



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 27 251 T2 2004.11.25**

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 007 154 B1**

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: **A61N 5/06**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 27 251.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US97/20435**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 947 421.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 98/22034**

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

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **28.05.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.06.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **14.01.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **25.11.2004**

(30) Unionspriorität:

**33335 P**                      **21.11.1996**                      **US**

**922263**                      **02.09.1997**                      **US**

(74) Vertreter:

**Luderschmidt, Schüler & Partner, 65189  
Wiesbaden**

(73) Patentinhaber:

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

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**DE, FR, GB, IE, NL**

(72) Erfinder:

**CROWLEY, J., Robert, Sudbury, US**

(54) Bezeichnung: **MEDIZINISCHES EINGRIFFSSYSTEM ZUM EMITTIEREN PHOTONISCHER ENERGIE**

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

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

**Beschreibung**

## Technisches Gebiet

**[0001]** Diese Erfindung bezieht sich auf Lichtquellen und insbesondere auf Miniaturlichtquellen zur Positionierung innerhalb eines Körpers zur Gewebecharakterisierung und -behandlung.

## Hintergrund der Technik

**[0002]** Mediziner haben Licht verwendet, um eine Diagnose und Therapie von Gewebe durch Liefern von Licht zu dem Gewebe durchzuführen. Medizinische Anwendungen, die Licht verwenden, umfassen beispielsweise die Photoaktivierung von Arzneimitteln, die Überwachung von Blutglukosepegeln, die Gewebespektroskopie, die Beleuchtung von innerem Gewebe und die Gewebeablation. Lichtsystementwickler haben eine Vielfalt von Verfahren entwickelt, um Licht zu einem Gewebebereich von Interesse zu liefern. An Kathetern und Sonden angeordnete lichtemittierende Diodenarrays mittlerer Leistung sind zum Aktivieren von photoaktiven Arzneimitteln, wie beispielsweise HPD (Photofrin) und SNeT<sub>2</sub> (Zinn-Etloporpurin-Dichlorid), verfügbar, um eine photodynamische Therapie (PDT) durchzuführen. Die meisten Lichtsysteme, die Licht hoher Energie erzeugen, sind äußere Lichtquellen, die optische Fasern verwenden, um Licht an eine Vielfalt von anatomischen Positionen innerhalb des Körpers zu liefern. Weitere Wege, um Energie zu einem inneren Gewebebereich zu liefern, umfassen die Direkterwärmung mittels Leitungsverlusts durch einen Katheter oder Ballonelektroden, das durch Nadeln oder Katheter geführte radioaktive Impfen, das Einführen kryogenisch gekühlter Katheterspitzen und das Verwenden verschiedener Lichtdiffusoren oder Ultraschallwandler.

**[0003]** Im Allgemeinen verlangen Gesundheitsdienste gemäß den Richtlinien für betreute Pflege, dass medizinische Verfahren effektiver, schneller und kostengünstiger sind. Verschiedene Erfolg versprechende medizinische Diagnose- und Behandlungssysteme, die Lichtquellenenergie verwenden, sind aufgrund der hohen Kosten der Geräte kommerziell nicht erfolgreich geworden. Die meisten Lichtsysteme hoher Energie sind kostspielig, groß und komplex, da sie eine äußere Lichtquelle, lichtleitende Fasern, Wandler und Verbinder erfordern.

**[0004]** Die Verwendung optischer Fasern, um Licht zu liefern, stellt verschiedene Probleme dar. Um eine ausreichende Menge von Lichtenergie von der Lichtquelle zu einem inneren Gewebebereich zu transportieren, muss eine erhebliche Menge von optischen Fasern in einer Eingriffsvorrichtung enthalten sein. Eine Eingriffsvorrichtung (z. B. ein Katheter, ein Endoskop, ein Führungsdraht, eine Nadel oder eine Einführungseinrichtung) weisen jedoch nicht viel Platz

auf, und optische Fasern höherer Qualität, die weniger Platz belegen, sind kostspielig. Optischen Fasern fehlen ebenfalls mechanische Eigenschaften, die notwendig sind, um mit einer Eingriffsvorrichtung verwendet zu werden. Optische Fasern können brechen, wenn sie gebogen werden, und weisen verglichen mit herkömmlichen Kathetermaterialien eine relativ hohe Steifigkeit auf. Daher ist es schwierig, eine biegsame Spitze für einen Katheter auszugestalten, der optische Fasern umfasst. Die Gesamtbiegsamkeit einer Eingriffsvorrichtung, die optische Fasern umfasst, ist begrenzt. Außerdem erfordern optische Fasern einen kostspieligen Abschlussverbinder, und müssen ordnungsgemäß gekoppelt sein, um einen ausreichenden Lichtdurchsatz zu gewährleisten. Der Signalwirkungsgrad von fasergestützten Vorrichtungen hängt sehr von der Fähigkeit der Vorrichtung ab, ausreichend Licht in die Fasern bei der gewünschten Wellenlänge zu koppeln, wobei es jedoch eine Herausforderung ist, Licht von einer Lampenquelle in Fasern mit kleinen Durchmessern wirksam zu koppeln.

**[0005]** Bekannte Lichtsysteme hoher Energie neigen ebenfalls dazu, unerwünschte Nebeneffekte zu verursachen. Das Licht hoher Intensität, das für medizinische Verfahren notwendig ist, kann eine thermische Zerstörung normaler Gewebebereiche verursachen, da die langen Lichtsignale sowohl eine hohe Intensität als auch eine lange Dauer aufweisen.

**[0006]** Die WO-A-91/15253 ist Stand der Technik für die vorliegende Anmeldung. Die WO-A-91/15253 offenbart eine Eingriffsvorrichtung mit einem Gehäuse, einem akustischen Wandler und einem akustischen leitenden Medium innerhalb des Gehäuses und benachbart dem akustischen Wandler. Die Vorrichtung umfasst eine Linse zum Fokussieren von Ultraschall in dem Gewebe außerhalb des Gehäuses. Die vorliegende Erfindung ist, wie sie in den unabhängigen Ansprüchen beansprucht wird. Optionale Merkmale werden in den abhängigen Ansprüchen dargelegt.

**[0007]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf verbesserte Lichtsysteme hoher Energie zur Verwendung bei Eingriffsvorrichtungen für medizinische Anwendungen. Die erfindungsgemäßen Lichtsysteme hoher Energie umfassen Miniaturlichtquellen, die im Stande sind, modulare Lichtwellen hoher Intensität zu erzeugen, und im Stande sind, bei oder nahe der Spitzen verschiedener Eingriffsvorrichtung angeordnet zu werden (z. B. einem Katheter, einem Endoskop, einem Führungsdraht, einer Nadel oder einer Einführungseinrichtung). Die vorliegende Erfindung eliminiert daher die Notwendigkeit für kostspielige proximal angeordnete Lichtquellen, Wandler, Fasern und Verbinder. Die vorliegende Erfindung stellt ferner Lichtquellen bereit, die eine modulare Lichtausgabe in einem Spektrum erzeugen, das von Ultraviolett bis zu Röntgenstrahlen reicht. Die Lichtwellen mit hoher Leistung und kurzer Dauer ermöglichen einen siche-

ren Betrieb ohne übermäßige Wärmeeffekte.

**[0008]** Im Allgemeinen zeichnet sich die Erfindung bei einem Aspekt durch eine Eingriffsvorrichtung aus, die eine Miniaturbeleuchtungsvorrichtung zum Erzeugen und Liefern modularer photonischer Energie mit hoher Energie an einen inneren Gewebebereich für diagnostische und/oder therapeutische Zwecke umfasst. Die Beleuchtungsvorrichtung ist im Stande, an oder nahe einem distalen Ende der Eingriffsvorrichtung angeordnet zu werden, wobei die Notwendigkeit für lichttragende Leiter eliminiert wird, um von einer äußeren Lichtquelle erzeugtes Licht zu liefern. Die Vorrichtung kann ferner ein Rückkopplungssystem und einen Lichtleiter umfassen, um Lichtleistung an das Rückkopplungssystem zu liefern.

