

(19)



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11) Veröffentlichungsnummer:

**0 362 466
A2**

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 89106487.5

(51) Int. Cl.⁵: **A61B 17/00**

(22) Anmeldetag: 12.04.89

(30) Priorität: 06.10.88 DE 3833993

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
11.04.90 Patentblatt 90/15

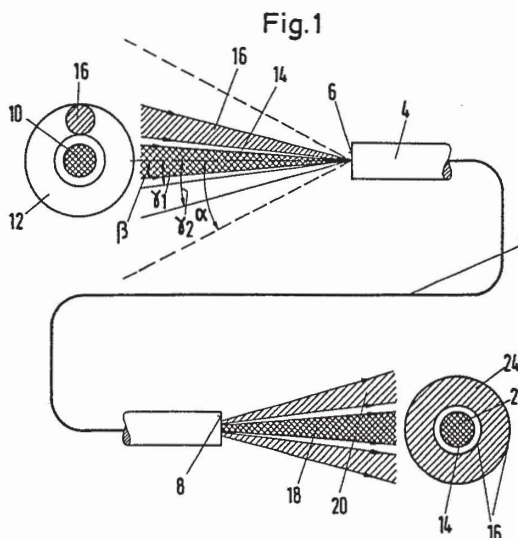
(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE ES FR GB GR IT LI LU NL SE

(71) Anmelder: **Messerschmitt-Bölkow-Blohm
Gesellschaft mit beschränkter Haftung
Robert-Koch-Strasse
D-8012 Ottobrunn(DE)**

(72) Erfinder: **Hessel, Stefan, Dr.
Evastrasse 34
D-8000 München 81(DE)
Erfinder: Frank, Frank, Dr.
Sarreiterweg 13
D-8017 Ebersberg(DE)
Erfinder: Wondrazek, Fritz, Dr.
Riegelstrasse 27
D-8068 Pfaffenhofen(DE)**

(54) **Lichtleiter- und Bestrahlungseinrichtung.**

(57) Zur Laserlichtbestrahlung von insbesondere biologischen Materialien mittels eines Lichtleiters (2) zur Laserlichtübertragung von der Lichtquelle zur Applikationsstelle werden mehrere voneinander unabhängige Strahlenbündel (14, 16) durch einen einzigen gemeinsamen Lichtleiter in der Weise übertragen, daß dem Lichtleiter auf der Eintrittsseite (6) zwischen Lichtquelle und proximalem Leiterende mehrere unterschiedliche Einkoppelwinkelbereiche (10, 12) und auf der Austrittsseite (8) zwischen distalem Leiterende und Applikationsstelle mehrere unterschiedliche, jeweils einem der Einkoppelwinkelbereiche entsprechende Auskoppelwinkelbereiche (18, 20) zugeordnet sind und jeder Ein- und zugeordnete Auskoppelwinkelbereich (10, 18 bzw. 12, 20) von jeweils einem der voneinander unabhängigen Strahlenbündel (14 bzw. 16) durchsetzt ist.



EP 0 362 466 A2

Xerox Copy Centre

IPR2026-00251

IPG Photonics Corp. v. Trumpf Laser und Systemtechnik GmbH

IPG Photonics' Exhibit 1013

EX1013, Page 1

LICHTLEITER- und BESTRAHLUNGSEINRICHTUNG

Die Erfindung bezieht sich auf eine Lichtleiter-einrichtung, und insbesondere ein medizinisches Applikationsteil, nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1, sowie eine Bestrahlungseinrichtung für insbesondere biologische Materialien mittels optischer Strahlung, nach dem Oberbegriff des Patentanspruchs 2.

Es ist bekannt, daß Laserstrahlen bei medizinischer, aber auch anderer, technischer Anwendung je nach Wellenlänge, Betriebsart (cw-, Puls- oder Q-switch-Betrieb) und Bestrahlungsparametern, wie Bestrahlungsenergie und -intensität, oder Abstrahlcharakteristik, an der Applikationsstelle unterschiedliche Wirkungen auslösen. So hat etwa die 1,06 μm -Strahlung eines Neodym-YAG-Lasers auf biologische Gewebe einen mehr koagulierenden Effekt, während eine langwelligere Laserstrahlung eine mehr schneidende Wirkung besitzt. Sollen die verschiedenartigen Bestrahlungswirkungen nacheinander oder gleichzeitig jeweils dosiert in unterschiedlichen Teilzonen der Applikationsstelle erreicht werden, so ergibt sich die Schwierigkeit, daß bei den bekannten Einrichtungen der beanspruchten Art wegen der beengten Platzverhältnisse, z. B. in Lumen von organischen Hohlgefäßen, lediglich ein einziger Lichtleiter ohne Umschalt- oder Steuerungsmöglichkeit am distalen Ende zur Verfügung steht und daher eine solche multifunktionale Anwendung nur in sehr begrenztem Umfang und auch dann nur durch einen nicht immer zulässigen und jedenfalls bedienungsaufwendigen Austausch des Applikationssystems einschließlich des Lichtleiters möglich ist.

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Einrichtung der beanspruchten Art so auszubilden, daß mit einem einzigen Lichtleiter auf baulich einfache Weise und ohne Steueraufwand am distalen Ende mehrere verschiedenartige, jeweils individuell dosierbare Bestrahlungswirkungen in räumlich voneinander getrennten Teilzonen der Applikationsstelle zu erzielen sind.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die im Anspruch 1 gekennzeichnete Lichtleitereinrichtung bzw. die im Anspruch 2 gekennzeichnete Bestrahlungseinrichtung gelöst.

Erfindungsgemäß werden mehrere, voneinander unabhängige Strahlenbündel von einer einzigen Lichtleitfaser in der Weise übertragen, daß sie unter jeweils unterschiedlichen Einkoppelwinkeln in das proximale Lichtleiterende eingestrahlt werden und aufgrund dadurch ausgenutzter, spezifischer Eigenschaften des Lichtleiters in räumlich voneinander abgegrenzten Auskoppelwinkelbereichen am distalen Leiterende austreten, ohne daß es hier irgendwelcher Trenn- oder gar Steuerorgane für die

emittierten Strahlenbündel bedarf. Mit den erfindungsgemäßen Einrichtungen gelingt es allein durch proximalseitige Steuereingriffe, für die - anders als am distalen Leiterende - in baulicher Hinsicht ausreichend Raum vorhanden ist, mehrere unterschiedliche Applikationswirkungen jeweils einzeln dosierbar wahlweise simultan oder wechselweise in verschiedenen, sich gewünschtenfalls aber auch überdeckenden Teilzonen der Applikationsstelle zu erzielen. Die Erfindung eignet sich daher in hervorragender Weise für medizinische Anwendungsfälle in beengten Behandlungsfeldern, wo der therapeutische Gesamterfolg von der Synergiewirkung mehrerer verschiedenartiger und jeweils einzeln dosierbarer optischer Bestrahlungs- und insbesondere Laserlichteffekte abhängt.

In weiterer vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung sind die Ein- und Auskoppelwinkelbereiche gemäß Anspruch 3 vorzugsweise bezüglich der Lichtleiter-Mittelachse radialsymmetrisch gestaffelt, so daß sich auch bei Lichtleitern mit begrenzter maximaler Apertur noch problemlos eine deutliche Trennung der einzelnen Strahlenbündel erzielen läßt. Aus dem gleichen Grund werden diese gemäß Anspruch 4 zweckmäßigerweise jeweils in Form konvergenter, auf die Lichtleiter-Eintrittsfläche fokussierter Lichtkegel eingekoppelt. Für die getrennte Lichtbündel-Übertragung ist bei Laserlicht-Wellenlängen in der Größenordnung von 3 μm bis 2 μm als Lichtleiter, wie gemäß Anspruch 5 bevorzugt, eine übliche Multimode-Lichtleiter-Glasfaser vollständig ausreichend.

Die unterschiedlichen Einzeleffekte der Strahlenbündel werden gemäß Anspruch 6 vorzugsweise dadurch erzielt, daß sich die Strahlenbündel hinsichtlich Strahlungsleistung, Betriebsart und/oder Wellenlänge voneinander unterscheiden bzw. unabhängig voneinander steuerbar sind. In baulich besonders einfacher Weise werden die Strahlenbündel gemäß Anspruch 7 zweckmäßigerweise nach Art einer Zweipunkt-Steuerung selektiv in das proximale Lichtleiterende eingekoppelt.

