



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 60 2005 006 030 T2 2009.05.07**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 568 333 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **60 2005 006 030.8**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **05 003 877.7**

(96) Europäischer Anmeldetag: **23.02.2005**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **31.08.2005**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **16.04.2008**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **07.05.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 18/22 (2006.01)**

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/07 (2006.01)

G02B 23/26 (2006.01)

G02B 6/06 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

2004047579 24.02.2004 JP

2004242099 23.08.2004 JP

(73) Patentinhaber:

**Japan Atomic Energy Research Institute,
Kashiwa, JP; Fujikura Ltd., Tokio/Tokyo, JP;
Kawasaki Jukogyo K.K., Kobe, Hyogo, JP**

(74) Vertreter:

**PFENNING MEINIG & PARTNER GbR, 80339
München**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB

(72) Erfinder:

**Toriya, Tomoaki, Sakura-shi Chiba-ken, JP;
Tsumanuma, Takashi, Sakura-shi Chiba-ken, JP;
Nakatate, Kenichi, Sakura-shi Chiba-ken, JP; Ishii,
Takashi, Sakura-shi Chiba-ken, JP; Oka, Kiyoshi,
Tokai-mura Naka-gun Ibaraki-ken, JP; Osaki,
Toshio, Yokohama-shi Kanagawa-ken, JP;
Hayakawa, Akiyoshi, Inuyama-shi Aichi-ken, JP**

(54) Bezeichnung: **Endoskopiesystem mit Verwendung einer äusserst feinen optischen Verbundfaser**

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

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

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung betrifft ein endoskopisches Gerät, welches hauptsächlich für medizinische Verwendungen vorgesehen ist. Insbesondere betrifft die Erfindung ein endoskopisches Gerät, welches eine extrem feine zusammengesetzte optische Faser als eine integrierte Gesamtheit einer bildübertragenden optischen Faser zur Verwendung im Auffinden und der Diagnose einer Wunde und eine laserübertragende optische Faser mit großem Durchmesser zur Verwendung in der Behandlung der Wunde verwendet.

[0002] Früher wurden Endoskope, die eine vereinigte monolithische Bildfaser oder eine optische Faser wie ein Bildbündel in verschiedener Faser kommerzialisiert. Laserlicht über die optische Faser zur Wunde zu übertragen, ist ebenfalls eine kommerzialisierte Technik in der Lasertherapie.

[0003] Herkömmlicherweise sind das Endoskop und die laserübertragende optische Faser physikalisch unabhängig voneinander und müssen in den menschlichen Körper entweder durch separate Löcher oder über die Lumen von Katheterröhren eingeführt werden.

[0004] In einem nicht-medizinischen Bereich und zum Zwecke des Schneidens und Schweißens von Metallen sind Laserbehandlungsverfahren und Systeme vorgeschlagen worden, und sie setzen eine zusammengesetzte optische Faser ein, die besteht aus einer Laserlicht übertragenden Verarbeitungsfaser mit großem Durchmesser, welche von einer Vielzahl von bildübertragenden Fasern umgeben ist, welche zusammengebündelt sind, um eine integrierte Gesamtheit mit der zentralen Faser zu bilden (siehe z. B. JP 9-216086 A, JP 9-216087 A und JP 2003-1465 A).

[0005] Das Laserbehandlungsverfahren oder -system, welches von JP 2003-1465 A vorgeschlagen wird, ist in [Fig. 5](#) gezeigt; Ein YAG-Laseroszillator imitiert einen Verarbeitungslaserstrahl, welcher durch eine optische Faser läuft, um zu einem laserkombinierenden dichroitischen Strahlteiler geleitet zu werden, von welchem der kombinierte Laserstrahl reflektiert wird, um in die Einfallsoptiken zu gelangen, wo er verarbeitet wird, um durch eine zusammengesetzte optische Faser leitbar zu werden; danach läuft der Laserstrahl durch die zusammengesetzte optische Faser, um in einen Ausgabeabschnitt eingeführt zu werden, wo er fokussiert wird, um die Arbeit auszu-leuchten.

[0006] Andererseits läuft ausleuchtendes Laserlicht durch eine ausleuchtendes Laserlicht leitende optische Faser, um in den dichroitischen Strahlteiler geleitet zu werden, wo es dem Zentrum des Verarbeitungslasers hinzugefügt wird; der kombinierte Laser-

strahl tritt in die Einfallsoptik ein, wo er prozessiert wird, um durch die zusammengesetzte optische Faser leitbar zu werden; anschließend läuft der ausleuchtende Laserstrahl durch die zusammengesetzte optische Faser, um in den Ausgabeabschnitt eingeleitet zu werden, wo er mit dem Verarbeitungslaserstrahl fokussiert wird, um die Arbeit zu bestrahlen.

[0007] Der bildtragende Laserstrahl wird von der Arbeit reflektiert und läuft in entgegengesetzte Richtung, um durch den Ausgabeabschnitt, die zusammengesetzte optische Faser, die Einfallsoptik, den Strahlteiler und schließlich durch einen Interferenzfilter zu laufen, um eine Anzeigeeinheit zu erreichen, welche das Bild von der ausgeleuchteten Wunde anzeigt.

[0008] In allen herkömmlichen lasertherapeutischen Systemen ist das Endoskop, welches für die Bildüberwachung verantwortlich ist, physikalisch unabhängig von der laserlichtübertragenden optischen Faser, so dass das Bild von der Wunde entweder durch das Endoskop oder durch externe Röntgenbildgebung überprüft werden muss. Indem er die laserlichtübertragende optische Faser in den menschlichen Körper einführt, bis diese hinreichend dicht an die Wunde kommt, führt der Arzt die Behandlung durch Anwendung von Laserlicht auf die Wunde durch, während er die Position der optischen Faser mit Hilfe des durch das Endoskop erhaltenen Bildes oder durch Röntgenbildgebung überprüft.