**[0009]** Die Beleuchtungsvorrichtung ist ein sonolumineszentes Lichtmodul. Das sonolumineszente Lichtmodul umfasst ein Gehäuse, einen akustischen Wandler und ein akustisches leitendes Medium. Das akustische leitende Medium ist innerhalb des Gehäuses benachbart dem akustischen Wandler positioniert. Der akustische Wandler umfasst ein piezoelektrisches Material und eine Wellenanpassungsschicht. Das sonolumineszente Lichtmodul ist im Stande, ein Lichtspektrum im Röntgenstrahlungsbereich zu erzeugen.

#### Kurzbeschreibung der Zeichnungen

**[0010]** In den Zeichnungen beziehen sich gleiche Bezugszeichen im Allgemeinen auf gleiche Teile überall in den unterschiedlichen Ansichten. Die Zeichnungen sind außerdem nicht notwendigerweise maßstabsgerecht, wobei die Betonung anstatt auf die Veranschaulichung der Prinzipien der Erfindung gelegt wird.

**[0011]** Fig. 1 ist eine schematische Darstellung einer medizinischen Vorrichtung mit einer Energiequelle, einer Signalleitung und einem Energieemitter, der in einer Eingriffsvorrichtung eingefügt ist.

**[0012]** Fig. 2A ist ein Diagramm einer Bogenlampe zur Positionierung innerhalb eines Körpers.

**[0013]** Fig. 2B ist ein Diagramm einer Bogenlampe in Kommunikation mit einem Rückkopplungssystem.

**[0014]** Fig. 3A ist ein Diagramm einer Entladungsröhre, die an einem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung angeordnet ist.

**[0015]** Fig. 3B ist ein Diagramm einer Entladungsröhre in Kommunikation mit einer Batterie und einem Kondensator.

**[0016]** Fig. 3C ist ein Diagramm der Entladungsröhre von Fig. 3A, die innerhalb eines Ballonkatheters angeordnet ist, der einen Stent einsetzt.

**[0017]** Fig. 4 ist ein Diagramm einer Ausführungsform der Erfindung einer sonolumineszenten Lichtquelle in Kommunikation mit einem Impulsgenerator.

**[0018]** Fig. 5A ist ein Diagramm einer Multielektroden-Funkenstrecke zur Positionierung innerhalb einer Eingriffsvorrichtung.

**[0019]** Fig. 5B ist ein Diagramm einer Glühlichtquelle.

**[0020]** Fig. 6 ist ein Diagramm einer Laserdioden-gesteuerten Lichtquelle, die an einem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung angeordnet ist.

**[0021]** Fig. 7A ist ein Diagramm einer Entladungslampe in Kommunikation mit einem Transformator.

**[0022]** Fig. 7B ist ein Diagramm einer Leuchtstoffbeleuchtungsvorrichtung, die von einer Gunn-Diode gesteuert wird.

**[0023]** Fig. 8A ist ein Diagramm eines Katheters zur Verwendung mit einer Miniaturbeleuchtungsvorrichtung.

**[0024]** Fig. 8B ist ein Diagramm einer Nadel zur Verwendung mit einer Miniaturbeleuchtungsvorrichtung.

**[0025]** Fig. 8C ist ein Diagramm eines Führungsdrahtes zur Verwendung mit einer Miniaturbeleuchtungsvorrichtung.

**[0026]** Fig. 8D und 8E sind Diagramme von Endoskopen zur Verwendung mit einer Miniaturbeleuchtungsvorrichtung.

#### Beschreibung

**[0027]** Mit Bezug auf Fig. 1 umfasst eine medizinische Vorrichtung 2 eine Energiequelle 1, eine Signalleitung 3, eine Beleuchtungsvorrichtung 5 und eine Eingriffsvorrichtung 7 zum Einführen der Beleuchtungsvorrichtung 5 in einen inneren Gewebebereich. Die Energiequelle kann beispielsweise eine äußere Batterie, eine Leistungsversorgung, ein Impulsgenerator oder ein RF-Generator sein. Die Energiequelle 1 kann von einem Computer oder Mikroprozessor gesteuert werden. Die Energiequelle 1 liefert Energie an einen Port 11. Die medizinische Vorrichtung umfasst ebenfalls einen Zeitgeber 9 zum Begrenzen der Dauer der an den Port 11 gelieferten Energie. Eine Signalleitung 3 erstreckt sich entlang der Länge der Eingriffsvorrichtung 7 und stellt eine elektrische Kommunikation zwischen dem Port 11 und der Beleuchtungsvorrichtung 5 bereit. Die Signalleitung 3 umfasst beispielsweise einen gewöhnlichen verdrehten Draht, ein Koaxialkabel, metallisierte Leiterbahnen oder eine andere geeignete signaltragenden Leitung.

Die Signalleitung **3** umfasst im bipolaren Modus mindestens einen Signaldraht und einen Rückdraht. Die Signalleitung **3** kann alternativ im monopolaren Modus in bestimmten Fällen arbeiten. Bei einer Ausführungsform, bei der die Eingriffsvorrichtung **7** ein Katheter ist, ist die Signalleitung **3** ein Draht mit einem Durchmesser, der irgendwo von ungefähr 0,005 Zoll bis ungefähr 0,080 Zoll reicht. Ein Draht mit einem Durchmesser in diesem Bereich beeinflusst die Flexibilität oder die Größe des Katheters **7** nicht sehr. Bei einer anderen Ausführungsform stellen Metallkörperkatheter, Führungsdrähte oder Nadeln den Rückleitungsweg unter Verwendung der Leitfähigkeit des Metallkörpers bereit.

**[0028]** Weiterhin mit Bezug auf **Fig. 1** umfasst die medizinische Vorrichtung **2** eine Rückkopplungsschleifenleitung **13**. Die Rückkopplungsschleifenleitung sammelt einen kleinen Teil des durch die Beleuchtungsvorrichtung **7** erzeugten Lichtes und gibt es zurück. Bei einer Ausführungsform, bei der die Eingriffsvorrichtung **7** ein optisch transparenter Katheter ist, leitet der Katheterkörper etwas von dem an einer distalen Spitze des Katheters **7** erzeugten Lichts zurück zu einem proximalen Ende des Katheters **7**, was einen Bediener ermöglicht, den Betrieb der medizinischen Vorrichtung **7** zu beobachten oder zu bestätigen, indem einfach auf das proximale Ende des Katheters **7** geschaut wird. Bei einer anderen Ausführungsform wird die zurückgegebene Energie mit der Energiequelle **1** gekoppelt, um eine gesteuerte Rückkopplung als Antwort auf das Einsetzen der Beleuchtung, auf die Intensität oder spektrale Komponenten zu liefern.