Für die verschiedenartigen Lichtbündel ist gemäß Anspruch 8 eine mehrteilige Lichtquelle mit mehreren, voneinander getrennten Lichterzeugern vorgesehen. Gemäß einer zweiten, baulich wesentlich einfacheren Variante wird jedoch gemäß Anspruch 9 eine einteilige Lichtquelle mit einem nachgeschalteten Strahlungsteiler zur Aufspaltung der Lichtstrahlung in die einzelnen Strahlenbündel verwendet, wobei in diesem Fall für Strahlenbündel unterschiedlicher Wellenlänge gemäß Anspruch 10 bevorzugt eine multichromatische Lichtstrahlung emittierender Laser und als Strahlteiler ein die Laserstrahlung wellenlängenabhängig aufspalten-

des Prisma vorgesehen ist. In baulich besonders einfacher Weise wird die selektive Ansteuerung der einzelnen Einkoppelwinkelbereiche mit den zugeordneten Strahlenbündeln gemäß Anspruch 11 zweckmäßigerweise durch einen umschaltbaren Spiegel- oder ein ähnliches lichtablenkendes oder -sperrendes Schaltelement mit mindestens einer aktiven, jeweils einem der Einkoppelwinkelbereiche zugeordneten Schaltposition bewirkt.

Anhand der in den Figuren schematisch dargestellten Ausführungsbeispiele wird die Erfindung nachfolgend näher beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 einen Lichtleiter zur Übertragung zweier voneinander unabhängiger Strahlenbündel einschließlich der jeweils zugeordneten, unterschiedlichen Ein- und Auskoppelwinkelbereiche;

Fig. 2 eine Bestrahlungseinrichtung mit einem am proximalseitigen Lichtleiterende angeordneten, selektiv verstellbaren Lichtdeflektor in Form eines Prismas zum wechselweisen Umschalten der von einer Lichtquelle emittierten Strahlung auf unterschiedliche Auskoppelwinkelbereiche;

Fig. 3 eine Bestrahlungseinrichtung mit einem zwischen Lichtquelle und Lichtleiter angeordneten Strahlteiler zur Aufspaltung der Lichtstrahlung in zwei parallele, jeweils unter unterschiedlichen Winkeln ein- und ausgekoppelte Lichtbündel;

Fig. 4 eine Bestrahlungseinrichtung mit einer einzigen Laserlicht-Quelle für gleichzeitig zwei Wellenlängen einschließlich des ein- und auskoppelseitigen Strahlenverlaufs; und

Fig. 5 eine Bestrahlungseinrichtung mit zweiteiliger Lichtquelle zur getrennten Lichtbündelerzeugung einschließlich der jeweiligen Ein- und Abstrahlcharakteristika.

Fig. 1 zeigt einen Lichtleiter 2 in Form einer Multimode-Einzelfaser mit senkrecht zur Lichtleiterachse 4 verlaufenden Ein- und Austrittsflächen 6, 8 und einem durch den Öffnungswinkel α definierten Akzeptanzkegel. Dem Lichtleiter 2 sind am proximalen Leiterende innerhalb des Akzeptanzkegels zwei unterschiedliche Einkoppelwinkelbereiche zugeordnet, nämlich ein innerer Einkoppelwinkelbereich 10, der durch einen auf die Eintrittsfläche 6 gerichteten, zur Leiterachse 4 koaxialen Zentralkegel mit dem halben Scheitelwinkel β gebildet wird, sowie ein den inneren Kegelbereich 10 ringförmig umschließender, äußerer Einkoppelwinkelbereich 12, welcher von ebenfalls auf die Eintrittsfläche 6 gerichteten und zur Lichtleiterachse 4 koaxialen Kegelmantelflächen mit jeweils gegenüber dem Winkel β stufenweise erhöhten, halben Scheitelwinkeln γ_1 bzw. γ_2 begrenzt wird.

Innerhalb jedes Einkoppelwinkelbereichs 10, 12 wird jeweils ein konvergentes Strahlenbündel, nämlich das kreuzschraffierte, achsensymmetrische Strahlenbündel 14 einerseits und das schräg eingestrahlte Strahlenbündel 16 andererseits auf die

Eintrittsfläche 6 des Lichtleiters 4 fokussiert, und aufgrund der spezifischen Transmissionseigenschaften einer Lichtleitfaser 2 wird das zentrale Strahlenbündel 14 am distalen Leiterende in einem dem Einkoppelwinkelbereich 10 entsprechenden, achsensymmetrischen Auskoppelwinkelbereich 18 abgestrahlt, während das schräge Strahlenbündel 16 den Lichtleiter 2 innerhalb eines dem Einkoppelwinkelbereich 16 entsprechenden Auskoppelwinkelbereiches 20 als vom zentralen Strahlenbündel getrenntes, ringförmiges Lichtbündel verläßt. Die Größe der Einkoppelwinkelbereiche 10, 12 ist unter Berücksichtigung der numerischen Apertur des Lichtleiters 2 dabei so zu wählen, daß bei möglichst geringen Transmissionsverlusten sich die Strahlenbündel 14, 16 an der Auskoppelseite nicht überlappen. Auf diese Weise lassen sich allein durch Steuereingriffe von der Einkoppelseite des Lichtleiters 2 her gleichzeitig oder zeitlich hintereinander mehrere, voneinander unabhängige Strahlenbündel 14, 16 am distalen Leiterende unter verschiedenen Abstrahlcharakteristika und gewünschtenfalls verschiedenen Wellenlängen in voneinander getrennten Teilzonen 22, 24 der Applikationsstelle zur Einwirkung bringen, ohne den Lichtleiter 2 auswechseln zu müssen.

Die Bestrahlungseinrichtung gemäß Fig. 2a, b enthält neben dem in Fig. 1 gezeigten Lichtleiter 2 eine Laserlichtquelle 26 und eine zwischen dieser und dem proximalen Leiterende wirksamen Optik mit einer Fokussierlinse 28 und einem unmittelbar vor der einkoppelseitigen Endfläche 6 des Lichtleiters 2 angeordneten, selektiv in den Strahlengang der Fokussierlinse 28 einschwenkbaren Lichtdeflektor 30 in Form eines Prismas, durch das das konvergente Laserlichtbündel wechselweise zwischen dem achsensymmetrischen, zentralen Einkoppelwinkelbereich 10 (Fig. 2a) und dem hierzu schräg versetzten Einkoppelwinkelbereich 12 umschaltbar ist, wodurch die Abstrahlcharakteristik am distalen Leiterende 8 derart verändert wird, daß die Laserlichtstrahlung dort einmal in einem dem Einkoppelwinkelbereich 10 entsprechenden, zentralen Auskoppelwinkelbereich 18 und dann in der aktiven Schaltposition des Prismas 30 in den ringkegelförmigen Auskoppelwinkelbereich 20 abgestrahlt wird.

Bei der Bestrahlungseinrichtung gemäß Fig. 3 wird durch einen parallelen Versatz eines von einer Laserlichtquelle 26 erzeugten Laserstrahls vor der einkoppelseitigen Fokussierlinse 28 eine selektiv steuerbare Abstrahlcharakteristik am distalseitigen Ende 8 des Lichtleiters 2 bewirkt, wobei gemäß Fig. 3 ein Strahlteiler 32 vor der Fokussierlinse 28 angeordnet ist, der den Laserstrahl in zwei parallele Bündel 14, 16 aufteilt, so daß sich am distalseitigen Leiterende 8 gleichzeitig beide Abstrahlcharakteristika 18 und 20 ergeben. Wird anstelle des Strahlteilers 32 ein selektiv einschwenkbarer Spiegel ver-

wendet, so läßt sich - ähnlich wie bei der Einrichtung gemäß Fig. 2 - eine wechselweise Umschaltung des Laserstrahls zwischen dem zentralen und dem ringkegelförmigen Auskoppelbereich 18 und 20 erreichen.

