**, **15**, **16** für unterschiedliche Reflexionswellenlängen λ_1 , λ_2 , λ_3 ausgelegt. Beispielsweise reflektiert das Gitter im unverformten Zustand Licht der Wellenlänge 815 nm, das Gitter **15** die Wellenlänge 820 nm und das Gitter **16** die Wellenlänge 825 nm.

[0038] Die Auswirkungen einer Deformierung bzw. thermischen Änderung bei Einstrahlen eines Lichts der Wellenlängenbandbreite $\Delta\lambda$ ist in [Fig. 3](#) in der unteren Grafik gezeigt. Die glockenförmige Kurve I zeigt das Lichtspektrum des eingestrahnten Lichts $\Delta\lambda$. Die Bandbreite $\Delta\lambda$ sollte zwischen 10 nm bis 60 nm betragen. Die Kurven IIa, IIb, IIc stellen das reflektierte Licht des Gitters **14** dar. In unverformten Zustand wird Licht gemäß Kurve IIa reflektiert, beispielsweise mit der angegebenen Wellenlänge 815 nm. Wird nun das Gitter **14** so verformt, dass es gedehnt wird, so vergrößert sich die Gitterkonstante, was dazu führt, dass die Reflexionslichtwellenlänge größer wird, es wird dann Licht gemäß Kurve IIb reflektiert. Im Falle einer Stauchung nimmt die Gitterkonstante ab, was zu einer Erniedrigung der Reflexions-Lichtwellenlänge gemäß Kurve IIc führt. Vorausgesetzt, die Kurven

IIb und IIc stellen die beiden Maximalverbiegungen dar, so kann jede Zwischenstellung anhand einer diskreten innerhalb des von den Kurven IIb, IIc definierten Wellenlängenbereichs liegenden Reflexions-Lichtwellenlänge beschrieben werden. Ein entsprechendes Verhalten zeigt das Reflexionslicht des Gitters **16**, lediglich zu höheren Wellenlängen hin verschoben (siehe die Kurven IIIa, IIIb, IIIc).

[0039] Auch aufgrund der thermischen Einflüsse werden wie beschrieben Änderungen der Gitterkonstante hervorgerufen, was sich ebenfalls in einer Änderung der Reflexions-Lichtwellenlänge äußert, wie die Kurven IVa, IVb, IVc zeigen. Bei einer gegebenen Raumtemperatur reflektiert das Gitter die Grundreflexionswellenlänge gemäß Kurve IVa, also beispielsweise 820 nm. Bei einer Erwärmung und damit Vergrößerung der Gitterkonstante vergrößert sich die Reflexions-Lichtwellenlänge, bei einer Temperaturerniedrigung nimmt sie ab. Auch hier kann die Wellenlängenänderung eindeutig der Temperaturänderung zugeordnet werden.

[0040] Ein dem Prinzip gemäß [Fig. 3](#) folgendes Verhalten zeigen alle Gitter **8a–c**, **9a–c**, **10a**, **10b** der Lichtwellenleiter **6**, **7** des Instruments **1** gemäß [Fig. 1](#). Da von den gegenüberliegenden Gittern **8a–c**, **9a–c** im Bereich eines Gelenks **3** jeweils gleichzeitig Signale aufgenommen werden, und da die Gitter exakt in den jeweiligen Drehachsen A, B liegen, ist anhand der empfangenen Signale eine eindeutige Ermittlung des jeweiligen Verkippungswinkels und die jeweilige Schwenkachse möglich. Auf diese Weise kann die räumliche Stellung zwischen zwei Abschnitten exakt bestimmt werden.

[0041] [Fig. 2](#) zeigt eine weitere Ausführung eines erfindungsgemäßen Instruments **17**. Hier sind am Instrumentenkörper **18** um jeweils 90° beabstandet vier Lichtwellenleiter **19**, **20**, **21**, **22** befestigt. Jeweils zwei gegenüberliegende Leiter **19**, **20** bzw. **21**, **22** liegen in der jeweiligen Drehachse A bzw. B. Wird nun das Instrument an dem Gelenk um die Achse A verkippt, so wird der Lichtwellenleiter **19** beispielsweise gedehnt, der an der gegenüberliegenden Seite befindliche Leiter **20** wird hingegen gestaucht. Dies führt dazu, dass am oberen Leiter **19** eine erhöhte Reflexions-Lichtwellenlänge, am unteren Leiter **20** eine erniedrigte Reflexions-Lichtwellenlänge gemessen wird, de facto also ein positives und ein negatives Signal. Hieraus ist eindeutig bestimmbar, dass tatsächlich eine Bewegung um diese Achse stattgefunden hat.