**[0029]** Mit Bezug auf **Fig. 2A** ist die Beleuchtungsvorrichtung, die nicht zu der Erfindung gehört, eine Bogenlampe **14**. Eine Bogenlampe ist eine elektrische Lampe, bei der Licht durch einen Bogen erzeugt wird, der gemacht wird, wenn Strom durch ionisiertes Gas zwischen zwei Elektroden fließt. Die Bogenlampe **14** umfasst ein Paar von Elektroden **23**, **27**. Die Elektroden **23**, **27** sind voneinander beabstandet, um einen Bogen zu schlagen. Ein Gehäuse **15** umgibt die Bogenlampe **14**. Bei einer Ausführungsform umfasst das Gehäuse einen Quarz **15**. Die Elektroden **23**, **27** sind in einem von dem Gehäuse **15** festgelegten Hohlraum **20** eingeschlossen. Ein gesintertes Metall **17** dichtet die Bogenlampe **14** mit einem Glas oder Epoxid **19** ab. Bei einer Ausführungsform besteht das gesinterte Metall **17** aus Kupfer. Das gesinterte Metall **17** absorbiert einige der durch den Betrieb der Bogenlampe **14** erzeugten Dämpfe und verringert Eintrübung während des Betriebs. Die Glas- oder Epoxid-Dichtung **19** gibt bei hohem Druck nach, wobei das Gehäuse **15** am Zerbrechen gehindert wird. Das Abdichten der Bogenlampe **14** verhindert, dass irgendwelche Schmutzstoffe oder von der Bogenlampe **14** entweichendes Gas die Begrenzungen der Eingriffsvorrichtung **7** verlassen. Ein Isolator **21**

isoliert die erste Elektrode **23** von dem Dichtungsmaterial **17**, **19**. Bei einer Ausführungsform weist ein distales Ende der ersten Elektrode **23** eine halbsphärische Form auf und umfasst eine Beschichtung eines Materials, wie beispielsweise Kohlenstoff oder Wolfram. Die zweite Elektrode **27** bildet die Rückelektrode. Die zweite Elektrode **27** ist entlang einer Seite **16** des Gehäuses **15** ausgebildet. Ein Separator **29** schützt die zweite Elektrode **27** und verhindert, dass Strom von der zweiten Elektrode **27** durch das gesinterte Metall **17** fließt. Die innere Oberfläche des Gehäuses **15** ist mit einer leitfähigen Bahn aus Aluminium **25** beschichtet. Bei einer Ausführungsform beschichtet ein Vakuum-Metallprozess die innere Oberfläche. Die Dicke des Aluminiums ist ausreichend, um einen Bogen für eine kurze Zeitspanne aufrechtzuerhalten, während eine nützliche Menge von Lichtenergie übertragen wird.

**[0030]** Weiterhin mit Bezug auf **Fig. 2A** ermöglicht die Form des Gehäuses **15** das Sammeln eines Teils der von der Bogenlampe **14** erzeugten Lichtenergie und deren Umlenken zu dem proximalen Ende einer Eingriffsvorrichtung, die mit der Bogenlampe **14** in Kommunikation ist. Die flache vordere Oberfläche **31** des Gehäuses **15** kann zusätzliche Linsen umfassen. Alternativ kann eine Maskierung die Form des Gehäuses **15** modifizieren. Außerdem kann die flache Oberfläche **31** mit einer reflektierenden Substanz beschichtet sein. Bei dieser Ausführungsform kann die dicke Wand des Gehäuses **15** mit einem oder mehreren Lichtleitern gekoppelt sein, die optische Fasern, transparente zylindrische Katheterkörper und dergleichen umfassen, um einen Teil von der reflektierten Lichtenergie zu dem proximalen Ende der Eingriffsvorrichtung für den Zweck des Bereitstellens eines Rückkopplungssystems zu führen.

**[0031]** Bei einem weiteren Beispiel liefert das Gehäuse **15** Mittel zum Kühlen der Bogenlampe **14**. Das Gehäuse kann Durchgänge umfassen, damit ein Kühlfluid fließen kann. Alternativ kann eine Hülle aus Wasser, Luft oder anderem Fluid das Gehäuse **14** umgeben.

**[0032]** Mit Bezug auf **Fig. 2B** veranschaulicht ein Lichtsystem **32** mit einer Bogenlampe **34**, das nicht zu der Erfindung gehört, die Nützlichkeit eines Rückkopplungsmechanismus. Um "einen Bogen zu schlagen", muss man entweder zwei Elektroden nahe zusammenbringen und sie dann um einen Abstand trennen, oder, wenn das nicht möglich ist, die an die Elektroden angelegte Spannung allmählich erhöhen, bis ein Bogen geschlagen wird, und dann die Spannung schnell verringern. Eine gewöhnliche Stromabfühlschaltungsanordnung kann diesem Verfahren durch Abfühlen eines Anstiegs im Stromfluss helfen, wenn der Bogen geschlagen und gehalten wird. Obwohl die Stromabführschaltungsanordnung nützlich sein kann, besteht eine bessere Anordnung darin, die

tatsächliche Lichtleistung abzutasten, die auf geringe Änderungen in der angelegten Leistung und Erosion der Elektroden darin antwortet. Diese Fähigkeit ist insbesondere wertvoll, da die Brennzeit des Bogens in der Größenordnung von einigen Millisekunden sein kann, was kurz genug ist, um eine Erwärmung und Zerstörung des tragenden Elements oder der umgebenden Anatomie zu verhindern.

**[0033]** Noch mit Bezug auf **Fig. 2B** umfasst das Lichtsystem **32**, das nicht zu der Erfindung gehört, eine Bogenlampe **34** in Kommunikation mit einem Rückkopplungssystem **36**. Die Bogenlampe **34** umfasst eine erste Metallelektrode **37**, die an der Mitte eines durch einen halbsphärischen Quarz-Dom **35** definierten Hohlraum angeordnet ist. Die Elektrode **37** wird durch Kupferwolle **39** stationär gehalten, die eng gepackt ist, um die Bogenlampe **34** abzudichten. Die Kupferwolle **39** absorbiert die von dem Bogen emittierten Dämpfe. Das Lichtsystem **32** umfasst eine zweite Elektrode **43** oder einen Rückleitungsweg für den Bogen. Ein Flash-Metallisierungsverfahren **43** kann den Rückleitungsweg **43** bilden. Der durch Flash-Metallisierung gebildete Rückleitungsweg **43** ist für eine Emission kurzer Dauer einer extrem hellen Ausgabe einer breiten Spektralbandbreite mit infraroten (IR), sichtbaren und ultravioletten (UV) Bestandteilen ausreichend. Bei einer Ausführungsform umfasst die Dom-Oberfläche eine Schicht **41** aus Quecksilber, die bestimmte spektrale Wellenlängen verbessert. Das Rückkopplungssystem **36** umfasst einen Lichtleiter **33**, der mit der Bogenlampe **34** an einem distalen Ende und einem Sensor **45** an einem proximalen Ende in Kommunikation ist. Der Sensor **45** liefert eine Lichtleistung an den Stromcontroller **47**.

**[0034]** Mit Bezug auf **Fig. 3A** ist die Beleuchtungsvorrichtung eine Entladungslampe **57**, die nicht zu der Erfindung gehört. Bei einer Entladungslampe wird Licht durch eine elektrische Entladung zwischen Elektroden in einem Gas erzeugt. Eine stabähnliche Anordnung **59** umfasst eine an einem distalen Ende angebrachte Entladungsröhre **57**. Die Anordnung **59** ermöglicht die Positionierung der Entladungsröhre **57** durch verschiedene Lumen, einschließlich beispielsweise des Lumens eines Katheters mit einer optisch klaren Struktur, oder ein Endoskop. Ein zu der Entladungsröhre **57** proximal angeordneter Transformator **61** liefert eine Spannungsstufe. Der Transformator **61** besteht beispielsweise aus einem Kupferdraht, der um eine zylindrische Form gewickelt ist und an verschiedenen Punkten entlang der Länge des Drahts abgegriffen wird. Ein Lichtsystem, das Lichtwellen kurzer Dauer erzeugt, ermöglicht die Verwendung von Drahtstärken, die ansonsten zu klein sein würden, um Wärmeeffekten im Dauerbetrieb zu widerstehen. Der Transformator **61** kann einen Draht verwenden, dessen Durchmesser so klein wie 0,0127 cm (0,005 Zoll) ist, solange wie er im Stande ist, ei-