[0009] Diese Technik erfordert, dass der Chirurg Laseranwendung durchführt, indem er zuerst eine visuelle Überprüfung der Wunde und der optischen Faser, entweder durch das Endoskop oder durch Röntgenbildgebung durchführt und dann, auf der Basis der erhaltenen Bildinformation sein oder ihr Belieben im Richten der Spitze der optischen Faser auf die gewünschte Position relativ zur Wunde ausübt.

[0010] Allerdings hängt das Richten der Spitze der laserbeleuchtenden optischen Faser auf die gewünschte Position relativ zur Wunde stark von der Fähigkeit und dem Belieben des Ausführenden ab und damit auch die Genauigkeit, mit welcher das angewandte Laserlicht auf die Zielposition der Wunde fallen kann. Darüberhinaus kann unerwünschte Bestrahlung mit Röntgenstrahlen von außen nicht nur ein Sicherheitsproblem verursachen sondern auch Inkonsistenzen in der Effizienz der Lasertherapie.

[0011] Die in JP 9-216086 A, JP 9-216087 A und JP 2003-1465 A beschriebenen herkömmlichen zusammengesetzten optischen Fasern, welche einen laserlichtübertragenden Abschnitt und einen bildübertragenden Abschnitt haben, sind alle vorgesehen, unter Bestrahlung verwendet zu werden oder Laserlicht mit hoher Ausgangsleistung zu übertragen. Da solche zusammengesetzten optischen Fasern aus einer Fa-

ser mit abgestuftem Index hergestellt sind, deren Kern aus reinem Quarzglas hergestellt ist, war es schwierig, den Durchmesser hinreichend klein zu reduzieren, um für die Verwendung in Endoskopen geeignet zu sein.

[0012] Die vorliegende Erfindung wurde unter diesen Umständen fertig gestellt und hat als eine Aufgabe, ein endoskopisches System zur Verfügung zu stellen, dessen Durchmesser klein genug ist, die einfache Beobachtung des Inneren des menschlichen Körpers zu ermöglichen und welche die simultane Beobachtung eines Bildes mit der Behandlung durch Laserlichtbestrahlung zu ermöglichen.

[0013] Um die genannte Aufgabe zu lösen, stellt die vorliegende Erfindung ein endoskopisches System gemäß Anspruch 1 zur Verfügung.

[0014] Im endoskopischen System der vorliegenden Erfindung sind die genannte optische Faser mit großem Durchmesser und die genannte Bildübertragungsfaser jeweils eine optische Faser, welche GeO_2 -dotiertes Quarzglas als den Kern aufweist und deren Kern/Umhüllungs-Indicedifferenz $\Delta 2$ bis 5% ist.

[0015] Außerdem enthält besagte Beleuchtungslichtübertragungseinheit eine Lichtquelle und einen Lichtleiter, welcher das ausleuchtende Licht, das aus der Lichtquelle entspringt, überträgt, wobei zumindest der Spitzenabschnitt des besagten Lichtleiters mit der genannten Bildübertragungsfaser in seiner longitudinalen Richtung integriert ist.

[0016] In einer anderen bevorzugten Ausführungsform enthält das endoskopische System der vorliegenden Erfindung außerdem einen Videomonitor zur Darstellung eines Bildsignals, wie es von der genannten optischen Einheit zur Laseranwendung und Bildbeobachtung übernommen wird.

[0017] Die genannte optische Einheit zur Laseranwendung und Bildbeobachtung enthält vorzugsweise einen Strahlteiler, welcher die Emission von Laserlicht aus einem Laseroszillator, welches in die genannte optische Faser mit großem Durchmesser einzukoppeln ist, reflektiert und welcher das Bild, welches durch die genannte bildübertragende optische Faser läuft, überträgt, so dass es auf die genannte Kamera fokussiert wird.

[0018] Das endoskopische System der vorliegenden Erfindung hat den Vorteil, dass durch einfaches Einführen eines einzelnen Faserskops in den menschlichen Körper das Bild der Wunde simultan zu ihrer Behandlung mit Laserlichtbeleuchtung beobachtet werden kann, so dass der Chirurg das Laserlicht exakt auf die Wunde anwenden kann, während er ein klares Bild der letzteren untersucht. Dadurch ist

es nicht notwendig, sich Sorgen über das Risiko einer Bestrahlung mit Röntgenstrahlen durch externe Bestrahlung zu machen.

[0019] Zusätzlich kann fehlerhafte Bestrahlung verhindert werden, da kontinuierliche Bildbeobachtung möglich ist, nicht nur während der Anwendung von Laserlicht, sondern auch danach.

[0020] Als weiterer Vorteil kann die Wunde mit der notwendigen Intensität von Laserlicht für die notwendige Zeitdauer bestrahlt werden, während sie visuell überprüft wird und daher kann ein besserer therapeutischer Effekt und hohe Sicherheit erhalten werden.

[0021] [Fig. 1](#) ist eine Querschnittsansicht, die ein Beispiel einer zusammengesetzten optischen Faser zur Verwendung in dem endoskopischen System der vorliegenden Erfindung zeigt;

[0022] [Fig. 2](#) ist ein longitudinaler Schnitt eines Beispiels des Objektivabschnitts eines Faserskops, welcher in dem endoskopischen System der vorliegenden Erfindung zu verwenden ist;

[0023] [Fig. 3](#) ist ein longitudinaler Schnitt eines Beispiels des Faserskops, welches in dem endoskopischen System der vorliegenden Erfindung zu verwenden ist;

[0024] [Fig. 4](#) zeigt diagrammatisch ein Beispiel des endoskopischen Systems der vorliegenden Erfindung; und

[0025] [Fig. 5](#) zeigt ein exemplarisches Laserverarbeitungssystem, welches die herkömmliche zusammengesetzte optische Faser verwendet.