[0042] Während des Verkippens werden aber auch die beiden Leiter **20**, **21** etwas verformt, jedoch in gleicher Richtung. Beide werden also beispielsweise gedehnt oder gestaucht. Dies führt dazu, dass beide eine gleichlaufende Wellenlängenänderung zeigen, also beispielsweise zwei positive oder zwei negative Signale. Hieraus ergibt sich, dass um die Achse B

keine Verkippung stattgefunden hat. Es ist also bei dieser Modifikation die Differenzwellenlängenmessung möglich. Hierdurch ist auch auf einfache Weise die Erfassung der Verkippung von Kugelgelenken möglich, da jeder Verkippungswinkel egal in welcher Richtung – es existieren dann keine diskreten Schwenkachsen mehr – aufgrund der gegebenen vier Signale eindeutig erfasst werden kann.

[0043] [Fig. 4](#) zeigt in Form einer Prinzipskizze ein erfindungsgemäßes Untersuchungs- oder Behandlungsgerät **22**, das ein erfindungsgemäßes optisches Navigationssystem zeigt. Das Untersuchungs- oder Behandlungsgerät **22** umfasst ein medizinisches Instrument **23** der vorbeschriebenen Art, wobei im gezeigten Beispiel lediglich ein Lichtwellenleiter **24** mit drei an den drei Gelenkbereichen ausgebildeten Faser-Bragg-Gittern **35** und einem der Temperaturkompensation dienenden Faser-Bragg-Gitter **36** gezeigt ist. Selbstverständlich können zwei oder vier Leiter vorgesehen sein. Der Leiter **24** mündet in einem optischen Kopplungselement **25**, welches bevorzugt als Stecker ausgebildet ist, damit das Instrument **23** entkoppelt werden kann. Im optischen Koppelement **25** mündet ferner ein Lichtwellenleiter **26**, über den Licht einer Lichtquelle **27** geführt und in den Lichtwellenleiter **24** eingekoppelt wird. Die Lichtquelle **27** kann beispielsweise eine durchstimmbare Laserdiode oder eine LED sein. Selbstverständlich sind auch andere Lichtquellen mit etwas breitbandigerem Emissionsspektrum verwendbar. Das dem Koppelement zugeführte Licht der Lichtquelle **27** wird im Koppelement **25** geteilt und einem Referenzlichtwellenleiter **28** mit einem eigenen, im Ausführungsbeispiel gekapselten Faser-Bragg-Gitter **37** zugeführt, welcher zum Instrument **23** extern steht. An diesem ist ein nicht gezeigtes Faser-Bragg-Gitter ausgebildet, welches ein Referenzsignal zu Eichzwecken liefert.

[0044] Das in die Lichtwellenleiter **24**, **28** eingekoppelte Licht wird an den jeweiligen Faser-Bragg-Gittern wellenlängensensitiv reflektiert. Das Reflexionslicht der verschiedenen Wellenlängen wird über einen weiteren Lichtwellenleiter **29** an eine Detektionseinheit **30** gegeben. Diese kann als Spektrometer oder Interferometer ausgebildet sein. Im gezeigten Beispiel umfasst die Detektionseinheit einen Polychromator **31**, von dem aus das einfallende Licht auf einen CCD-Sensor **32** geworfen wird, von wo es ausgelesen wird und die jeweiligen Reflexionslichtwellenlängen (durch λ_1 , λ_2 , λ_3 dargestellt) bestimmt werden.