nen ausreichenden Strom bei einer relativ hohen Spannung zu liefern. Ein Beispiel eines geeigneten Drahts ist ein gewöhnlicher Enamel-beschichteter Kupferdraht. Das Windungsverhältnis zwischen der primären und der sekundären Transformatorspule bestimmt die Aufwärtsübersetzung des Transformators **61**. Der Transformator **61** erfordert nur eine Spule mit Anzapfungen, womit Platz gespart wird. Die Spule kann um einen metallischen Kern, wie beispielsweise Eisen, gewickelt sein, was ihren Wirkungsgrad verbessert. Der Kerndurchmesser reicht von ungefähr 0,0102 cm (0,004 Zoll) bis ungefähr 0,2 cm (0,080 Zoll). Die Kernlänge reicht von ungefähr 0,236 cm (0,093 Zoll) bis ungefähr 2,54 cm (1,0 Zoll) oder sogar länger. Bei einer Ausführungsform wickeln sich eine oder mehrere Schichten von Kupferdraht um biegsame Kerne aus dünnen Eisenstreifen, um eine biegsame Anordnung bereitzustellen, die die flexiblen Eigenschaften einer Eingriffsvorrichtung nicht sehr beeinträchtigen.

**[0035]** Noch mit Bezug auf **Fig. 3B** umfasst die Entladungsröhre **57** einen dritten Draht oder eine kapazitiv gekoppelte Elektrode **71**, die benachbart der Entladungsröhre **57** angeordnet ist. Der dritte Draht **71** erstreckt sich entlang einer Eingriffsvorrichtung und kommuniziert mit der Bezugsmasse einer Energieentladungsquelle. Der dritte Draht **71** verbessert die Blitzleistung der Entladungsröhre **57** durch Bereitstellen einer näherungsweise äquipotenzialen Ladung entlang der Länge der Entladungsröhre **57**, wodurch die Zuverlässigkeit verbessert wird, wodurch die für einen Blitzbeginn benötigte Spitzenspannung verringert wird.

**[0036]** Bei einem Beispiel ist die Entladungsröhre **57** direkt an dem distalen Ende des Transformators **61** angebracht. Bei einer anderen Ausführungsform ist die Entladungsröhre **57** von dem Transformator **61** mit Drähten **73** getrennt. Eine Vielfalt von Materialien kann die Entladungsröhre **57** füllen. Bei einer Ausführungsform ist die Entladungsröhre eine mit einem Gas **75**, wie beispielsweise Xenon, Argon oder Krypton, gefüllte Blitzröhre, die verschiedene spektrale Ausgaben liefert. Bei einem anderen Beispiel füllen Kombinationen von Gasen mit anderen Substanzen, wie beispielsweise Xenon und ein Chlorid, die Blitzröhre **57**. Die Kombination von Xenon und Chlorid erzeugt eine Ausgabe mit prominenten Spektrallinien in dem ultravioletten Bereich (UV-Bereich) bei ungefähr 308 nm oder kürzer. Es ist schwierig, eine Spektralausgabe in dem UV-Bereich durch eine gewöhnliche optische Faser aufgrund von Verlust durch Dämpfung zu liefern. Bei einem Beispiel ist die Blitzröhre **57** mattiert oder mit einem phosphoreszierenden oder fluoreszierenden Material, wie beispielsweise Borax, beschichtet.

**[0037]** Eine Eingriffsvorrichtung, die keinen Teil der Erfindung bildet, kann eine längliche Entladungsröh-

re 77 oder eine Reihe von Röhren umfassen, die im Stande sind, durch einen Kanal einer Eingriffsvorrichtung geführt zu werden. Die Länge der Eingriffsvorrichtung kann beispielsweise 2 Meter oder mehr betragen. Der Durchmesser der Entladungsröhre 77 kann beispielsweise ungefähr 0,317 cm (0,125 Zoll) und die Länge der Entladungsröhre 77 beispielsweise ungefähr 2,54 cm (1,0 Zoll) betragen. Bei dem Beispiel von Fig. 3A umgibt ein transparentes Mantelgehäuse 85 die Entladungsröhre 77, um die Entladungsröhre 77 zu schützen und die Entladungsröhre 77 am Kontaktieren der Wand eines beleuchteten körperlichen Kanals zu hindern. Beispiele geeigneter Materialien für das Gehäuse 85 umfassen Polyäthylen und Polypropylen. Die UV-Absorption kann bei derartigen Materialien jedoch hoch sein. Daher müssen, wo eine Erzeugung von UV-Licht erwünscht ist, diese Materialien eine ausreichend dünne Wand aufweisen (z. B. ungefähr 0,005 cm (0,002 Zoll) sein), um den Nettoverlust von UV-Energie auf ein bewältigbares Niveau zu verringern. Das relative Fehlen von Festigkeit des Mantelmaterials kann durch Dehnen des Materials, das in einen zylindrischen Mantel über der Entladungsröhre 77 ausgebildet wurde, oder durch Ausblasen eines Abschnitts der Entladungsröhre 77, so dass es eine festere Form annimmt, ausgeglichen werden.

**[0038]** Mit Bezug auf Fig. 3B verringert eine äquipotenziale Entladungsröhre 77 die Möglichkeit von Hot-spot-Bildung. Eine äquipotenziale Entladungsröhre 77 weist eine Form auf, die einen gleichmäßigeren Spannungsgradienten über einen Abschnitt der Röhre 77 und daher eine verteiltere Entladung beim Zünden liefert. Ein dielektrisches Material 78 umgibt die Röhre 77. Ein durch Metallisierung gebildetes Paar von Elektroden 75, 76 kontaktiert entgegengesetzte Seiten des dielektrischen Materials 78. Ein geeignetes dielektrisches Material 78 ist beispielsweise Glas oder Polystyrol. Bei einem Beispiel wird der Spannungsgradient über die Elektroden 76 gleichmäßiger ausgeführt, indem Randeffekte verringert werden. Randeffekte können durch Erzeugen eines lokalen Zustands mit einer größeren Gasmenge 75 in der Röhre und einer kleineren Menge des dielektrischen Materials 78 verändert werden. Bei einem Beispiel ist die Entladungsröhre 77 in Kommunikation mit einer Stromquelle 81, wie beispielsweise einer Batterie, und einem Kondensator-Entladungsspeicher 79. Die Batterie 81 lädt den Kondensator 79, um Energie zu speichern, und die gespeicherte Energie wird entladen und an die Entladungsröhre 77 durch Öffnen eines normalerweise geschlossenen Schalters 83 angelegt. Bei einem anderen Beispiel erzeugt ein RF-Strom mit entweder kontinuierlichem Signalverlauf (CW = continuous waveform) oder gepulster Form wirksam eine Hochspannung an den Elektroden 75, 76 der Entladungsröhre 77, um eine Lichtausgabe zu erzeugen.