Fig. 4 zeigt eine Bestrahlungseinrichtung mit einer Laserlichtquelle 26, die gleichzeitig zwei unterschiedliche Wellenlängen, z. B. eine 1,06 μm - und eine 1,32 μm -Strahlung erzeugt. Die Laserstrahlung wird zunächst durch ein Prisma 34 hinsichtlich der Wellenlänge getrennt, und anschließend wird die 1,32 μm -Strahlung 14 axial, also innerhalb des zentralen Einkoppelwinkelbereichs 10 gemäß Fig. 1, und die 1,06 μm -Strahlung 16 mit Hilfe eines Reflektors 36 schräg, also innerhalb des Einkoppelwinkelbereichs 12, auf das proximale Leiterende 6 fokussiert, so daß die langwelligere Strahlung am distalen Leiterende 8 innerhalb des Auskoppelwinkelbereichs 18 austritt und auf die zentrale Teilzone 22 der Applikationsstelle auftrifft, während die kurzwelligere 1,06 μm -Strahlung vom distalen Leiterende 8 mit der ringkegelförmigen Abstrahlcharakteristik 20 emittiert wird und an der Applikationsstelle in der Ringzone 24 zur Einwirkung gebracht werden kann.

Die Bestrahlungseinrichtung gemäß Fig. 5 enthält eine zweiteilige Lichtquelle mit zwei unabhängig voneinander steuerbaren Lasern zur Erzeugung der z. B. hinsichtlich Wellenlänge, Betriebsart und /oder Leistung verschiedenartigen Laserlichtbündel 14, 16, von denen das eine - wiederum entsprechend dem Einkoppelwinkelbereich 10 gemäß Fig. 1 - axial und das andere mit Hilfe eines Spiegelsystems 38 innerhalb des Einkoppelwinkelbereichs 12 gemäß Fig. 1 schräg in das proximale Leiterende 6 eingekoppelt wird. Je nachdem, ob beide Strahlenbündel 14, 16 gleichzeitig oder zeitversetzt eingestrahlt werden, lassen sich am distalen Leiterende 8 entweder beide Abstrahlcharakteristika 18, 20 simultan erreichen oder es kann abwechselnd von der einen auf die andere Abstrahlcharakteristik umgeschaltet werden.

Die beschriebenen Lichtleiter- und Bestrahlungsanordnungen eignen sich insbesondere zur medizinischen Laserapplikation mit dünnen Endoskopen oder Kathetern. So erzeugen z. B. in der Gastroenterologie und Pneumologie thermisch wirkende Neodym-YAG-Laser mit einem herkömmlichen Lichtleiter bei senkrechtem Auftreffen der Laserstrahlung auf das Gewebe eine kreisförmige bestrahlte Fläche mit einem ausgeprägten Temperaturmaximum im Flächenmittelpunkt. Mit den erfindungsgemäßen Einrichtungen hingegen läßt sich durch gezielte Dosierung der beiden Strahlenbündel 14, 16, also etwa durch eine einfache Umschaltung der Einkoppelung entsprechend den Fig. 2, 3 oder 5, eine unabhängig von der zentralen Teilzone 22 bestrahlte Ringfläche 24 erzeugen und dadurch

eine wesentlich gleichmäßigere Temperaturverteilung mit einem vorzugsweise koagulierenden Effekt auf das biologische Gewebe erzielen. Wird dagegen eine blutarmer abtragende oder schneidende Wirkung des Laserstrahls gewünscht, so lassen sich beide Abstrahlcharakteristika simultan verwenden. So wird etwa mit den Einrichtungen gemäß den Fig. 4 und 5 das Gewebe durch die langwelligere Laserstrahlung im Zentrum der Applikationsstelle vaporisiert, während die umliegende Ringzone 24 durch die kurzwelligere Laserstrahlung koaguliert wird.

15 Ansprüche

1. Lichtleitereinrichtung, insbesondere medizinisches Applikationsteil, zur Lichtwellen-, insbesondere Laserlichtübertragung von einer Lichtquelle zu einer Applikationsstelle,

dadurch **gekennzeichnet**, daß

zur Übertragung mehrerer voneinander unabhängiger optischer Strahlenbündel (14, 16) ein einziger gemeinsamer Lichtleiter (2) vorgesehen und diesem auf der Eintrittsseite zwischen Lichtquelle und proximalem Leiterende (6) mehrere unterschiedliche Einkoppelwinkelbereiche (10, 12) und auf der Austrittsseite zwischen distalem Leiterende (8) und Applikationsstelle (22, 24) mehrere unterschiedliche, jeweils einem der Einkoppelwinkelbereiche entsprechende Auskoppelwinkelbereiche (18, 20) zugeordnet sind und jeder Ein- und zugeordnete Auskoppelwinkelbereich (10, 18 bzw. 12, 20) von jeweils einem der voneinander unabhängigen Strahlenbündel (14 bzw. 16) durchsetzt ist.

2. Bestrahlungseinrichtung für insbesondere biologische Materialien mittels optischer Strahlung, mit einem Lichtleiter zur Lichtwellen-, insbesondere Laserlichtübertragung von einer Lichtquelle zu einer Applikationsstelle, sowie mit einer zwischen Lichtquelle und proximalem Leiterende angeordneten Optik zur Einkoppelung der von der Lichtquelle erzeugten Strahlung in den Lichtleiter, dadurch **gekennzeichnet**, daß

mehrere, voneinander unabhängige Strahlenbündel (14, 16) durch die Optik (28 bis 38) in jeweils unterschiedlichen Einkoppelwinkelbereichen (10, 12) in die Eintrittsfläche (6) eines einzelnen Lichtleiters (2) eingestrahlt werden derart, daß sie am distalen Leiterende (8) getrennt voneinander in jeweils unterschiedlichen Auskoppelwinkelbereichen (18, 20) austreten.

3. Einrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch **gekennzeichnet**, daß

der eine Ein- und der zugeordnete Auskoppelwinkelbereich (10, 18) durch einen zur Lichtleiterachse (4) zentrischen Innenkegel gebildet ist, der ringförmig von mehreren, zum Innenkegel coaxialen, jeweils

einen weiteren Ein- bzw. zugeordneten Einkoppelwinkelbereich (12, 20) begrenzenden Kegelmantelflächen mit jeweils stufenweise bis zum Akzeptanzwinkel (α) des Lichtleiters (2) erhöhtem Öffnungswinkel (γ_1, γ_2) umschlossen ist. 1

4. Einrichtung nach Anspruch 3, dadurch **gekennzeichnet**, daß die Strahlenbündel (14, 16) in den Einkoppelwinkelbereichen (10, 12) jeweils als konvergente, auf die Lichtleiter-Eintrittsfläche (6) fokussierte Lichtkegel ausgebildet sind. 10

5. Einrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch **gekennzeichnet**, daß der Lichtleiter (2) eine Multimode-Lichtleitfaser ist. 15

6. Einrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch **gekennzeichnet**, daß die Strahlenbündel (14, 16) hinsichtlich Strahlungsleistung, Betriebsart und/oder Wellenlänge verschiedenartig bzw. unabhängig voneinander steuerbar sind. 20

7. Einrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch **gekennzeichnet**, daß die Strahlenbündel (14, 16) selektiv in das proximale Leiterende einkoppelbar sind. 25

8. Einrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch **gekennzeichnet**, daß eine mehrteilige Lichtquelle (26.1, 26.2) zur getrennten Erzeugung mindestens zweier, unter unterschiedlichen Einkoppelwinkeln auf den Lichtleiter (2) gerichteter Strahlenbündel (14, 16) vorgesehen ist. 30

9. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 - 7, dadurch **gekennzeichnet**, daß eine einzige Lichtquelle (26) vorgesehen ist und die Optik einen Strahlteiler (32, 34) zur Aufteilung der Lichtstrahlung auf die einzelnen Einkoppelwinkelbereiche (10, 12) enthält. 35

10. Einrichtung nach Anspruch 9, dadurch **gekennzeichnet**, daß die Lichtquelle (26) als Laser mit gleichzeitig mehreren Wellenlängen ausgebildet und als Strahlteiler ein Prisma (34) zur Aufteilung des Laserlichtes in jeweils monochromatische Lichtbündel (14, 16) vorgesehen ist. 40

11. Einrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch **gekennzeichnet**, daß die Optik mindestens einen umschaltbaren Lichtdeflektor (30, 32, 36, 38) mit einer oder mehreren aktiven, jeweils einem der Einkoppelwinkelbereiche (12) zugeordneten Schaltpositionen enthält. 45

Fig.1

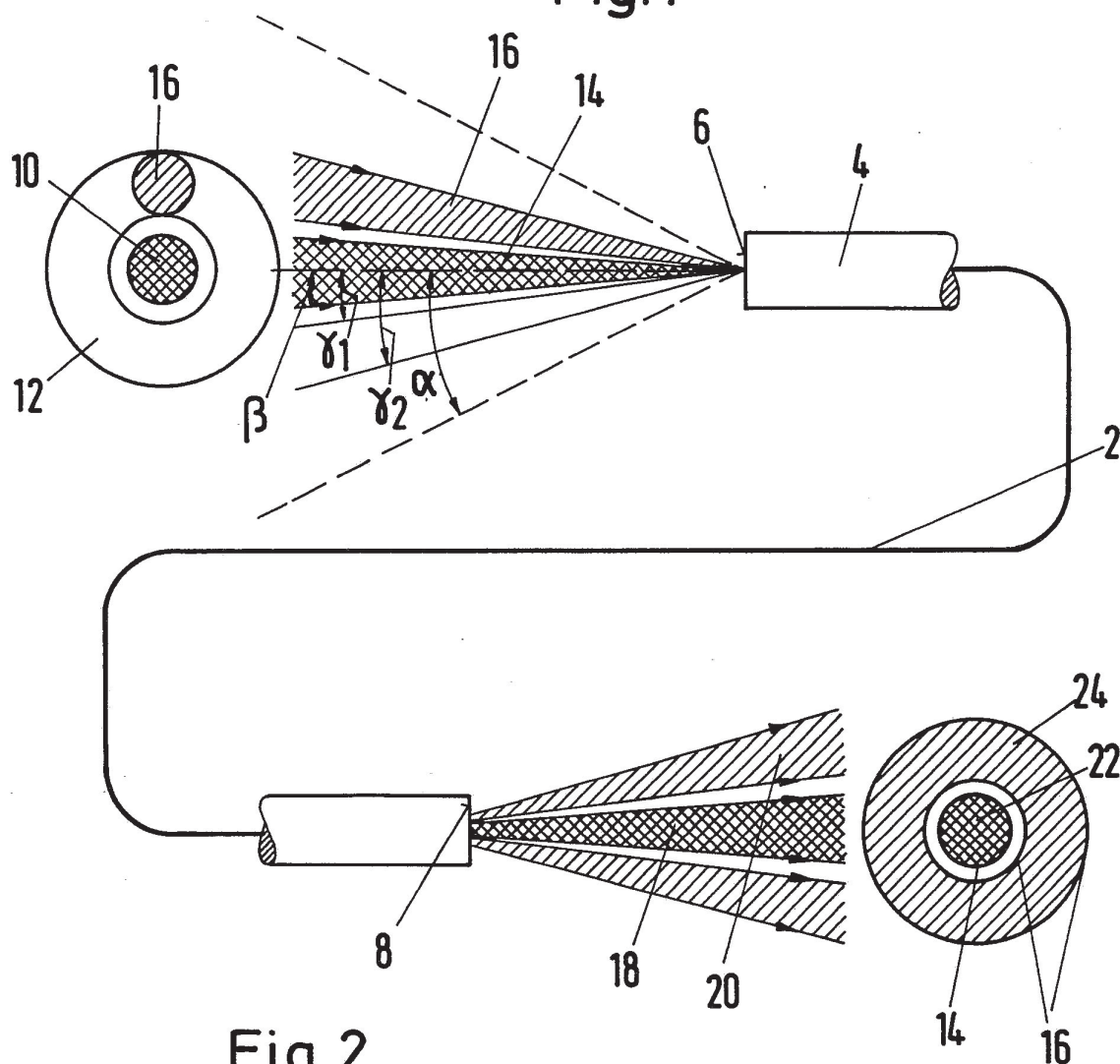


Fig.2

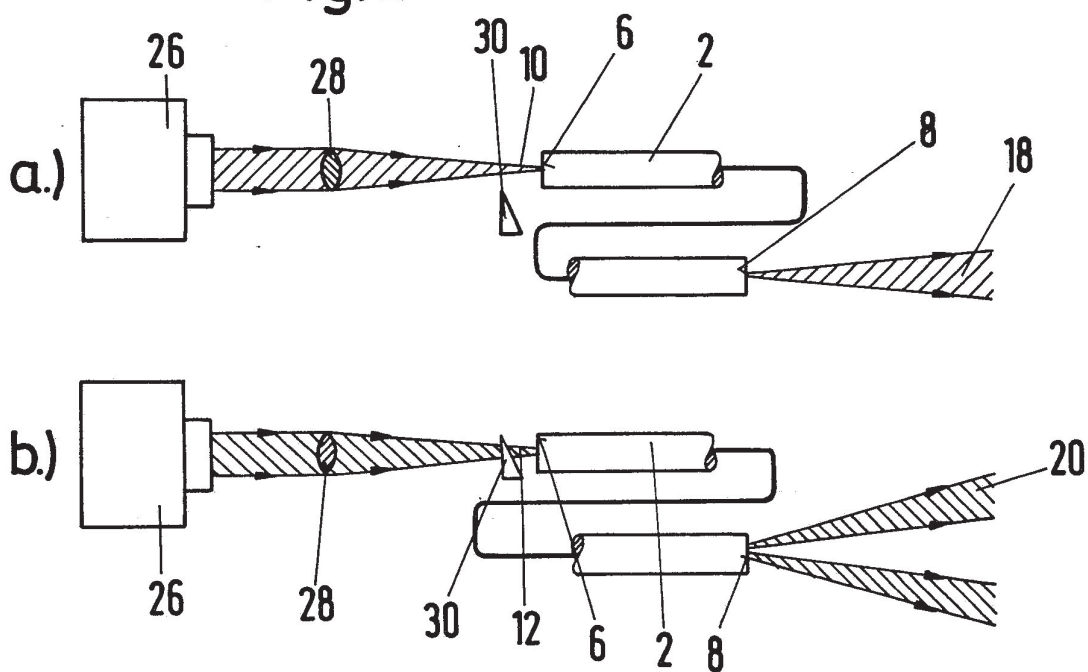


Fig.3

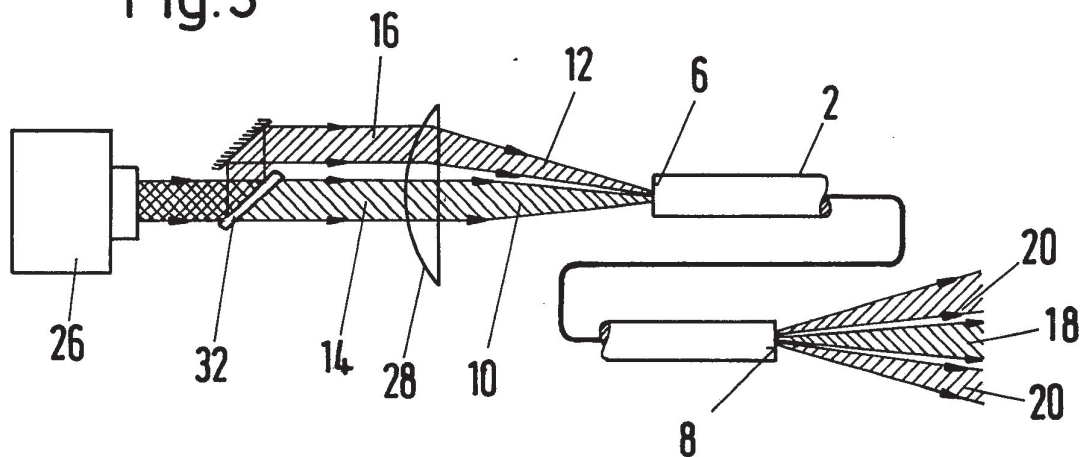


Fig.4

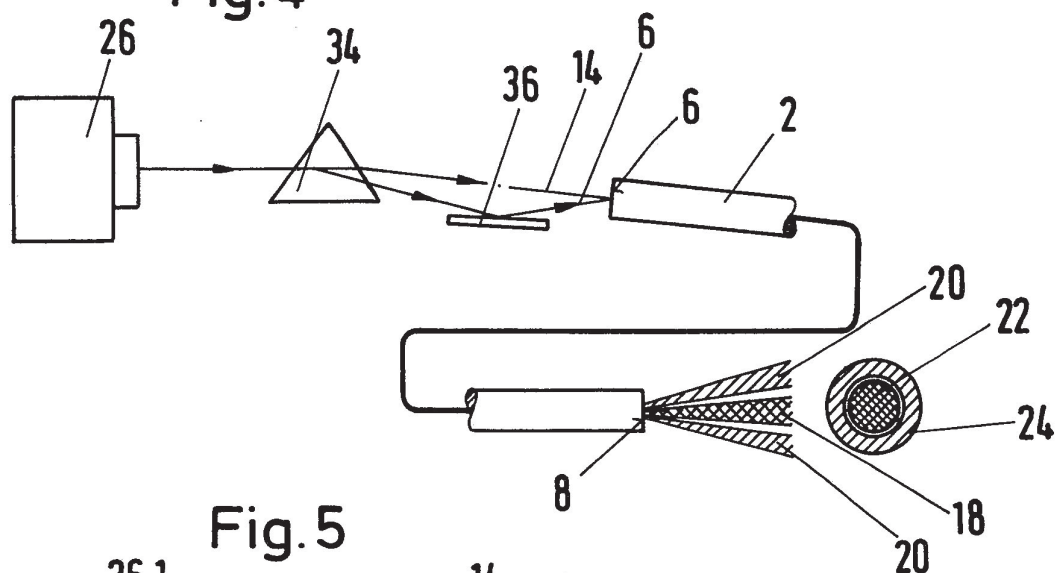
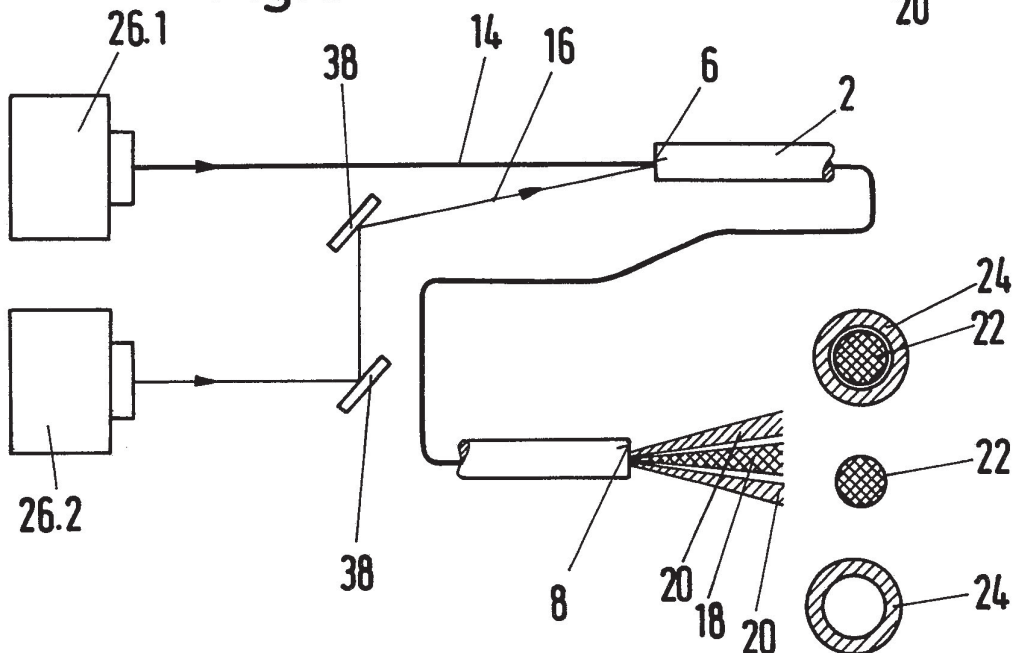


Fig.5





12

EUROPEAN PATENT APPLICATION

21 Application number: 89106487.5

51 Int. Cl.⁵: A61B 17/00

22 Filing date: April 12, 1989

30 Priority: October 6, 88 DE 3833993

43 Publication date of the application:
April 11, 1990 Patent Bulletin 90/15

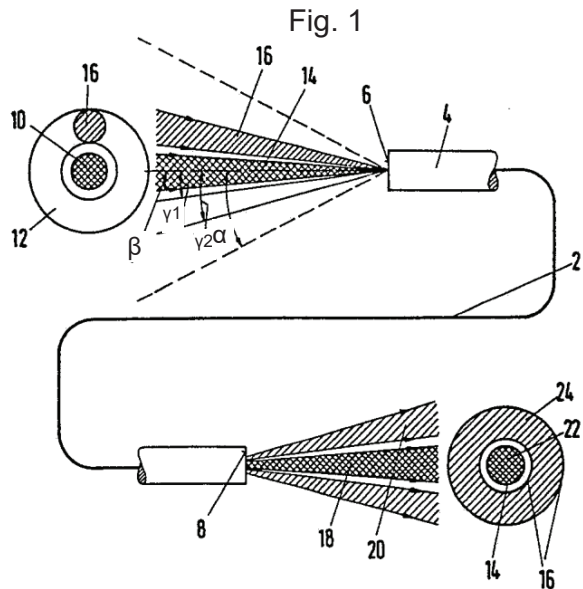
84 Designated Contracting States:
AT BE CH DE ES FR GB GR IT LI LU NL SE

71 Applicant: Messerschmitt-Bölkow-Blohm
Limited Liability Company (GmbH)
Robert-Koch-Strasse
D-8012 Ottobrunn (DE)

72 Inventor: Hessel, Stefan, Dr.
Evastrasse 34
D-8000 Munich 81 (DE)
Inventor: Frank, Frank, Dr.
Sarreiterweg 13
D-8017 Ebersberg (DE)
Inventor: Wondrazek, Fritz, Dr.
Riegelstrasse 27
D-8068 Pfaffenhofen (DE)

54 Optical waveguide and irradiation device.

57 For laser-light irradiation, in particular of biological materials, using an optical waveguide (2) for transmitting laser light from a light source to an application site, several mutually independent light beams (14, 16) are transmitted through a single common optical waveguide in such a way that, on the input side (6) between the light source and the proximal end of the guide, several different coupling-angle ranges (10, 12) are assigned, and on the output side (8) between the distal end of the guide and the