[0045] Die ermittelten Reflexionslichtwellenlängen werden anschließend einer Recheneinheit **33** gegeben, wo anhand eines entsprechenden Rechenalgorithmus die Stellungen der Abschnitte **2** bzgl. einander und die Stellung des Instruments **23** insgesamt im jeweiligen, dem Navigationssystem eigenen Koordinatensystem bestimmt wird. Um die genaue Lage

und Position zu ermitteln müssen seitens der Recheneinheit **33** ferner die geometrischen Abmessungen des Instruments **23** bekannt sein, wie auch ein fester Koordinatennullpunkt gegeben sein muss. Dieser kann beispielsweise bei dem in [Fig. 1](#) gezeigten Instrument im Anschlusspunkt an dem Arm **5** liegen.

[0046] Neben der Bestimmung der Position und Lage des Instruments ist die Recheneinheit **33** ferner zum lage- und positionsgenauen Einblenden des Instruments **23** in ein an einer Anzeigeeinrichtung **34** in Form eines Monitors gezeigtes Patientenbild des Behandlungsbereichs ausgebildet. Da das Patientenbild in einem anderen Koordinatensystem aufgenommen ist als die Position des Instruments **23** in der Regel bestimmt wird, muss seitens der Recheneinheit **33** eine Koordinatentransformation in das der Recheneinheit **33** bekannte Koordinatensystem des Patientenbilds vorgenommen werden.

[0047] Anstelle der Kombination LED-Polychromator kann auch als Lichtquelle eine durchstimmbare Laserdiode verwendet werden, die Licht mit exakt bestimmbarer Wellenlänge erzeugt. Diese kann so betrieben werden, dass sie einen bestimmten Wellenlängenbereich abfährt, so dass auf diese Weise das breitbandige Licht eingekoppelt wird. Als Detektor ist dann, da der zeitliche Wellenlängenverlauf exakt bekannt ist, ein einfacher, die Bragg-Peaks ermittelnder Detektor verwendbar.

[0048] Alternativ kann auch eine breitbandige Lichtquelle und ein dieser nachgeschalteter durchstimmbarer Filter (Fabry-Perot) verwendet werden, auch hier wird eine zeitliche Wellenlängenänderung erreicht. Als Detektor ist ebenfalls ein einfacher, die Reflexion erfassender Detektor ausreichend, da der Peak einer bestimmten, vom Filter durchgelassenen Wellenlänge zugeordnet werden kann.

Patentansprüche

1. Medizinisches Instrument zum Einführen in ein Untersuchungsobjekt, mit einem länglichen Instrumentenkörper umfassend mehrere hintereinander angeordnete starre Abschnitte, wobei jeweils zwei Abschnitte über eine Gelenkverbindung miteinander verbunden und bezüglich einander verkippbar sind, **dadurch gekennzeichnet**, dass längs des Instrumentenkörpers wenigstens ein mit Licht beaufschlagbarer Lichtwellenleiter (**6**, **7**, **19**, **20**, **21**, **22**, **24**) geführt ist, bei welchem in einem einer Gelenkverbindung (**3**) benachbarten Bereich wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter (**8a**, **8b**, **8c**, **9a**, **9b**, **9c**, **35**) ausgebildet ist.

2. Medizinisches Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass über die Länge des Lichtwellenleiters (**6**, **7**) mehrere jeweils einer Gelenkverbindung (**3**) zugeordnete Faser-Bragg-Gitter

(**8a, 8b, 8c, 9a, 9b, 9c, 35**) vorgesehen sind, von denen jedes Licht eines gitterspezifischen Wellenlängenbereichs reflektiert, wobei die Wellenlängenbereiche aller Faser-Bragg-Gitter (**8a, 8b, 8c, 9a, 9b, 9c, 35**) eines Lichtwellenleiters (**6, 7, 24**) unterschiedlich sind.

3. Medizinisches Instrument nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass zwei hintereinander folgende Faser-Bragg-Gitter (**8a, 8b, 8c, 9a, 9b, 9c, 35**) bei unverformtem Lichtwellenleiter (**6, 7, 24**) Licht mit einer Wellenlängendifferenz von wenigstens 3nm, insbesondere von wenigstens 5nm, reflektieren.

4. Medizinisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens zwei Lichtwellenleiter (**6, 7, 19, 20, 21, 22**) vorgesehen sind, die in um ca. 90° versetzter Position am Instrumentenkörper angeordnet sind, und in denen jeweils an den einer Gelenkverbindung (**3**) benachbarten Bereichen wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter (**8a, 8b, 8c, 9a, 9b, 9c**) ausgebildet ist.

5. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass vier Lichtwellenleiter (**19, 20, 21, 22**) vorgesehen sind, die am Instrumentenkörper jeweils in um 90° versetzter Position angeordnet sind, und in denen jeweils an den einer Gelenkverbindung benachbarten Bereichen wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter ausgebildet ist.

6. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass an wenigstens einem Lichtwellenleiter (**6, 24**) wenigstens ein zur Temperaturkompensation dienendes weiteres Faser-Bragg-Gitter (**10a, 10b, 36**) in einem unbewegbaren Bereich ausgebildet ist.

7. Medizinisches Instrument nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Gelenkverbindung (**3**) ein weiteres Faser-Bragg-Gitter (**10a, 10b, 36**) zugeordnet ist.

8. Medizinisches Instrument nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass in jedem Lichtwellenleiter (**6, 7**) wenigstens ein weiteres Faser-Bragg-Gitter (**10a, 10b, 36**) vorgesehen ist.

9. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Faser-Bragg-Gitter (**8a, 8b, 8c, 9a, 9b, 9c, 10a, 10b, 35, 36**) für Wellenlängen im Bereich zwischen 750nm bis 850nm, 1250nm bis 1350nm oder 1500nm bis 1600nm sensitiv sind.

10. Medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät, umfassend ein medizinisches Instrument

nach einem der Ansprüche 1 bis 9, eine Lichtquelle (**27**), an welche der oder die Lichtwellenleiter (**24**) des medizinischen Instruments (**23**) über ein optisches Koppellement (**25**) gekoppelt oder koppelbar sind, wenigstens eine mit dem oder den Lichtwellenleitern (**24**) gekoppelte oder koppelbare Detektionseinheit (**30**) zum Ermitteln der Wellenlänge des von dem oder den Faser-Bragg-Gittern reflektierten Lichts, und eine Recheneinheit (**33**) zum Ermitteln der Winkelstellung der Abschnitte zueinander und der räumlichen Stellung des medizinischen Instruments (**23**) anhand der detektierten Wellenlängen.

11. Medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (**27**) Licht mit einer spektralen Bandbreite von 10nm bis 60nm emittiert.

12. Medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Wellenlänge des emittierbaren Lichts im Bereich zwischen 750nm bis 850nm, 1250nm bis 1350nm oder 1500 bis 1600nm liegt.

13. Medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät nach einem der Ansprüche 10 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (**27**) eine Laserdiode oder eine LED mit variierbarer Wellenlänge ist.

14. Medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein ein Referenz-Reflexionslicht liefernder Referenz-Lichtwellenleiter (**28**) mit wenigstens einem Faser-Bragg-Gitter (**37**) vorgesehen ist, der mit dem Licht der Lichtquelle (**27**) beaufschlagbar ist, und der mit einer oder der Detektionseinheit (**30**) gekoppelt oder koppelbar ist.

15. Medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät nach einem der Ansprüche 10 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektionseinheit (**30**) ein Spektrometer oder ein Interferometer ist.

16. Medizinisches Untersuchungs- oder Behandlungsgerät nach einem der Ansprüche 10 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die räumliche Stellung des medizinischen Instruments (**23**) in einer an einer Anzeigeeinrichtung (**34**) ausgebbaren Aufnahme eines Bereichs des Untersuchungsobjekts anzeigbar ist.

17. Optisches Navigationssystem zum Erfassen der räumlichen Stellung eines aus mehreren hintereinander angeordneten, miteinander über eine Gelenkverbindung gelenkig verbundenen Segmenten bestehenden medizinischen Instruments, umfassend wenigstens einen längs des Instruments geführten, mit Licht beaufschlagbaren Lichtwellenleiter (**24**), bei

welchem in einem einer Gelenkverbindung benachbarten Bereich wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter (35) ausgebildet ist, eine Lichtquelle (27), an welche der oder die Lichtwellenleiter (24) des Instruments über ein optisches Koppellement (25) gekoppelt oder koppelbar sind, wenigstens eine mit dem oder den Lichtwellenleitern (24) gekoppelte oder koppelbare Detektionseinheit (30) zum Ermitteln der Wellenlänge des von dem oder den Faser-Bragg-Gittern (35) reflektierten Lichts, und eine Recheneinheit (33) zum Ermitteln der Winkelstellung der Segmente zueinander und der räumlichen Stellung des Instruments anhand der detektierten Wellenlängen.