**[0039]** Bei einer Ausführungsform stellt ein Endoskop ein Mittel zum Einführen der Beleuchtungsvorrichtungen von Fig. 3A und 3B bereit. Sobald die Beleuchtungsvorrichtung ordnungsgemäß positioniert ist, entlädt die Beleuchtungsvorrichtung ein gewünschtes Lichtspektrum, um eine medizinische Prozedur durchzuführen. Eine auf diese Art und Weise durchgeführte medizinische Prozedur zerstört oder ablatiert eine dünne Schicht von Zellen auf der Oberfläche eines Organs oder der inneren Wand eines Gefäßes, wie beispielsweise des Ösophagus, mittels ultravioletter Energie. Das breite Spektrum der Emission einer Blitzröhre vom Xenon-Typ, das beispielsweise infrarote, sichtbare und ultraviolette Komponenten enthält, kann verwendet werden, um eine Oberfläche zu ionisieren, zu erwärmen und/oder zu bestrahlen. Diese Aktion kann ebenfalls fremde Zellen, wie beispielsweise Bakterien oder verschiedene Viren töten. Diese Prozedur wird in einer gemeinschaftlich gehaltenen vorläufigen US-Patentanmeldung, nämlich der vorläufigen US-Patentanmeldung, Seriennummer 60/033 333, die als EP-A-939 894 veröffentlicht wurde, beschrieben. Eine weitere, gemeinschaftlich gehaltene vorläufige US-Patentanmeldung ist die vorläufige US-Patentanmeldung, Seriennummer 60/033 334. Eine weitere, mit einer derartigen Vorrichtung durchgeführte medizinische Prozedur ist die Gewebespektroskopie. UV-Impulse kurzer Dauer können intrinsische Fluorophore anregen, die in einem Gewebebereich vorhanden sein können. Für diese Anwendung kann die Ausgabe einer Entladungslampe gefiltert werden, so dass ihre Strahlung auf den blauen oder UV-Bereich des Spektrums beschränkt ist. Noch eine andere durchgeführte medizinische Prozedur umfasst die Aktivierung eines photoaktiven Arzneimittels.

**[0040]** Mit Bezug auf Fig. 3C umfasst ein Ballonkatheter 90 die Beleuchtungsvorrichtung von Fig. 3A. Luft oder Fluid kann den Ballonabschnitt 92 des Katheters 90 aufblasen. Der Ballon 92 umfasst einen polymeren Stent 92. Die Entladungslampe 57 innerhalb des Ballons 93 härtet den aufgeblähten polymeren Stent 92 durch Bestrahlen des polymeren Stents 91. Bei einem Beispiel umfasst der polymere Stent 91 ein UV-aushärtbares Epoxid oder Klebemittel, um beim Härten des Stents 91 zu helfen. Das Klebemittel Loc-tite 3761® "Litetak"® ist ein Beispiel eines UV-aushärtbaren Klebemittels. Ein faseriger Stent kann durch Imprägnieren des Stents mit etwas von dem UV-aushärtbaren Klebstoff und dessen Bestrahlung mit der intensiven Lichtleistung der Entladungsröhre in-vivo gehärtet werden. Das Ausblaslumen 95 kann ein Kühlfluid umfassen, um die Entladungsröhre 57 zu kühlen. Ein inneres Schiebeelement 96 kann verwendet werden, um die Position der Entladungsröhre 57 innerhalb des Ballons 93 einzustellen.

**[0041]** Alle bis jetzt beschriebenen Beleuchtungsvorrichtungen erzeugen photonische Energie im in-

farroten (IR), sichtbaren und ultravioletten Bereich des Spektrums. Mit Bezug auf **Fig. 4** liefert eine erfindungsgemäße sonolumineszente Beleuchtungsvorrichtung **101** die Lichtleistung im Röntgenstrahl-Spektrumbereich. Der Begriff "Sonolumineszenz" bezieht sich auf die durch Hochfrequenzschallwellen erzeugte Lumineszenz. Der Vorgang des sonolumineszenten Effekts ist gegenwärtig etwas mysteriös; es wurde jedoch gezeigt, dass ausreichend hohe akustische Leistungen mit praktischen Ultraschallwandlern erzeugt werden können, und die auf einen Punkt in einem schallleitenden Medium fokussierte Schallwellen können einen kurzen Impuls von Lichtenergie einschließlich des ultravioletten Bereichs bis zum Röntgenbereich emittieren. Daher wird es möglich, Röntgenstrahlen an der distalen Spitze eines biegsamen Katheters zu erzeugen.

**[0042]** Noch mit Bezug auf **Fig. 4** umfasst die sonolumineszente Beleuchtungsvorrichtung **101** ein Gehäuse **103**, einen akustischen Wandler **110** und ein akustisch leitendes Medium **105**. Das Gehäuse **103** umschließt das akustische leitende Medium **105**. Das akustische leitende Medium **105** ist in der Bahn von Schallwellen angeordnet, die von dem akustischen Wandler **110** erzeugt werden. Der akustische Wandler **110** umfasst ein piezoelektrisches Material **113** und eine integrierte Anpassungsschicht **107**. Bleizirkonat-Titanat ist ein Beispiel eines piezoelektrischen Materials **113**, das verwendet werden kann, um den akustischen Wandler **110** zu bilden. Weitere geeignete piezoelektrische Materialien **113** können ebenfalls verwendet werden, um elektrische Energie in mechanische Energie umzuwandeln.

**[0043]** Die sonolumineszente Beleuchtungsvorrichtung **101** umfasst ferner eine Fokussierlinse **109**, die gekrümmt ist, um einen scharfen Punkt von fokussierten Schallwellen in dem akustisch leitenden Medium **105** bereitzustellen. Die Fokussierlinse **109** sitzt zwischen dem akustischen Wandler **110** und dem akustisch leitenden Medium **105**. Die sonolumineszente Beleuchtungsvorrichtung **101** umfasst zwei Elektroden. Die erste Elektrode **111** ist an der Rückseite des piezoelektrischen Materials **113** befestigt. Die zweite Elektrode ist an der Fläche des akustischen Wandlers **110** befestigt. Die Dicke der piezoelektrischen Schicht **113** bestimmt die Frequenz des Vorgangs. Bei einer Ausführungsform ist die Wellenanpassungsschicht **107** eine 1/4-Wellenanpassungsschicht **107**, die aus einem Material, wie beispielsweise mit Silber gefülltes Epoxid, hergestellt wird. Die Wellenanpassungsschicht **107** dient sowohl als eine Elektrode als auch eine Anpassungsschicht. Bei einer anderen Ausführungsform ist die Anpassungsschicht **107** in eine Fokussierlinse geformt, um den Ultraschallstrahl zu konzentrieren. Bei einer Ausführungsform umfasst das akustisch leitende Medium **115** Wasser. Bei einer anderen Ausführungsform umfasst das akustische leitende Medium **115** eine

massive Substanz bzw. Ziel, auf der der sonolumineszente Effekt beobachtet werden kann. Ein Impuls-generator **112** liefert einen Impuls oder Impulse hoher Spannung an den Wandler **110** über Kabelleitungen **114**. Ein Zug von Impulsen kann benutzt werden, um eine Reihe von Licht- oder Röntgenstrahlleistungsereignisse zu erzeugen, und die Impulse können in der Spannung mittels eines Transformators aufwärts oder abwärts transformiert werden.

**[0044]** Noch mit Bezug auf **Fig. 4** ist bei einer Ausführungsform das distale Ende **117** des Gehäuses **103** geformt, um eine zusätzliche Reflexion und Konzentration der akustischen Wellen zu ermöglichen. Die akustischen Signale können, wenn sie insonifiziert sind, Photonenenergie einschließlich Röntgenstrahlen strahlen.

**[0045]** Die sonolumineszente Beleuchtungsvorrichtung **101** kann innerhalb eines Körpers implantiert sein. Die sonolumineszente Beleuchtungsvorrichtung **101** kann ebenfalls in eine Eingriffsvorrichtung eingeführt werden, und der Brennpunkt des akustischen Signals liegt außerhalb der Lichtanordnung und innerhalb der Eingriffsvorrichtung. Die Eingriffsvorrichtung kann einfach eine Kappe, eine Abdeckung oder eine Nadel sein. Alternativ kann das sonolumineszente Licht innerhalb eines Katheters, eines Führungsdrahts, Endoskops oder einer Einführungseinrichtung angeordnet sein.