application site, several different decoupling-angle ranges (18, 20) corresponding respectively to the coupling-angle ranges are assigned. Each coupling-angle range and its associated decoupling-angle range (10, 18 or 12, 20) is traversed by one of the mutually independent light beams (14 or 16).



Optical Waveguide and Irradiation Device

The invention relates to an optical waveguide device, in particular a medical applicator, according to the preamble of claim 1, and to an irradiation device for biological materials in particular by means of optical radiation, according to the preamble of claim 2.

It is known that laser beams, in medical and other technical applications, produce different effects at the application site depending on their wavelength, mode of operation (continuous-wave, pulsed, or Q-switched), and irradiation parameters, such as energy, intensity or radiation characteristics. For example, the 1.06 μm radiation of a neodymium-YAG laser has a predominantly coagulating effect on biological tissue, whereas longer-wavelength laser radiation has a predominantly cutting effect. If the different irradiation effects are to be achieved sequentially or simultaneously, each with appropriate dosing, in different partial zones of the application site, a difficulty arises in that, with known devices of the type in question, due to restricted space conditions - for example, in the lumen of hollow organs - only a single optical waveguide without switching or control capability at the distal end is available. As a result, such multifunctional application is possible only to a very limited degree, and then only by replacing the applicator system, including the optical waveguide, which is not always permissible and is, in any case, cumbersome to operate.