18. Optisches Navigationssystem nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass über die Länge des Lichtwellenleiters (24) mehrere jeweils einer Gelenkverbindung zugeordnete Faser-Bragg-Gitter (35) vorgesehen sind, von denen jedes Licht eines gitterspezifischen Wellenlängenbereichs reflektiert, wobei die Wellenlängenbereiche aller Faser-Bragg-Gitter (35) eines Lichtwellenleiters unterschiedlich sind.

19. Optisches Navigationssystem nach 18, dadurch gekennzeichnet, dass zwei hintereinander folgende Faser-Bragg-Gitter (35) bei unverformtem Lichtwellenleiter Licht mit einer Wellenlängendifferenz von mindestens der doppelten Halbwertsbreite des Gitterreflexionslichts eines Gitters, insbesondere von wenigstens 1nm reflektieren.

20. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass es wenigstens zwei Lichtwellenleiter (24) umfasst, die in um ca. 90° versetzter Position am Instrument angeordnet sind, und in denen jeweils an den einer Gelenkverbindung benachbarten Bereichen wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter (35) ausgebildet ist.

21. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass es vier Lichtwellenleiter (24) umfasst, die am Instrument jeweils in um 90° versetzter Position angeordnet sind, und in denen jeweils an den einer Gelenkverbindung benachbarten Bereichen wenigstens ein Faser-Bragg-Gitter (35) ausgebildet ist.

22. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass an wenigstens einem Lichtwellenleiter (24) wenigstens ein zur Temperaturkompensation dienendes weiteres Faser-Bragg-Gitter (36) in einem unbewegbaren Bereich ausgebildet ist.

23. Optisches Navigationssystem nach Anspruch 22, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Gelenkverbindung ein weiteres Faser-Bragg-Gitter zugeordnet ist.

24. Optisches Navigationssystem nach Anspruch 22 oder 23, dadurch gekennzeichnet, dass in jedem Lichtwellenleiter (24) wenigstens ein weiteres Faser-Bragg-Gitter (36) vorgesehen ist.

25. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Faser-Bragg-Gitter (35, 36) für Wellenlängen im Bereich zwischen 750nm bis 850nm, 1250nm bis 1350nm oder 1500 bis 1600nm sensitiv sind.

26. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (27) Licht mit einer spektralen Bandbreite von 10nm bis 60nm emittiert.

27. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Lichtquelle (27) eine Laserdiode oder eine LED mit variierbarer Wellenlänge ist.

28. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass wenigstens ein ein Referenz-Reflexionslicht liefernder Referenz-Lichtwellenleiter (28) mit wenigstens einem Faser-Bragg-Gitter (37) vorgesehen ist, der mit dem Licht der Lichtquelle (27) beaufschlagbar ist, und der mit einer oder der Detektionseinheit (30) gekoppelt oder koppelbar ist.

29. Optisches Navigationssystem nach einem der Ansprüche 17 bis 28, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektionseinheit (30) ein Spektrometer oder ein Interferometer ist.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