[0026] Diese Erfindung betrifft ein endoskopisches Gerät, welches hauptsächlich für medizinische Verwendung vorgesehen ist, welches durch die Verwendung einer zusammengesetzten optischen Faser als eine integrierte Gesamtheit einer bildübertragenden Bildfaser zur Verwendung im Auffinden und der Diagnose einer Wunde und eine laserübertragende optische Faser mit großem Durchmesser zur Verwendung in der Behandlung der Wunde gekennzeichnet ist und welche einen hinreichend kleinen Durchmesser hat, um das einfache Einführen in den menschlichen Körper zu erlauben.

[0027] Die in JP 9-216086 A, JP 9-216087 A und JP 2003-1465 A beschriebenen herkömmlichen optischen Fasern, welche einen laserlichtübertragenen Abschnitt und einen bildübertragenen Abschnitt haben, sind alle vorgesehen, unter Bestrahlung mit Strahlung verwendet zu werden oder Laserlicht mit hoher Ausgangsleistung zu übertragen, und sie wurden hergestellt aus einer Faser mit gestuftem Index, deren Kern aus reinem Quarzglas gemacht ist, wel-

ches bessere Strahlungsresistenzigenschaften hat. Die zusammengesetzte optische Faser, welche in der vorliegenden Erfindung verwendet wird, ist dadurch gekennzeichnet, dass die Laserlichtübertragende optische Faser mit großem Durchmesser und die optische Bildübertragungsfaser beide vorzugsweise eine optische Faser sind, deren Kern aus GeO_2 -dotiertem Quarzglas gemacht sind und welche eine Kern/Umhüllungsindexdifferenz Δ im Bereich von 2 bis 5% hat. Durch Verwendung dieser Designparameter konnten die gegenwärtigen Erfinder den Durchmesser der zusammengesetzten optischen Faser erfolgreich auf ein mit der Bildfaser, welche in medizinischen Fiberskopen verwendet wird, vergleichbares Niveau reduzieren.

[0028] Eine Version der optischen Bildübertragungsfaser, welche in der herkömmlichen zusammengesetzten optischen Faser verwendet wird, hat einen Durchmesser von 1,7 mm mit 15.000 Pixeln. In einem unbeschichteten Zustand hat diese optische Faser, die als Pixelbasis dient, eine Kern/Umhüllungsindexdifferenz Δ von ungefähr 1% und einen Pixel-zu-Pixel-Abstand von ungefähr 10 μm war notwendig, um angemessene Bildübertragung zu erzielen. Wenn man daher diese herkömmliche optische Bildübertragungsfaser verwendet, um einen Bildübertragungsabschnitt herzustellen, der eine große Zahl von Pixeln hat, steigt der Durchmesser der zusammengesetzten optischen Faser so stark, dass sich Schwierigkeiten ergeben, sie in seinem endoskopischen Fiberskop, welches im praktischen Einsatz in den menschlichen Körper eingeführt wird, einzusetzen. Andererseits hat die optische Bildübertragungsfaser zur Verwendung im endoskopischen System der vorliegenden Erfindung ihre Kern/Umhüllungsindexdifferenz Δ angepasst, um im Bereich von 2 bis 5%, vorzugsweise 3,5 bis 4% zu liegen, mit dem Ergebnis, dass der Kern-zu-Kern-Abstand bis auf einen Wert von 3 μm reduziert werden kann; unter der Annahme einer gleichen Zahl von Pixeln kann der Durchmesser der optischen Bildübertragungsfaser auf 0,3 mal den herkömmlichen Wert reduziert werden.

[0029] **Fig. 1** ist eine Querschnittsansicht, die ein Beispiel der zusammengesetzten optischen Faser zeigt, die vorteilhafterweise in der vorliegenden Erfindung verwendet werden kann und die generell mit Bezugszeichen **1** gekennzeichnet wird. Durch Bezugszeichen **2** wird eine Faser mit großem Durchmesser gekennzeichnet, die hauptsächlich für Laserübertragung vorgesehen ist und welche aus einem Kern **3**, welcher aus GeO_2 -dotiertem Quarzglas hergestellt ist, und einer Umhüllung **4**, welche aus reinem Quarzglas hergestellt ist, besteht. Der Durchmesser des Kerns **3** liegt vorzugsweise im Bereich von 50–400 μm , wohingegen der Durchmesser der Umhüllung **4** vorzugsweise von 1,02 bis ungefähr 1,3 mal dem Kerndurchmesser reicht, wobei die numeri-

sche Apertur (NA) der Faser **2** mit großem Durchmesser typischerweise von ungefähr 0,2 bis ungefähr 0,4 reicht.

[0030] Wenn der Durchmesser des Kerns **3** weniger als 50 μm beträgt, ist die Leistung des Laserlichts, das übertragen werden kann, beschränkt, was die Wahrscheinlichkeit des Anbietens adäquater Effizienz in einer Lasertherapie reduziert. Wenn der Durchmesser des Kerns **3** größer als 400 μm ist, wird es schwierig, die erwünschte Reduktion im Durchmesser der zusammengesetzten optischen Faser **1** zu erzielen.