**[0046]** Das sonolumineszente Phänomen wird gegenwärtig untersucht und kann Materie und lebendes Gewebe auf vorher nicht beobachtete Art und Weise beeinflussen, und die Verwendung einer medizinischen Vorrichtung in Verbindung mit einem Wandler, der im Stande ist, die Sonolumineszenz zu erzeugen, kann Anwendungen finden, die nicht erwartet wurden.

**[0047]** Mit Bezug auf **Fig. 5A** umfasst ein Multielektroden-Funkenstreckenmodul **121**, das keinen Teil der Erfindung bildet, ein Paar von Elektroden **123**, die innerhalb eines Gehäuses **121** gehalten werden. Das Multielektroden-Funkenstreckenmodul **21** ist im Stande, einen Funken über die Lücke der Elektroden **123** als Reaktion auf die Anlegung von elektronischen Impulsen zu erzeugen. Ein Funke ist eine elektrische Entladung kurzer Dauer, die durch den plötzlichen Durchbruch von Luft oder eines anderen dielektrischen Materials verursacht wird, die zwei Terminals trennen. Die elektrische Entladung erzeugt einen Lichtblitz. Das Funkenstreckenmodul **121** arbeitet auf eine zu der Bogenlampe von **Fig. 2A** ähnliche Art und Weise, mit der Ausnahme, dass die Kappe nicht notwendigerweise leitend sein muss, um eine Emission zu erzeugen, wenn der Stromfluss an dem Beginn der Entladung festgelegt wird. Das Funkenstreckenmodul **121** liefert bestimmte Vorteile, wie beispielsweise niedrigere Wärmeerzeugung wäh-

rend des Betriebs und leichte Herstellung.

**[0048]** Noch mit Bezug auf **Fig. 5A** umfasst das Funkenstreckenmodul **121** Elektroden **123**, die in einer Glashülle **125** auf eine Art und Weise eingeschlossen sind, die den herkömmlichen Funkenstrecken ähnlich sind, die verwendet werden, um die statische Entladung zu steuern. Anschlüsse **126** liefern elektrische Leistung an die Elektroden **123**. Ein Isolator **127** dichtet das Modul **121** ab und trennt die Anschlüsse **126** voneinander. Beispiele von Materialien, die geeignet sind, um den Isolator **127** zu bilden, umfassen Kunststoff, Glas und andere nicht leitende Materialien.

**[0049]** Es ist möglich, die Lichtenergie dieser relativ kleinen elektrischen Entladung zu verwenden, die von einem Funkstreckenmodul **121** erzeugt wurde, um ein Volumen von nahe gelegenen Gewebe anzuregen und seine Farben und Fluoreszenz zu bestimmen. Das durch ein Funkenstreckenmodul **121** erzeugte Lichtspektrum enthält blaue und ultraviolette Abschnitte des Spektrums. Dieser Bereich ist besonders zum Anregen von Fluorophoren nützlich, die in dem Gewebe vorhanden sein können. Eine an dem distalen Ende des Funkenstreckenmoduls **121** angeordnete Filterschicht **128** verbessert die Leistung des blauen und ultravioletten Bereichs des Spektrums. Die Filterschicht **128** kann einen kostengünstigen gefärbten Kunststoff-Tauchüberzug oder eine kostspieligere dichroitische Beschichtung umfassen. Mit Bezug auf **Fig. 5B** liefert eine Glühlichtquelle **122**, die keinen Teil der Erfindung bildet, eine Lichtausgabe kurzer Dauer mit hoher Intensität. Die Glühlichtquelle **122** weist die gleiche Grundstruktur wie das Funkstreckenmodul von **Fig. 5A** mit der Ausnahme auf, dass die Glühlichtquelle **122** einen Faden **129** (d. h. Nicht-Lücke) aufweist. Bei einem Beispiel umfasst die Glühlampe **122** zwei in einem Gehäuse **121** eingeschlossene Elektroden und einen Wolframfaden **129**, der die beiden Elektroden überbrückt. Die Glühlichtquelle **122** erzeugt Licht kurzer Dauer von hoher Intensität ohne Erzeugen von übermäßiger Wärme. Die Glühlichtquelle **122** kann Emissionen von weniger als 100 ms mit einer Farbtemperatur von ungefähr 5000°K erzeugen, die im Wesentlichen blaue und ultraviolette Lichtenergie umfasst. Andere Fäden, Vakuum- oder Gas-gefüllte Umschließungen, einschließlich Sauerstoff-gefüllte und oxidierende Fäden, wie diejenigen, die in Blitzlichtbirnen verwendet werden, können verwendet werden, um Licht verschiedener Farben zu erzeugen.

**[0050]** Bestimmte medizinische Prozeduren, wie beispielsweise die photodynamische Therapie (PDT) oder die Gewebespektroskopie einschließlich Fluoreszenz- und Raman-Spektroskopie erfordern eine monochromatische Lichtausgabe bei hohen Intensitäten. Ein Verfahren zum Erzeugen einer monochromatischen Ausgabe besteht darin, ein Filter zu ver-

wenden. Dieses Verfahren kann jedoch ineffizient sein, wenn hochdämpfende Filtertechniken benutzt werden. Ein weiteres Verfahren zum Erzeugen von monochromatischem Licht besteht darin, einen Laser zu verwenden. Typische Laserdioden, die gewöhnlicherweise in Laserstiftzeigern gefunden werden, weisen Ausgaben in dem roten Bereich mit Leistungsspegeln typischerweise in dem Bereich von 1–7 mW auf. Laser können mittels Halbleiter-Fertigungsverfahren sehr klein ausgeführt werden. Eine typische Laserdiodenanordnung weist einen Durchmesser von ungefähr 0,952 cm (0,375 Zoll) auf, wobei jedoch das Meiste dieser Größe dem Gehäuse und den Kontaktnasen für Lötverbindungen zugeschrieben wird. Der tatsächliche Lichterzeugungsabschnitt der Diode liegt in der Größenordnung von einigen Mikrometern in Dicke und einigen zehn Mikrometern in Breite und Länge. Daher ist es vernünftig vorherzusagen, dass die Laserdioden-Fertigung in dem Bereich von 0,0254 cm (0,010 Zoll) bis 0,203 cm (0,080 Zoll) zur Verwendung bei Katheter-gestützten Vorrichtungen praktisch und wirtschaftlich sein wird. Ein Nachteil der Laserdiode besteht darin, dass sie gegenwärtig in nur wenigen Wellenlängen, d. h. hauptsächlich innerhalb der infraroten und roten Bereiche und nicht in den UV-Bereichen, verfügbar ist. Fortschritte bei der Halbleiter-Verarbeitung und der Laserdioden-Physik deuten darauf hin, dass UV-Laserdioden zukünftig existieren werden, wobei jedoch in der Zwischenzeit ein praktischer Weg, um die Betriebsfrequenz zu verdoppeln, darin besteht, ein Volumen eines optischen nichtlinearen Materials gefolgt von einem Filter, das die Frequenz der Laserdiode verdoppelt, einzuführen.