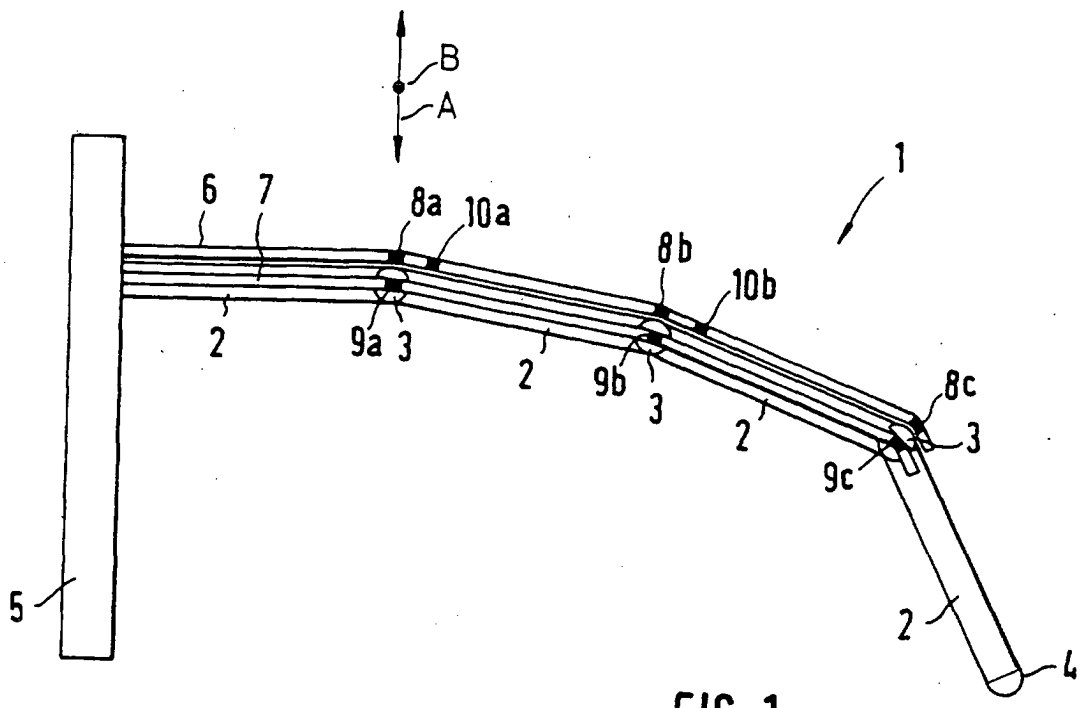


FIG. 1

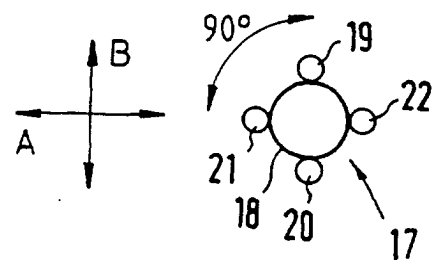


FIG. 2