[0031] Wenn die numerische Apertur der Faser **2** mit großem Durchmesser im Bereich von 0,2 bis 0,4 liegt, kann sie unter Verwendung von quarzbasierten optischen Fasern materialisiert werden und es können angemessene Werte in Übereinstimmung mit einer spezifischen Aufgabe der Laserlichtbeleuchtung gewählt werden, so wie Laserlicht mit einer maximalen Divergenz des Winkels anzuwenden oder einen engen Bereich zu beleuchten. Es sollte erwähnt werden, dass es keine Notwendigkeit gibt, eine Anpassung der numerischen Apertur zwischen der Faser **2** mit großem Durchmesser und der optischen Bildübertragungsfaser **5** zu haben, wie im Folgenden beschrieben wird.

[0032] Die Faser **2** mit großem Durchmesser ist von einer großen Zahl von bildübertragenden Fasern **5** umgeben, welche zusammengebündelt sind. Die bildübertragenden Fasern **5** sind verschmolzen, um eine monolithische Meer-Insel-Struktur zu bilden, in welcher eine große Zahl von Kernen **6** als Inseln von einer ununterbrochenen Phase von Umhüllung **7** wie einem Meer umgeben sind. Die Kerne **6** sind aus GeO_2 -dotiertem Quarzglas hergestellt und die Umhüllung **7** ist aus reinem Quarzglas hergestellt. Angrenzende Kerne **6** sind voneinander über einen Abstand von ungefähr 3 μm beabstandet. Die Zahl der bildübertragenden Fasern **5** in einem Bündel repräsentiert die Zahl der Pixel und reicht vorzugsweise von ungefähr 1.000 bis 100.000.

[0033] Wie bereits erwähnt wird der Abstand zwischen Kernen **6** vom Wert der Kern/Umhüllungsindexdifferenz Δ gesetzt und durch Anpassung des Werts von Δ auf zwischen 2 und 5 vorzugsweise zwischen 3,5 und 4 kann der Kern-zu-Kern-Abstand auf bis zu 3 μm reduziert werden. Wenn die oben definierte Zahl der Pixel weniger als 1.000 ist, besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit des Versagens, ein scharfes Bild zu erhalten; wenn die Zahl der Pixel 100.000 übersteigt, wird es schwierig, eine zusammengesetzte optische Faser mit dem erwünschten kleinen Durchmesser herzustellen. Als ein Beispiel einer zusammengesetzten optischen Faser, die keinen Teil der Erfindung bildet, ist ein Kern **3** einer optischen Faser **2** mit großem Durchmesser aus reinem

Quarzglas oder GeO₂-dotiertem Quarzglas hergestellt, eine Umhüllung **4** der optischen Faser mit großem Durchmesser ist aus Fluor oder anders dotiertem Quarzglas hergestellt, welches einen niedrigeren reflektiven Index hat als der Kern, ein Kern **6** der optischen Bildübertragungsfaser **5** ist aus einem GeO₂-dotiertem Quarzglas gemacht und eine Umhüllung **7** der bildübertragenden optischen Faser ist aus reinem Quarzglas oder einem Fluor oder anders dotiertem Quarzglas gemacht, welches einen niedrigeren reflektiven Index als das reine Quarzglas hat, gemacht.

[0034] Die bildübertragende optische Faser kann zur Übertragung infraroter Strahlung zusätzlich zur Bildbeobachtung unter Verwendung von sichtbarem Licht verwendet werden.

[0035] Zur Herstellung der zusammengesetzten optischen Faser **1** in der vorliegenden Ausführungsform wird eine Stange der Faser **2** mit großem Durchmesser im Zentrum einer Quarzröhre, die als Quarzmantelschicht **8** dient, platziert und dann von optischen Fasern umgeben, die als Bildübertragungsfasern **5** dienen, welche zusammengepackt werden, um eine Vorform (Perform) zu bilden, welche dann zu einer Faser mit kleinerem Durchmesser herabgezogen wird. In diesem Zugschritt wird die Quarzmantelschicht **8** vorzugsweise mit Silikonharz, UV-härtbarem Harz, Polyimidharz usw. überzogen, um eine Harzüberzugsschicht **9** mit einer Dicke von ungefähr 20 bis ungefähr 100 µm zu formen. Durch Anpassung der Dicke der Harzüberzugsschicht **9** auf den genannten Bereich kann eine zusammengesetzte optische Faser, die den vorgesehenen kleinen Durchmesser hat, hergestellt werden und sie erfüllt immer noch das Erfordernis garantierter Stärke.

[0036] Der äußere Durchmesser der Mantelschicht auf der zusammengesetzten optischen Faser **1** der oben beschriebenen Struktur kann vorzugsweise angepasst werden, um von ungefähr 0,3 mm bis ungefähr 2 mm, abhängig von der darzustellenden Zahl von Pixeln, zu reichen.

[0037] Wenn der Kern-zu-Kern-Abstand als d geschrieben wird und der Kreisdurchmesser als D , wird die Zahl der Pixel N durch die folgende Gleichung determiniert:

$$N = 0,9 \cdot (D/d)^2 \quad (1)$$

[0038] Nach dem Bestimmen von d aus der Indexdifferenz Δ und gegeben die notwendige Zahl von Pixeln N , wird der Kreisdurchmesser D aus Gleichung (1) berechnet. Der äußere Durchmesser der Mantelschicht ist ungefähr 1,1 mal der Kreisdurchmesser.

[0039] [Fig. 2](#) zeigt eine beispielhafte Struktur des Objektivteils eines Fiberskops, welches die zusam-

mengesetzte optische Faser einsetzt. Eine Hülse **22** wird an die Spitze der zusammengesetzten optischen Faser **21** angebunden und nach dem Polieren ihrer Oberfläche wird die Spitze mit einer Objektivlinseneinheit **23** angepasst. Die Objektivlinseneinheit **23** wird als Objektivteil einer Bildfaser, welche in einem herkömmlichen Fiberskop verwendet wird, gehandhabt und sie ist von einer Lichtleitfaser **24** umgeben, über welche beleuchtendes Licht übertragen wird, um den interessierenden Bereich auszuleuchten, hierdurch den Objektivteil eines Fiberskops bildend. Die Lichtleitfaser **24** verwendet vorzugsweise eine optische Vielkomponentenglasfaser, welche optional durch eine Quarzfaser oder eine Kunststoffhülsefaser.