The object of the invention is to design a device of the claimed type such that several different types of irradiation effects, each individually dosable, can be achieved in spatially separated sub-zones at the application site using a single optical waveguide in structurally simple ways and without control effort at the distal end.

This object is achieved according to the invention by the optical waveguide device of claim 1 and the irradiation device of claim 2.

According to the invention, several mutually independent light beams are transmitted by a single optical fiber in such a way that they are coupled into the proximal end at different coupling angles and, by making use of specific properties of the optical waveguide, emerge at the distal end in spatially separated decoupling-angle ranges, without requiring any separating or control elements for the emitted light beams. With the devices according to the invention, it

is possible, solely through control at the proximal end - where, unlike at the distal end, sufficient space is available - to produce several different application effects, each individually dosable, either simultaneously or sequentially, in different sub-zones at the application site, which may optionally overlap. The invention is therefore particularly well suited for medical applications in confined treatment fields, where the overall therapeutic success depends on the synergistic effect of several different optical irradiation effects, in particular laser light effects, each of which is individually controllable.

In a further advantageous embodiment of the invention, the coupling and decoupling-angle ranges according to claim 3 are preferably arranged radially symmetrically about the central axis of the optical waveguide, so that even in optical waveguides with a limited maximum aperture, the individual light beams can still be clearly separated without difficulty. For the same reason, according to claim 4, the light beams are advantageously coupled as convergent light cones focused on the entrance surface of the optical waveguide. For the separate transmission of light beams, at laser light wavelengths on the order of about 3 μm to 2 μm , a conventional multimode optical glass fiber is completely sufficient as an optical waveguide, as preferred according to claim 5.

The different individual effects of the light beams are preferably achieved according to claim 6 in that the light beams differ from one another in radiation power, operating mode, and/or wavelength, or are controllable independently of each another. In a particularly simple structural manner, the light beams are coupled selectively into the proximal end of the optical waveguide by a two-point control according to claim 7.

For the different light beams, a multipart light source with several separate light generators is provided according to claim 8. According to a second, significantly simpler structural variant, a single-part light source with a downstream beam splitter is used to divide the light radiation into the individual light beams according to claim 9. In this case, for light beams of different wavelengths, a laser emitting multichromatic light radiation is preferably provided as the light source, and a prism that splits the laser radiation as a function of wavelength is provided as the beam splitter, according to claim 10. In a particularly

simple structural manner, selective control of the individual coupling-angle ranges with the associated light beams is achieved according to claim 11 by means of a switchable mirror or a similar light-deflecting or light-blocking switching element, with at least one active switching position assigned to each coupling-angle range.

The invention is described in greater detail below with reference to the exemplary embodiments schematically illustrated in the figures. The figures show:

Fig. 1 shows an optical waveguide for transmitting two mutually independent light beams, including the respective, distinct coupling and decoupling-angle ranges;

Fig. 2 shows an irradiation device with a selectively adjustable light deflector in the form of a prism arranged at the proximal end of the optical waveguide, for alternately directing the radiation emitted by a light source to different coupling-angle ranges;

Fig. 3 shows an irradiation device with a beam splitter arranged between the light source and the optical waveguide, for splitting the light radiation into two parallel light beams that are coupled in and out at different angles;

Fig. 4 shows an irradiation device with a single laser light source for simultaneously generating two wavelengths, including the coupling-side and decoupling-side beam paths; and

Fig. 5 shows an irradiation device with a two-part light source for separate generation of light beams, including their respective coupling and emission characteristics.

Fig. 1 shows an optical waveguide 2 in the form of a multimode single fiber with entrance and exit surfaces 6, 8 oriented perpendicularly to the optical waveguide axis 4, and an acceptance cone defined by the aperture angle α . Two different coupling-angle ranges are assigned to the optical waveguide 2 at its proximal end within the acceptance cone: an inner coupling-angle range 10, formed by a central cone coaxial with the guide axis 4 and directed toward the entrance surface 6, having a half apex angle β , and an outer coupling-angle range 12, which surrounds the inner cone 10 in a ring shape and is bounded by conical lateral surfaces also directed toward the entrance surface 6 and coaxial with the optical waveguide axis 4, each having half apex angles γ_1 and γ_2 that are stepwise increased relative to β .

Within each coupling-angle range 10 and 12, a convergent light beam is focused onto the entrance

surface 6 of the optical waveguide 4, namely the cross-hatched, axially symmetric central light beam 14 on the one hand, and the obliquely incident light beam 16 on the other. Due to the specific transmission properties of the optical waveguide 2, the central light beam 14 emerges at the distal end of the guide within an axially symmetric output-angle range 18 corresponding to the coupling-angle range 10, while the oblique beam 16 exits the optical waveguide 2 within an output-angle range 20 corresponding to the coupling-angle range 12, as a ring-shaped beam, spatially separated from the central light beam. The sizes of the coupling-angle ranges 10 and 12 are to be chosen, taking into account the numerical aperture of the optical waveguide 2, so that the light beams 14 and 16 do not overlap at the distal end, while minimizing transmission losses. In this way, by means of control interventions at the proximal end of the optical waveguide 2, several independent beams 14 and 16, with different emission characteristics and, if desired, different wavelengths, can be applied simultaneously or successively to separate sub-zones 22 and 24 at the application site at the distal end, without the need to replace the optical waveguide 2.

The irradiation device according to Figs. 2a and 2b comprises, in addition to the optical waveguide 2 shown in Fig. 1, a laser light source 26 and optics arranged between the source and the proximal end of the optical waveguide, including a focusing lens 28 and a light deflector 30 in the form of a prism, positioned directly in front of the coupling-side end surface 6 of the optical waveguide 2 and selectively pivotable into the beam path of the focusing lens 28. By means of this deflector, the convergent laser beam can be alternately directed into the axially symmetric, central coupling-angle range 10 (Fig. 2a) or into the obliquely offset outer coupling-angle range 12, thereby changing the emission characteristics at the distal end 8 of the optical waveguide in such a way that the laser radiation is emitted first into the central output coupling-angle range 18 corresponding to coupling-angle range 10 and then, in the active switching position of the prism 30, into the annular output coupling-angle range 20.

In the irradiation device according to Fig. 3, a selectively controllable emission characteristic is achieved at the distal end 8 of the optical waveguide 2 by a parallel lateral displacement of a laser beam generated by the laser light source 26 in front of the coupling-side focusing lens 28. As shown in Fig. 3, a beam splitter 32 is arranged in front of the focusing lens 28, which divides the laser beam into two parallel beams 14, 16, so that both emission characteristics 18 and 20 are simultaneously present at the distal end 8

of the optical waveguide. If a selectively insertable mirror is used instead of the beam splitter 32, an alternating switching of the laser beam between the central and the annular cone-shaped output coupling-angle ranges 18 and 20 can be achieved, in a manner similar to the device according to Fig. 2.

Fig. 4 shows an irradiation device with a laser light source 26 that simultaneously generates radiation at two different wavelengths, for example 1.08 μm and 1.32 μm . The laser radiation is first separated by wavelength by means of a prism 34. The radiation at 1.32 μm (14) is then focused axially - i.e. within the central coupling-angle range 10 according to Fig. 1 - onto the proximal end 6 of the waveguide, while the radiation at 1.06 μm (16) is focused obliquely, i.e. within the coupling-angle range 12, onto the proximal end 6 by means of a reflector 36. As a result, the longer-wavelength radiation emerges at the distal end 8 within the output coupling-angle range 18 and impinges on the central sub-zone 22 of the application site, whereas the shorter-wavelength 1.06 μm radiation is emitted from the distal end 8 with an annular, cone-shaped emission characteristic 20 and can act on the annular zone 24 of the application site.

The irradiation device according to Fig. 5 comprises a two-part light source with two lasers that are independently controllable for generating laser beams 14, 16 which differ, for example, in wavelength, operating mode, and/or power. One of these beams is coupled axially into the proximal end 6 of the waveguide within the coupling-angle range 10 according to Fig. 1, while the other is coupled obliquely into the proximal end 6 within the coupling-angle range 12 according to Fig. 1 by means of a mirror system 38. Depending on whether both light beams 14, 16 are coupled in simultaneously or with a time offset, either both emission characteristics 18, 20 can be produced simultaneously at the distal end 8 of the waveguide, or it is possible to switch alternately from one emission characteristic to the other.