**[0051]** Mit Bezug auf **Fig. 6** umfasst die Beleuchtungsvorrichtung **132**, die keinen Teil der Erfindung bildet, eine Laserdiode **131** und einen Frequenzvervielfacher **137**. Die Laserdiode **131** ist im Stande, kohärentes Laserlicht zu erzeugen, das von einem engen Zwischenraum **133** in der Diodenstruktur **131** emaniert. Der Frequenzvervielfacher ist ein KDP-Kristall **137**, das distal zu der Laserdiode **131** angeordnet ist, und die Laserdiode **131** und der Frequenzvervielfacher **137** werden in der Nähe der Spitze eines Trägerkörpers **139** gehalten. Ein Hochpassfilter **141** ist an der entgegengesetzten Seite der Laserdiode **131** angebracht, so dass jedes Licht der Grundfrequenz absorbiert oder reflektiert wird, und nur der multiplizierte Signalverlauf übrig bleibt. Eine Diodenhalterung **143** und ein Linsenhalter **145** halten die Beziehung der Elemente innerhalb des Trägerkörpers **139** aufrecht. Ein Paar von Drähten **147** liefert Gleichstromleistung an die Diode **131** von einem Verbinder an das proximale Ende des Trägerkörpers **139**. Eine die Laserdiode **131** tragende Wärmesenke **146** verhindert ein Überhitzen der Laserdiode **131**. Bei einem Beispiel wird die Laserdiode **131** ferner durch Fluidströmung in der Eingriffsvorrichtung gekühlt. Es sollte hervorgehoben werden, dass der Wir-



kungsgrad der Frequenz, die sich auf diese Art und Weise verdoppelt, extrem schlecht ist, und dass Ausgaben größer als -40 dB bezüglich der Quelle erwartet werden. In der Vergangenheit hat dieses Merkmal die meisten Anwendungen von Frequenzvervielfacherkristallen auf Laserdiodenvorrichtungen unpraktisch gemacht. Bei dem vorliegenden Beispiel ist jedoch der Wirkungsgrad annehmbar, da die Lichtverlustfunktionen der dazwischen liegenden Materialien vernachlässigbar sein können und die Leistungserfordernisse niedrig sind. Bei einem anderen Beispiel umfasst die Beleuchtungsvorrichtung **132** eine gewöhnliche lichtemittierende Diode, die eine nicht kohärente Ausgabe erzeugt.

**[0052]** Eine fluoreszierende Beleuchtungsvorrichtung kann monochromatische oder relativ schmalbandige Lichtwellenenergie erzeugen. Die fluoreszierende Beleuchtungsvorrichtung kann aus gasgefüllten Röhren bestehen, die bei bekannten Wellenlängen fluoreszieren und aus diskreten Linien zusammengesetzte Ausgangsspektren erzeugen. Mit Bezug auf **Fig. 7A** erzeugt eine RF-gesteuerte fluoreszierende Beleuchtungsvorrichtung **150**, die nicht zu der Erfindung gehört, monochromatisches Licht. Die fluoreszierende Beleuchtungsvorrichtung **150** kann innerhalb einer Eingriffsvorrichtung, wie beispielsweise einem Katheter oder einem Führungsdraht, eingeführt werden. Die fluoreszierende Beleuchtungsvorrichtung **150** umfasst eine mit Argongas **157** gefüllte Röhre **159**. Die Röhre **159** wird unter Druck gesetzt oder teilweise evakuiert und dann abgedichtet. Ein Paar von Signaldrähten **151** verbinden einen Transformator **153** mit der Röhre **159** durch ein Paar von an entgegengesetzten Seiten der Röhre **159** angeordnete Elektroden **155** elektrisch. Der Transformator **153** kann eine gewöhnliche Wechselstromspannung von 60 Hz in eine höhere Spannung aufwärts transformieren. Höhere Frequenzen, die von ungefähr 60 Hz bis ungefähr 200 GHz reichen, liefern größere Wirkungsgrade und eine stabilere Lichtausgabe. Bei einem Beispiel ist ein RF-Generator mit einem proximalen Ende einer Eingriffsvorrichtung verbunden, die die Beleuchtungsvorrichtung **150** trägt. Dieses Beispiel liefert noch größere Wirkungsgrade, da es keine Notwendigkeit gibt, RF-Energie an die Eingriffsvorrichtung über äußere Mittel zu liefern.

**[0053]** Mit Bezug auf **Fig. 7B** umfasst eine fluoreszierende Beleuchtungsvorrichtung **160**, die nicht zu der Erfindung gehört, eine Gunn-Effektdiode **161**, die benachbart einem resonanten dielektrischen Resonator **163** angeordnet ist. Materialien, die geeignet sind, um den Resonator **163** zu bilden, sind beispielsweise Yttrium-Eisen-Granat (YIG) und andere Materialien mit hoher Dielektrizität. Diese Materialien liefern eine nützliche Abstimmfähigkeit und eine Schwingung mit hohem Wirkungsgrad, die sich daraus ergibt, dass die Diode **161** als ein Relaxationsoszillator verwendet wird. Bei dem Beispiel von **Fig. 7B**

umfasst die Beleuchtungsvorrichtung **160** einen zusätzlichen Hohlraumresonator **165**, um eine höhere RF-Spannung an eine Gasröhre **167** zu liefern. Bei einem Beispiel ist der Hohlraumresonator **165** mit Glas-Mikrokugeln gefüllt, um die Festigkeit der Anordnung zu verbessern, die ansonsten hohl sein würde. Das innerhalb der Gasröhre **167** angeordnete Gas **169** kann jede gasförmige Substanz sein, die nicht explodieren wird, wenn sie mit RF-Energie angeregt wird, die fluoreszieren wird, wenn ein Gleichstrom durch Drähte **171** in elektrischer Kommunikation mit der Diode **161** und dem Resonator **165** angelegt wird, was die Diode **161** veranlasst, RF-Energie zu emittieren.

**[0054]** Beispiele anderer Arten von Lichterzeugungssystemen, die hier nicht besonders beschrieben sind, sind elektrolumineszente Felder, mechanische Funkenerzeugung, verschiedenartiges glühendes und verbrennungserzeugtes Licht, chemische Lumineszenz und andere. Zahlreiche Lichtquellen können an einem distalen Ende einer Eingriffsvorrichtung durch eine Kombination von Miniaturisierung und Verwendung von Energie kurzer Dauer angeordnet sein.

**[0055]** Mit Bezug auf **Fig. 8A, 8B, 8C, 8D und 8E** kann eine Eingriffsvorrichtung mit mindestens einem Abschnitt, der optisch durchlassend ist, irgendeine der oben erwähnten Energiequellen umfassen. Die Eingriffsvorrichtung ist dimensioniert, um den Durchgang durch mindestens eines seiner Lumen zu ermöglichen. Ein Abschnitt der Eingriffsvorrichtung kann als das Gehäuse für die verschiedenen Beleuchtungsvorrichtungen arbeiten. Es sei bemerkt, dass jedes der Merkmale, auf die hier als der Katheter oder der Kathetermantel Bezug genommen wird, sich ebenfalls auf andere Eingriffsvorrichtungen bezieht, wie beispielsweise einen Führungsdraht, einen Führungskatheter, ein Endoskop und eine Nadel.