[0040] Die optische Vielkomponentenglasfaser ist in sehr kleinen Faserdurchmessern im Bereich von 30 bis 50 µm erhältlich. Im Falle feiner Fiberskope muss die beleuchtende Faser in einen sehr kleinen Raum eingeführt werden, daher ist die Verwendung einer Faser mit besonders kleinem Durchmesser besonders bevorzugt. Der Sehwinkel von Fiberskopen ist im Allgemeinen weit (60° bis 120°) und die optische Vielkomponentenglasfaser ist zum Zwecke der Ausleuchtung eines solch weiten Bereichs geeignet. Mit der quarzbasierten optischen Faser ist der minimale Faserdurchmesser und der Ausleuchtungswinkel, der erreichbar ist, ungefähr 70 µm bzw. 30°, entsprechend, was es für ein Fiberskop mit hoher Sucherabdeckung schwierig macht, den gesamten Bereich unter Beobachtung auszuleuchten.

[0041] Der gesamte Objektivteil wird in eine Schutzröhre **25** eingeführt und mit ihren inneren Oberflächen verbunden, um die Spitze am Objektivende des Fiberskops zu bilden. Die Schutzröhre **25** kann eine Harzröhre wie eine Fluoroplastik (z. B. PTFE, EFFE oder PFA)-Röhre, eine Polyurethanröhre oder Polyimidröhre sein; alternativ kann sie eine Metallröhre wie eine rostfreie Stahlröhre sein.

[0042] [Fig. 3](#) zeigt ein exemplarisches Fiberskop, welches die zusammengesetzte optische Faser verwendet, wie es generell durch **30** gekennzeichnet wird. Die Hauptkomponenten des Fiberskops **30** sind: Die zusammengesetzte optische Faser **34**; eine Objektivlinseneinheit **31**, die am Objektivende **30A** des Fiberskops angeordnet ist; ein Endverbinder **36**, welcher am Augenstückende **30B** angeordnet ist; eine Lichtleitfaser **32**, welche entlang der zusammengesetzten optischen Faser **34** angeordnet ist; eine Schutzröhre **33**, welche die oben genannten Komponenten einfasst; und eine Abzweigung **37**, welche am Augenstückende der Schutzröhre **33** angeordnet ist, um die Lichtleitfaser **32** aufzunehmen.

[0043] Das Objektivende **30A** des Fiberskops **30** wird zusammengesetzt, indem die Objektivlinseneinheit **31** und die Lichtleitfaser **32** in die Schutzröhre **33**

eingeführt wird und in Position befestigt wird. Eine Hülse **35** wird an das Objektivende der zusammengesetzten optischen Faser **34** befestigt und ihre Endfläche poliert. Ein Endverbinder **36** wird an das Augenstückende **30B** des Fiberskops **30** angebunden, wobei sein Faserende poliert wird. Die Lichtleitfaser **32** läuft an der Abzweigung **37** auseinander und ist an einen Terminator **38** zur Herstellung einer Verbindung an ein beleuchtendes Gerät angepasst.

[0044] **Fig. 4** zeigt ein Beispiel eines endoskopischen Beobachtungssystems entsprechend der vorliegenden Erfindung, welches generell durch **40** gekennzeichnet wird. Das endoskopische Beobachtungssystem **40** enthält: das Fiberskop **30**, welches die zusammengesetzte optische Faser **34** und die Lichtleitfaser **32** aufweist; eine optische Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung **42**, welche mit dem Augenstückteil des Fiberskops **30** verbunden ist; ein Laseroszillator **10**, welcher Laser über eine optische Faser **41** zur Laseranwendung und bildbeobachtungsoptischen Gesamtheit **42** überträgt; ein Beleuchter **51**, welcher das Objektivende des Fiberskops **30** mit Licht beleuchtet nachdem es durch die Lichtleitfaser **32** gelaufen ist; und ein Videomonitor **49**, welcher ein Bildsignal darstellt, wie es von der optischen Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung übernommen wird. Die optische Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung ist so angepasst, dass Laserlicht in die optische Faser mit großem Durchmesser in der zusammengesetzten optischen Faser **34** eingetragen wird, wohingegen das bildtragende Laserlicht, welches in entgegengesetzter Richtung durch die bildübertragende optische Faser läuft, ein fokussiertes Bild auf einer CCD-Kamera **48** erzeugt, so dass es durch einen Operator beobachtbar ist.

[0045] Der Endverbinder **36** am Augenstückende des Fiberskops **30** ist auf einen Adapter **52** der optischen Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung angepasst. Die Lichtleitfaser **32** ist am Terminator **38** mit dem Beleuchter **51** verbunden. Die optische Faser **41**, welche den Laseroszillator **10** mit der optischen Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung verbindet, kann von der gleichen Art sein wie die optische Faser mit großem Durchmesser in der zusammengesetzten optischen Faser **34**, aber dies ist nicht der einzige Fall der vorliegenden Erfindung. Wenn der Laseroszillator **10** von kleiner Größe ist, kann er direkt mit der optischen Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung verbunden werden; alternativ können ein Spiegel, Linsen und andere optionale Optiken zur Übertragung von Laserlicht kombiniert werden.