The described optical waveguide and irradiation arrangements are particularly suitable for medical laser applications using thin endoscopes or catheters. For example, in gastroenterology and pulmonology, thermally acting neodymium:YAG lasers, when used with a conventional optical waveguide, produce - upon perpendicular incidence of the laser radiation on the tissue - a circular irradiated area with a pronounced temperature maximum at the center of the area. With the devices according to the invention, however, targeted dosing of the two light beams 14, 16 - such as by simple switching of the coupling in accordance with Figs. 2, 3, or 5 - makes it possible to generate an annular irradiated area 24 independently of the central

sub-zone 22, thereby achieving a substantially more uniform temperature distribution with a preferably coagulating effect on the biological tissue. If, on the other hand, a bloodless ablative or cutting effect of the laser beam is desired, both emission characteristics can be employed simultaneously. For example, with the devices according to Figs. 4 and 5, the tissue at the center of the application site is vaporized by the longer-wavelength laser radiation, while the surrounding ring zone 24 is coagulated by the shorter-wavelength laser radiation.

Claims

1. Optical waveguide device, in particular a medical application part, for transmitting light waves, especially laser light, from a light source to an application site,

characterized in that,

for the transmission of several independent optical light beams (14, 16), a single common optical waveguide (2) is provided, and on the entry side between the light source and the proximal end of the optical waveguide (6), several different coupling-angle ranges (10, 12) are assigned, while on the exit side between the distal end of the optical waveguide (8) and the application site (22, 24), several different decoupling-angle ranges (18, 20) are assigned, each corresponding to one of the coupling-angle ranges, with each coupling-angle range and its associated decoupling-angle range (10, 18 or 12, 20) traversed by one of the independent light beams (14 or 16).

2. Irradiation device for, in particular, biological materials by means of optical radiation, with an optical waveguide for transmitting light waves, in particular laser light, from a light source to an application point, and with optics arranged between the light source and the proximal end of the optical waveguide for coupling the radiation generated by the light source into the optical waveguide,

characterized in that,

several independent light beams (14, 16) are directed through the optics (28 to 38) into the entrance surface (6) of a single optical waveguide (2) in different coupling-angle ranges (10, 12) such that they exit separately at the distal end of the optical waveguide (8) in different decoupling-angle ranges (18, 20).

3. Device according to claim 1 or 2, **characterized** in that,

the input and associated output coupling-angle ranges (10, 18) are formed by an inner cone centered on the axis of the optical waveguide (4), which is enclosed in a ring shape by several conical lateral surfaces coaxial to the inner cone, each defining a further input or

associated output coupling-angle range (12, 20) with an opening angle (γ_1 , γ_2) that is increased stepwise up to the acceptance angle (α) of the optical waveguide (2). 1

4. Device according to claim 3 **characterized** in that, 5
the light beams (14, 16) in the coupling-angle ranges (10, 12) are each formed as convergent light cones focused onto the entrance surface (6) of the optical waveguide. 10

5. Device according to any one of the preceding claims, **characterized** in that,
the optical waveguide (2) is a multimode optical fiber.

6. Device according to any one of the preceding claims, 15
characterized in that,
the light beams (14, 16) differ with respect to radiation power. Operating mode and/or wavelength can be controlled in different ways or independently of each other. 20

7. Device according to any one of the preceding claims,
characterized in that,
the light beams (14, 16) can be selectively coupled into the proximal end of the optical waveguide. 25

8. Device according to one of the preceding claims,
characterized in that,
a multi-part light source (26.1, 26.2) is provided for the separate generation of at least two light beams (14, 16) 30
directed onto the optical waveguide (2) at different coupling angles.

9. Device according to any one of claims 1-7, **characterized** in that,
a single light source (26) is provided and the 35
optics include a beam splitter (32, 34) for splitting the light radiation into the individual coupling-angle ranges (10, 12).

10. Device according to claim 9 **characterized** in that, 40
the light source (26) is designed as a laser with several wavelengths simultaneously and a prism (34) is provided as a beam splitter to divide the laser light into monochromatic light beams (14, 16).

11. Device according to any one of the preceding claims, 45
characterized in that,
the optics include at least one switchable light deflector (30, 32, 36, 38) with one or more active switching positions, each assigned to one of the coupling-angle ranges (10, 12). 50