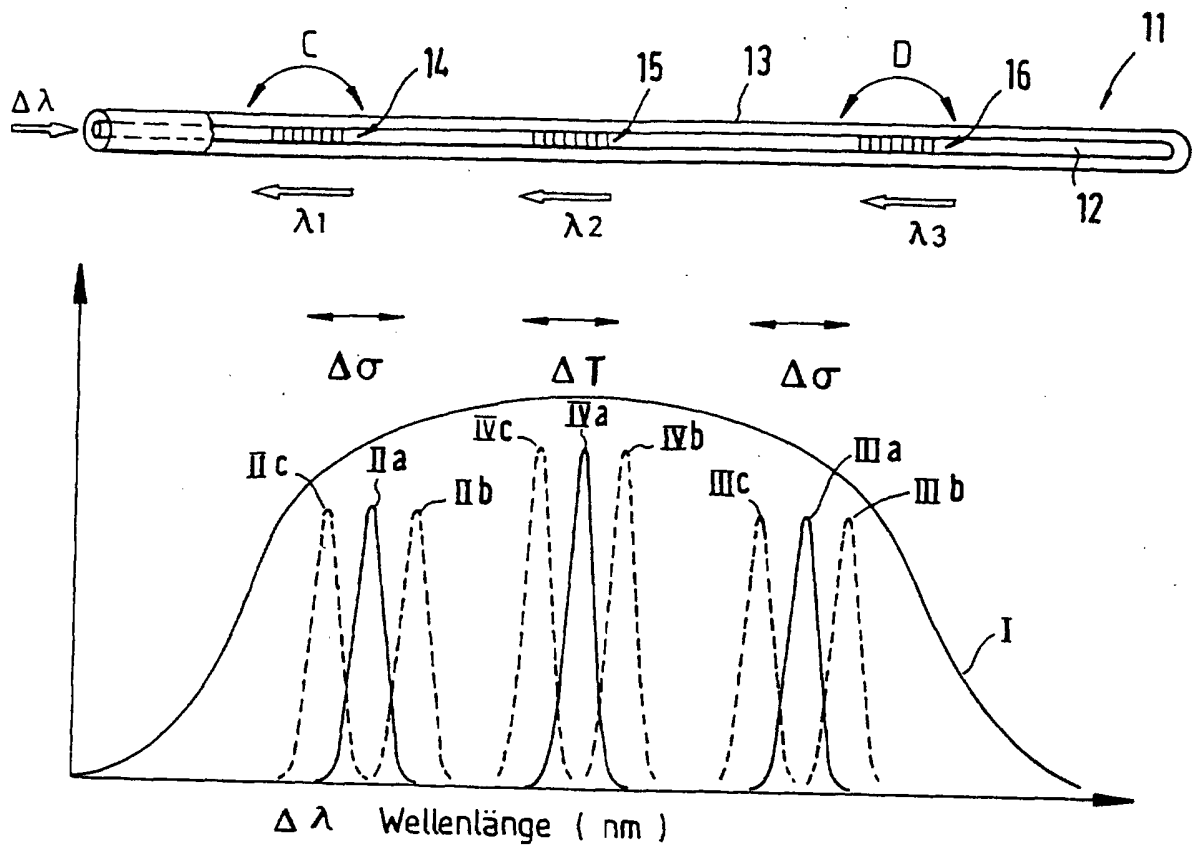


FIG. 3

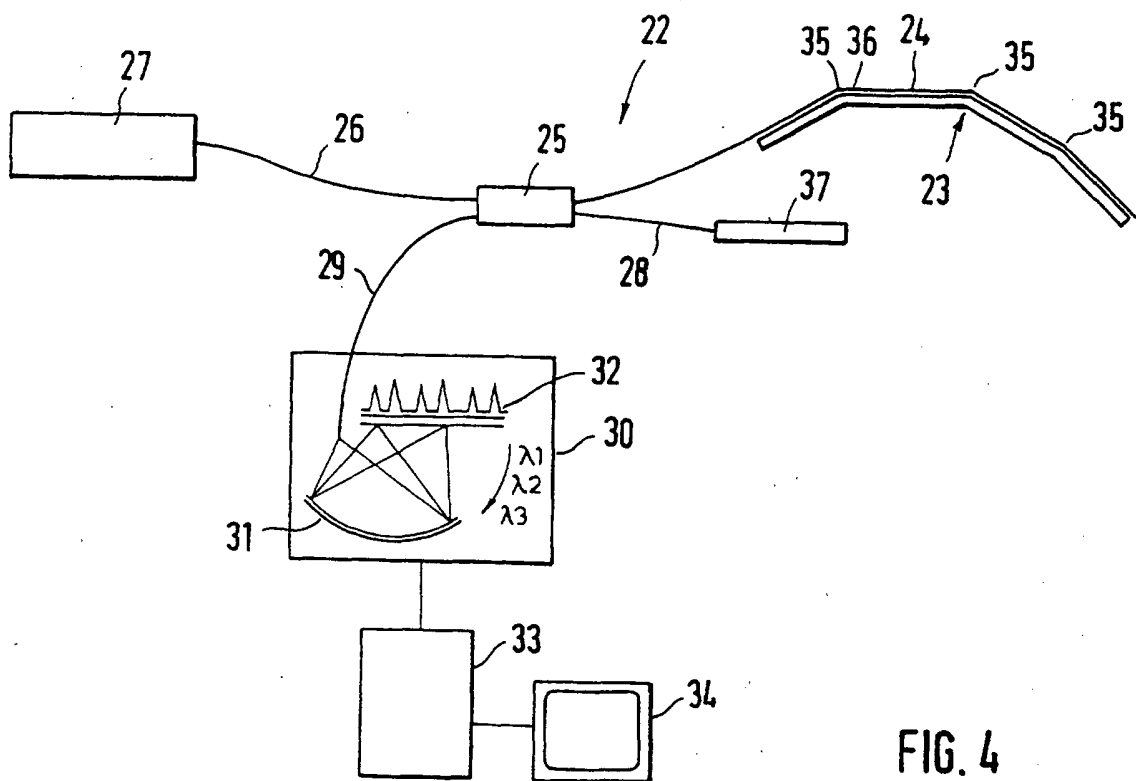


FIG. 4