[0046] Die optische Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung enthält: die CCD-Kamera **48**, welche mit einer Kameralinse **47** ausgestattet ist, einen Strahlteiler **44**, welcher das Laserlicht

vom Laseroszillator **10**, welches in die Faser mit großem Durchmesser einzukoppeln ist, und welcher auch das bildtragende Laserlicht, welches in entgegengesetzter Richtung durch die bildübertragende optische Faser läuft, um ein fokussiertes Bild auf der CCD-Kamera **48** zu erzeugen, überträgt; eine optische Einheit zusammengesetzt aus Kondensorlinsen **43a** und **43b** und einer Relaylinsenuntereinheit **45**; und einem Interferenzfilter **46** zum Blocken des Laserlichts.

[0047] Das bildübertragende Laserlicht, welches durch die bildübertragende optische Faser in der zusammengesetzten optischen Faser **34** läuft, tritt durch die Kondensorlinse **43a**, den sichtbares Licht transmittierenden Strahlteiler **44**, die Relaylinsenuntereinheit **45** und den laserlichtblockenden Interferenzfilter **46**; es tritt dann durch die Kameralinse **47**, um ein fokussiertes Bild auf der CCD-Kamera **48** zu bilden. Ein Bildsignal, welches von der CCD-Kamera **48** ausgegeben wird, wird auf dem Videomonitor **49** dargestellt. Der Operator kann das Fiberskop **30** bedienen, während er das Bild beobachtet, welches auf dem Videomonitor **49** dargestellt wird.

[0048] Laserlicht, welches vom Laseroszillator **10** emittiert wird, läuft durch die optische Faser **41**, um zur optischen Gesamtheit **42** zur Laseranwendung und Bildbeobachtung übertragen zu werden, von wo aus es durch die Kondensorlinse **43b** tritt, vom Strahlteiler **44** reflektiert wird und dann durch die Kondensorlinse **43a** tritt, um in den Kern der optischen Faser mit großem Durchmesser in der zusammengesetzten optischen Faser **34** eingekoppelt zu werden; das Laserlicht tritt aus dem Objektivende **30A** des Fiberskops **30** aus, um den beobachteten Bereich zu bestrahlen.

[0049] Der Laseroszillator **10** kann das am besten geeignete Laserlicht abhängig von der Schwere der Wunde und dem Erfordernis der Behandlung wählen. Zum Beispiel können eine Vielzahl von Lasern mit Wellenlängen vom sichtbaren bis zum nahinfraroten Bereich eingesetzt werden und sie umfassen einen Farbstofflaser, einen Argonionenlaser, einen Halbleiterlaser, einen Nd:YAG-Laser, einen Ho:YAG-Laser usw.

[0050] In der zusammengesetzten optischen Faser entsprechend der vorliegenden Erfindung kann der Kern mit großem Durchmesser des laserlichttransmittierenden Teils aus reinem Quarzglas gebildet sein, wobei eine Umhüllung aus fluordotiertem Quarzglas gebildet ist. Mit diesem Design kann auch ein Excimerlaser, wie XeCl, KrF oder ArF als Lichtquelle verwendet werden.

[0051] Laserlicht, das vom Laseroszillator **10** emittiert wird, läuft durch die optische Faser **41** und tritt in die optische Gesamtheit **42** zur Laseranwendung

und Bildbeobachtung, in welcher es durch die Kondensorlinse **43b** tritt, vom Strahlteiler **44** reflektiert wird, um in die Kondensorlinse **43a** als optisches Einfallselement zu gelangen, wo es prozessiert wird, um durch die zusammengesetzte optische Faser **34** passierbar zu werden; anschließend läuft das Laserlicht durch die zusammengesetzte optische Faser **34**, um in das Objektivende **30A** eingeführt zu werden, wo es durch die Objektivlinseneinheit **23** oder **31** fokussiert wird, um die Verletzung zu bestrahlen.

[0052] Beleuchtendes Laserlicht vom Beleuchter **51** tritt durch die Lichtleitfaser **32**, um in das Objektivende **30A** eingeführt zu werden, wo es mit dem chirurgischen Laserstrahl fokussiert wird, um die Wunde zu bestrahlen.

[0053] Das bildtragende Laserlicht wird von der Wunde reflektiert und läuft in entgegengesetzter Richtung, um durch das Objektivende **30A**, zusammengesetzte optische Faser **34**, Kondensorlinse **43a**, den Strahlteiler **44**, Relaylinsenuntereinheit **45**, den Interferenzfilter **46**, und schließlich durch die Kameralinse **47** zu treten, um ein fokussiertes Bild auf der CCD-Kamera **48** zu erzeugen, welche ein Bildsignal ausgibt, das den Videomonitor **49** erreicht, welcher das Bild der ausgeleuchteten Wunde auf dem Bildschirm darstellt.

[0054] Die folgenden sind typische Beispiele endoskopischer Lasertherapie, welche unter Verwendung des endoskopischen Systems der vorliegenden Erfindung praktiziert werden können.

– Laserangioplastie

[0055] Wenn ein Thrombus in einer Arterie beobachtet wird, wird das Nd:YAG-Laserlicht auf die Verstopfung gerichtet, um sie zu verdampfen und zu kauterisieren. Auch möglich sind Laser-Vaskularanastomose und koronare Arterienbypassoperationen.

– Zerstören von Harnwegssteinen mit Laser

[0056] Das Fiberskop im endoskopischen System der Erfindung wird in den Harnweg eingeführt und wenn die Position des Steins auf dem Displayschirm überprüft ist, wird Ho:YAG-Laserlicht oder ähnliches präzise auf den Stein gelenkt, um ihn zu zerstören.

– Hintergrundphotokoagulation

[0057] Die gegenwärtige Praxis der Hintergrundphotokoagulation beinhaltet das Übertragen von Argonionenlaserlicht über eine optische Faser unter endoskopischer Beobachtung. Wenn das endoskopische System der vorliegenden Erfindung verwendet wird, muss das Fiberskop nur an einer Stelle eingeführt werden und dennoch kann man koaxiale und genaue Laserbeleuchtung durchführen, um eine

Operation durchzuführen.