Fig. 1 |

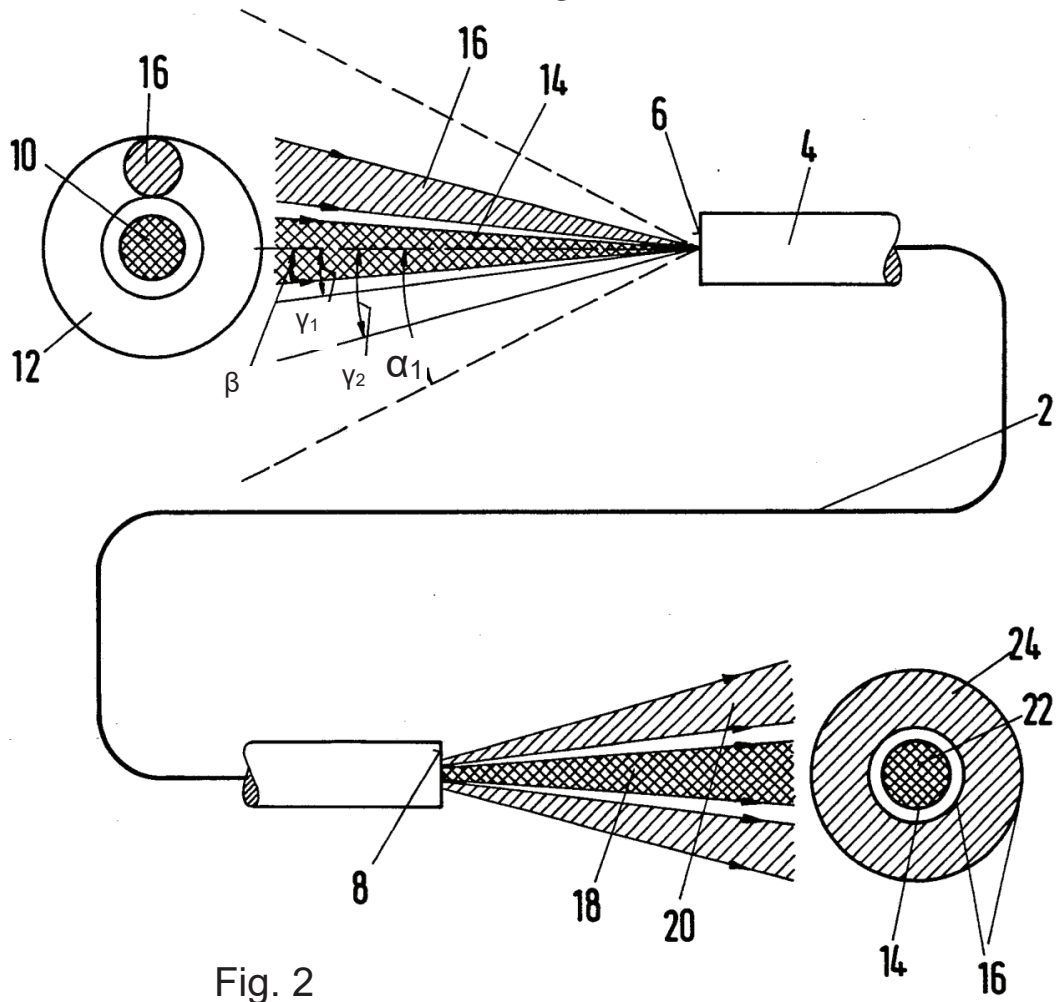


Fig. 2

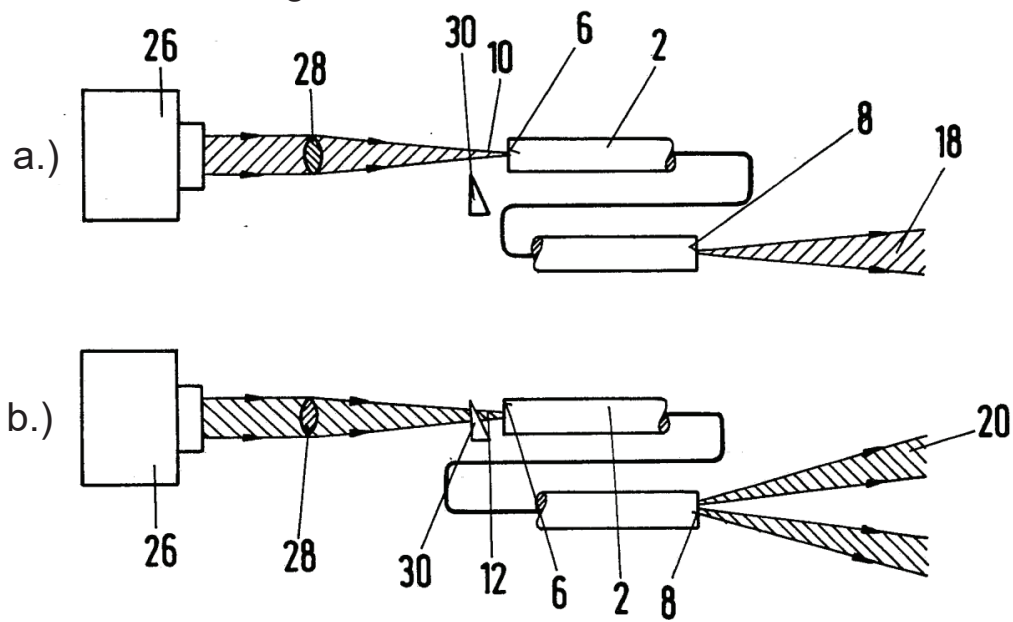


Fig. 3

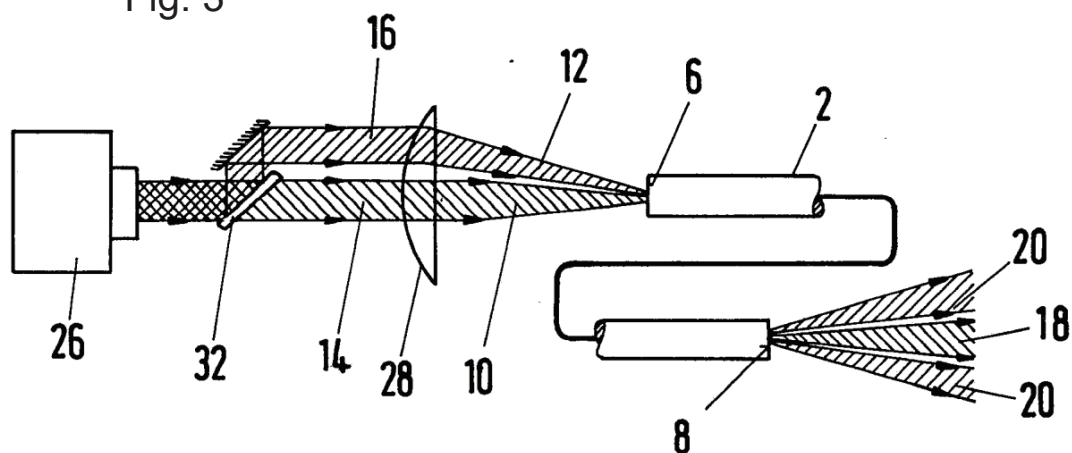


Fig. 4

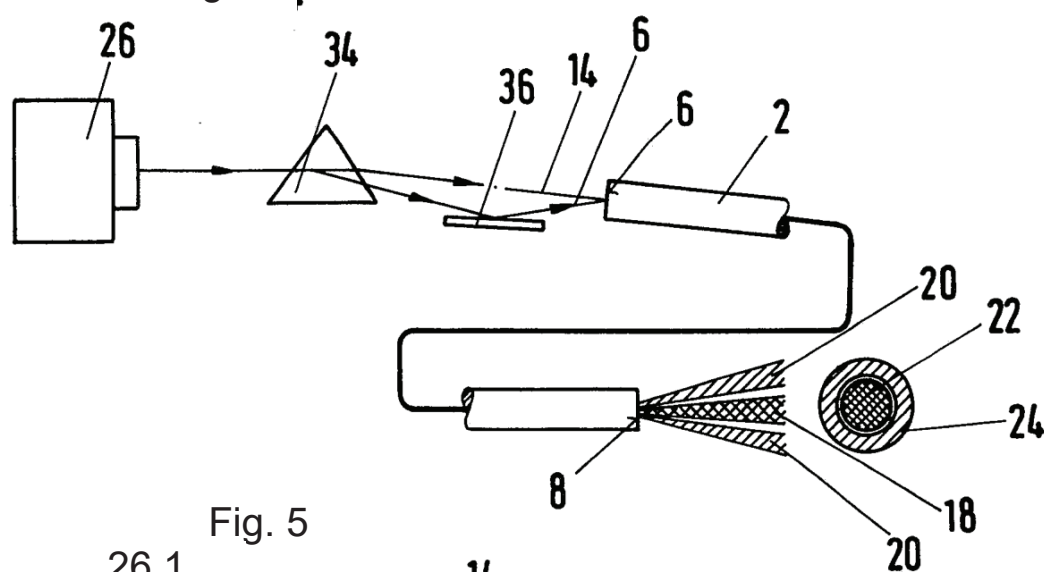
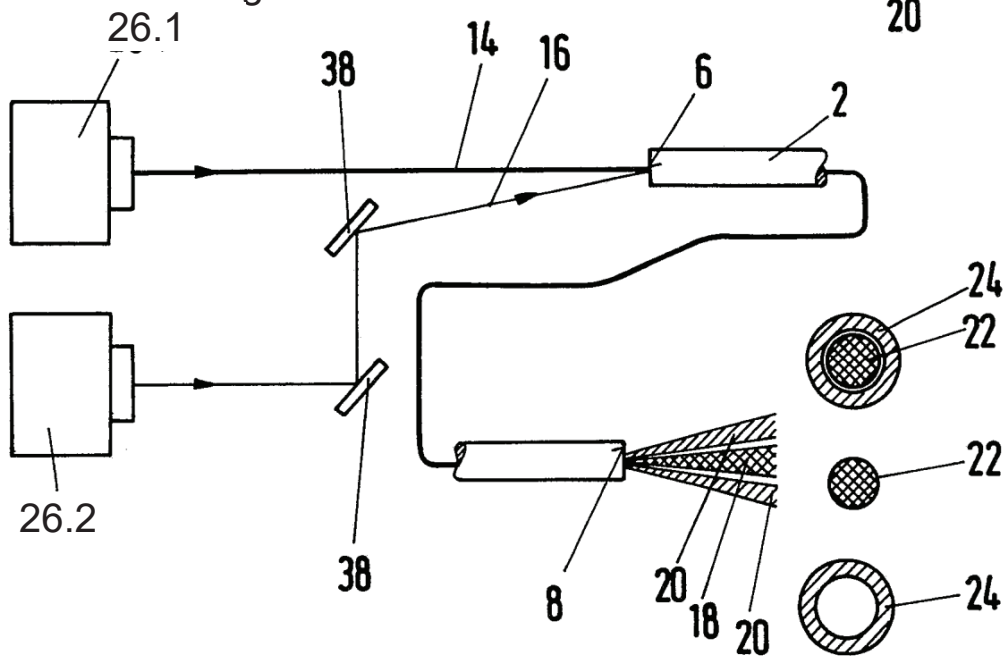


Fig. 5





January 12, 2026

Certification

Welocalize Translations

TRANSLATOR'S DECLARATION:

I, **James LaRue**, hereby declare:

That I possess advanced knowledge of the German and English languages. The attached German into English translation has been translated by me and to the best of my knowledge and belief, it is a true and accurate translation of:
EP0362466A2 (2).pdf

(Digital or printed signature here above the line)

A handwritten signature in cursive script, appearing to read "J LaRue", positioned above a horizontal line.

James LaRue

Project Number: #DEIS_2601_P0002

15 W. 37th Street 4th Floor
New York, NY 10018
212.581.8870