– Diagnose und Behandlung mit Laseranwendung auf photosensitive Materialien

[0058] Bei der Behandlung von koronarer Arteriosklerose und anderen Krankheiten wird ein Material, welches Tumoraffinität und Photosensitivität hat, z. B. ein Hämatoporphyrinderivat (HpD), verabreicht. Tumorzellen, in welchen sich HpD angesammelt hat, werden mit anregendem Laserlicht, wie von einem Excimerlaser, mit extrem niedriger Energie bestrahlt, woraufhin HpD Fluoreszenz emittiert. Das resultierende, für HpD eigentümliche Fluoreszenzspektrum wird im bildübertragenden Abschnitt detektiert und mit einer CCD-Kamera als zweidimensionales Bild beobachtet. Alternativ kann das Fluoreszenzspektrum mit einem Spektroskop verbunden werden und zu diagnostischen Zwecken analysiert werden.

[0059] Wenn gewünscht kann die Laserlichtquelle auf eine Nahinfrarotlaserlichtquelle, wie Nd:YAG-Laser übergeschaltet werden und die Wunde, welche durch die Diagnose als Tumor erkannt wurde, wird mit dem Laserlicht bestrahlt, so dass sie zur Behandlung evaporiert und kauterisiert wird.

[0060] Ähnlich können Krebszellen unter Verwendung photosensitiver Materialien durch Laserlichtbestrahlung diagnostiziert und behandelt werden.

Patentansprüche

1. Endoskopisches System enthaltend eine zusammengesetzte optische Faser (**1, 34**), welche aus einer Laserlicht übertragenden optischen Faser mit großem Durchmesser (**2**) besteht, welche von einer großen Anzahl bildübertragender optischer Fasern (**5**), welche mit der zentralen Faser eine integrierte Gesamtheit bilden, umgeben ist, eine optische Einheit zur Laseranwendung und Bildbeobachtung (**42**), die mit dem Okularabschnitt (**30B**) der zusammengesetzten optischen Faser (**1, 34**) so verbunden ist, dass sie Laserlicht in die optische Faser mit großem Durchmesser (**2**) einkoppelt und dass das durch die bildübertragenden optischen Fasern (**5**) übertragene Bild auf eine Kamera (**48**) fokussiert wird, um beobachtbar zu werden, und eine Beleuchtungslicht-Übertragungseinheit (**51, 38, 32**), welche beleuchtendes Licht zur Spitze des Objektivabschnitts (**30A**) der zusammengesetzten optischen Faser (**1, 34**) zu Ausleuchtungszwecken überträgt, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Kern (**3**) der optischen Faser mit großem Durchmesser (**2**) aus GeO₂-dotiertem Quarzglas gemacht ist, eine Umhüllung (**4**) der optischen Faser mit großem Durchmesser (**2**) aus reinem Quarzglas gemacht ist und ihre Kern/Umhüllungs-Indextdifferenz so eingestellt ist, dass sie innerhalb des Bereichs von 2 bis 5% liegt;

ein Kern (6) der bildübertragenden optischen Faser (5) aus GeO₂-dotiertem Quarzglas gemacht ist, eine Umhüllung (7) der bildübertragenden optischen Faser aus reinem Quarzglas gemacht ist und ihre Kern/Umhüllungs-Indextdifferenz so eingestellt ist, dass sie innerhalb des Bereichs von 2 bis 5% liegt; und

die Beleuchtungslicht-Übertragungseinheit eine Lichtquelle (51) und eine Lichtleitfaser (32) aufweist, welche entlang der zusammengesetzten optischen Faser (1) angeordnet ist und das aus der genannten Lichtquelle (51) austretende Beleuchtungslicht überträgt, wobei zumindest der Spitzenabschnitt des genannten Lichtleiters mit der Bildübertragungsfaser in seiner longitudinalen Richtung integriert ist.

2. Endoskopisches System nach Anspruch 1, welches außerdem einen Videomonitor (49) zur Darstellung eines Bildsignals enthält, wie es von der optischen Einheit zur Laseranwendung und Bildbeobachtung übernommen wird.

3. Endoskopisches System nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei die optische Einheit zur Laseranwendung und Bildbeobachtung einen Strahlteiler (44) enthält, welcher die Emission von Laserlicht aus einem Laseroszillator (10), welche in die optische Faser mit großem Durchmesser eingekoppelt wird, reflektiert und welcher das Bild, welches durch die bildübertragenden optischen Fasern geleitet wird, so überträgt, dass es auf die Kamera fokussiert wird.

4. Endoskopisches System nach Anspruch 1, wobei die Bildübertragungsfaser zur Übertragung von infraroter Strahlung verwendet wird.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Fig. 1

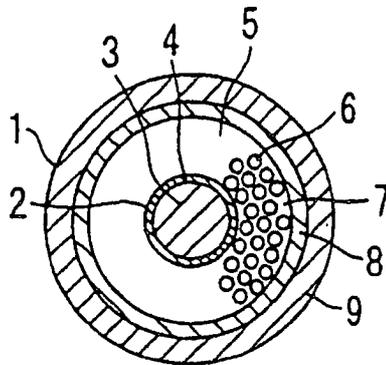


Fig. 2

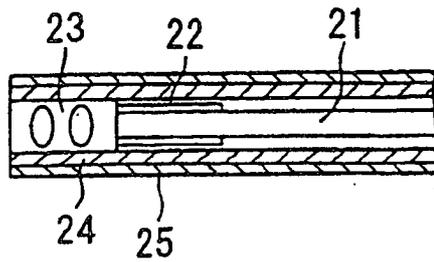


Fig. 3

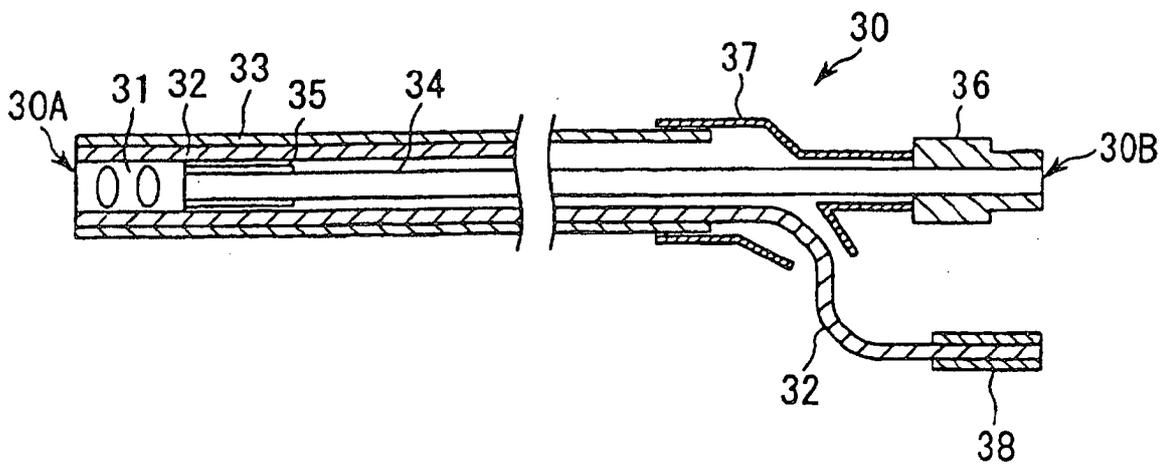


Fig. 4

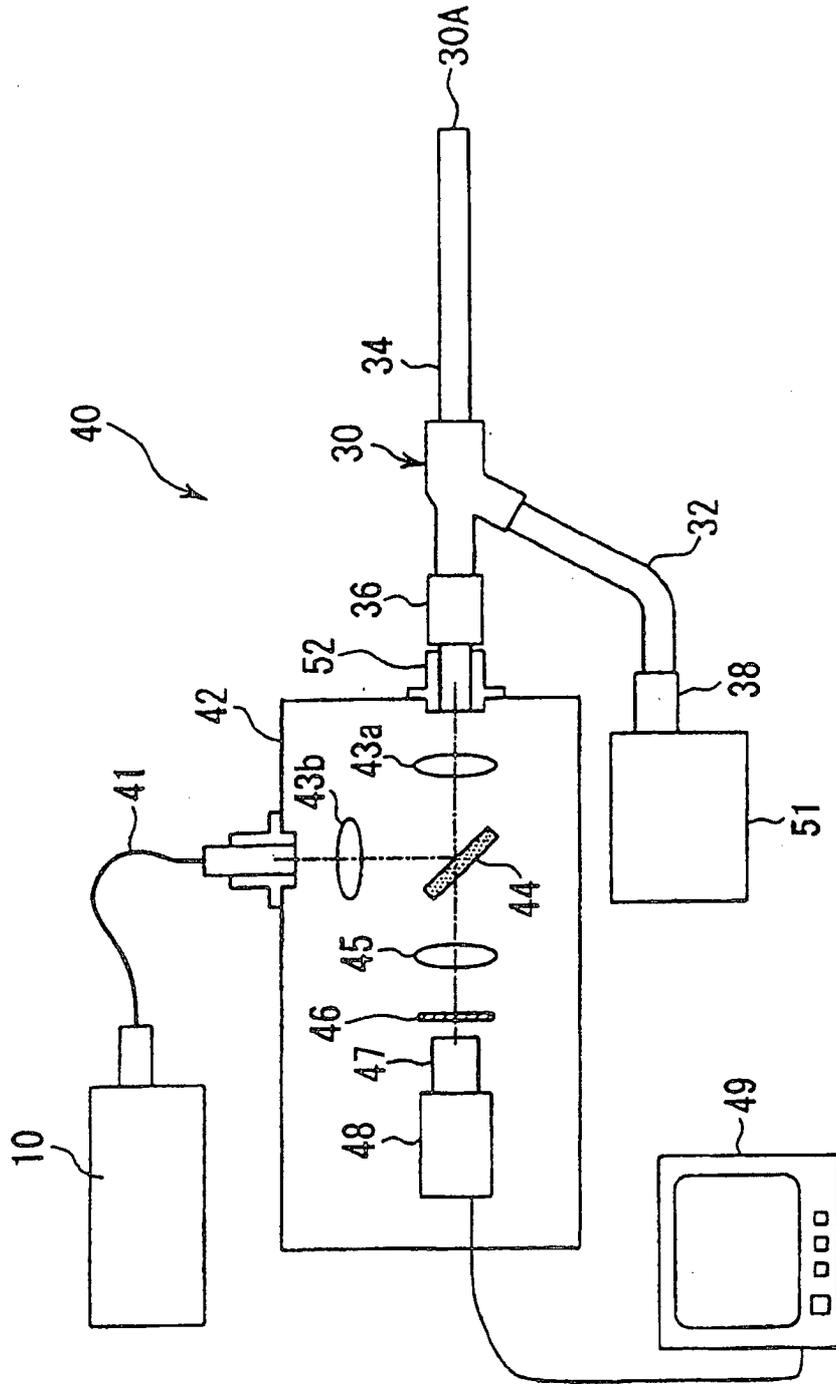


Fig. 5