**[0056]** Mit Bezug auf **Fig. 8A** kann ein Katheter **200** verwendet werden, um eine Beleuchtungsvorrichtung in einen Körper einzuführen. Der Katheter **200** umfasst einen Katheterkörper **201**, einen Fluid-Port **203**, ein optisch transparentes Fenster **209** und eine an einem distalen Ende **207** des Katheters **200** angeordnete Öffnung **211**. Der Katheterkörper **201** umfasst beispielsweise einen extrudierten Kunststoff wie beispielsweise Polyethylen, Nylon, PET oder Polyimid. Der nahe einem proximalen Ende **206** des Katheters **200** angeordnete Fluid-Port **203** ermöglicht die Einführung verschiedener Substanzen, wie beispielsweise Arzneimitteln, fluoreszierenden Mitteln, Ultraschallwandlern, Druckwandlern, Spülungs-, Kühlungs- oder Irrigations-Fluide oder optische Kopplungs-Fluide. Der Fluid-Port **203** umfasst einen Seitenarm und eine Luer-Fitting, wie sie gewöhnlich in der Kathetertechnik verwendet wird. Das proximale Ende **206** des Katheters **200** umfasst ferner einen

Verbinder **205**, der für eine elektrische und/oder optische Verbindung geeignet ist. In dem Fall eines Rückkopplungssystems mit geschlossener Schleife, wie in **Fig. 2B** gezeigt, umfasst der Katheter **200** sowohl eine optische als auch eine elektrische Verbindung, die gleichzeitig durchgeführt wird. Das distale Ende **207** des Katheters **200** ist mit einem optisch transparenten Fenster **209** und einer Öffnung **211** ausgestattet, durch das Fluid oder Lichtwellenenergie laufen kann. Das Material für das transparente Fenster **209** wird ausgewählt, um verschiedene Emissionswellenlängen, die von dem in dem Katheter **200** aufgenommenen Lichtsystem erzeugt werden, effizient zu übertragen. Wenn die Beleuchtungsvorrichtung beispielsweise UV-Licht erzeugt, kann ein Kompromiss zwischen der Festigkeit des Fensters **209** und der Dicke des Fensters **209** notwendig sein, da das UV-Spektrum dazu neigt, sich abzuschwächen, wenn es durch einen Kunststoff läuft. Bei der Ausführungsform von **Fig. 8A** ermöglicht eine nahe der Lichtquelle angeordnete Öffnung dem erzeugten Licht, einen innen gelegenen Gewebebereich zu erreichen. Bei einem anderen Beispiel wird ein Glas mit niedrigem Verlust, wie beispielsweise Quarz, an der distalen Spitze **207** des Katheters **200** gebondet. Bei der Ausführungsform der Röntgenstrahl-erzeugenden sonolumineszenten Lichtquelle von **Fig. 4** kann die Röntgenstrahlstrahlung durch ein dichteres Material, wie beispielsweise ein Metall, emittiert werden, das dazu dienen kann, die Röntgenstrahlen unterzubringen und abzuschirmen, umzulenken oder an der distalen Spitze **207** des Katheters **200** zu fokussieren. Bei einer noch weiteren Ausführungsform steht der Energie-erzeugende Wandler durch ein offenes Ende des Katheters **200** hervor.

**[0057]** Noch mit Bezug auf **Fig. 8A** kontaktiert bei einem Beispiel eine innerhalb des Katheters **200** angeordnete Beleuchtungsvorrichtung die innere Oberfläche des distalen Endes **207** des Katheters **200**, um die Beleuchtungsvorrichtungsstelle anzubringen. Bei einem weiteren Beispiel ist die Beleuchtungsvorrichtung passend mit einem Fenster **209** oder einer weiteren Stelle über die Länge des Katheters **200** angeordnet. Die Platzierung der Beleuchtungsvorrichtung ist mittels eines proximalen Halters einstellbar, der es dem Benutzer ermöglicht, die Beleuchtungsvorrichtung innerhalb des Katheters **200** vorzupositionieren oder die Beleuchtungsvorrichtung und den Katheter **200** bezüglich zueinander während der Verwendung zu bewegen. Bei einem Beispiel ermöglicht die Bewegung der Beleuchtungsvorrichtung bezüglich des Katheters **200** während der Anwendung, dass die Beleuchtungsvorrichtung verschiedene Bereiche der Anatomie beleuchtet, ohne dass der Katheter bewegt werden muss. Bei einem weiteren Beispiel erzeugt die Beleuchtungsvorrichtung innerhalb des Katheters **200** ein Bild entweder durch Drehen des Katheters **200** oder der Beleuchtungsvorrichtung innerhalb des Katheters **200**, oder durch Verschieben der Beleuch-

tungsvorrichtung mit Bezug auf den Katheterkörper **201**, um eine Abtastaktion zu bewirken.

**[0058]** Mit Bezug auf **Fig. 8B** ist eine hohle Nadel **210** ausgestaltet, um eine Beleuchtungsvorrichtung der vorliegenden Erfindung nahe einem innen liegenden Gewebebereich einzuführen. Die Nadel **200** umfasst eine Welle **219**, eine abgeschrägte Spitze **221** an einem distalen Ende der Nadel **210** und eine Öffnung **217**, die dimensioniert ist, um die Beleuchtungsvorrichtung an einem proximalen Ende der Nadel **210** anzunehmen. Bei einem Beispiel umfasst die Nadelwelle **219** einen rostfreien Stahl mit einer Wanddicke von ungefähr 0,00762 cm (0,003 Zoll) und einer Länge von ungefähr 210 mm. Die abgeschrägte Spitze **221** kann geschärft sein, um eine leichte Einführung der Nadel **210** und eine Bahn für die Beleuchtungsvorrichtung zu ermöglichen.

**[0059]** Ein Bediener verwendet eine äußere Röntgenstrahl- oder Ultraschall-Bilderzeugungstechnik, um zuerst einen inneren Gewebebereich von Interesse zu lokalisieren. Der Bediener führt dann die Nadel **210** in den Körper unter Bildführung ein, bis die Spitze **221** den Bereich von Interesse erreicht. Die Nadel **210** ermöglicht, dass die Beleuchtungsvorrichtung in den Körper durch die Öffnung **217** der Nadel **210** eingeführt und nahe dem Gewebebereich lokalisiert wird. Der Bediener kann die Position der Beleuchtungsvorrichtung mittels der oben erwähnten Bildführung bestätigen. Sobald er zufrieden gestellt ist, dass die Beleuchtungsvorrichtung in ihrem ordnungsgemäßen Platz ist, legt der Bediener Leistung an die Beleuchtungsvorrichtung an, um Licht zu erzeugen.

**[0060]** Mit Bezug auf **Fig. 8C** kann ein innerhalb eines vorher existierenden Kanals angeordneter Führungsdraht **225** eine Beleuchtungsvorrichtung der vorliegenden Erfindung in die Nähe eines innen gelegenen Gewebebereichs führen. Der Führungsdraht **225** umfasst ein einziges zentrales Lumen **226**, das sich durch den Führungsdrahtkörper **227** erstreckt, und eine gewundene Spitze des Führungsdrahts **229**. Der Führungsdrahtkörper **227** umfasst beispielsweise Hyporohr-, Kunststoffextrusions- oder gewickelte Drähte. Die Spitze **229** umfasst beispielsweise gewickelte Drähte aus rostfreiem Stahl oder Platin. Der Außendurchmesser des Führungsdrahts **225** reicht von ungefähr 0,089 cm (0,035 Zoll) bis ungefähr 0,0254 cm (0,010 Zoll). Der Innendurchmesser des Lumens **226** reicht von ungefähr 0,0812 cm (0,032 Zoll) bis ungefähr 0,0102 cm (0,004 Zoll). Die Länge des Führungsdrahts **225** reicht von ungefähr 100 cm bis ungefähr 200 cm. Der Führungsdraht **225** mit einer Länge in diesem Bereich ist zum Erreichen des GI-Trakts, des Gehirns, des Herzens und andere ferne innere Gewebe nützlich. Bei einer weiteren Ausführungsform führt ein kürzerer Führungsdraht **225** eine Beleuchtungsvorrichtung in weniger entfernte Bereiche, wie beispielsweise Tränengänge

oder Brustmilchgänge, ein.

**[0061]** Mit Bezug auf **Fig. 8D** kann ein Endoskop **235** eine Beleuchtungsanordnung der vorliegenden Erfindung in die Nähe eines inneren Gewebebereichs durch einen Zugangs-Port **237** führen. Das Endoskop **235** umfasst ferner ein Okular **239** und ein Spül-Lumen **241**, das verwendet wird, um eine Führung der Position der Spitze des Endoskops zu spülen. Der Zugriffs-Port **237** kann relativ groß sein, um es einer Beleuchtungsanordnung zu ermöglichen, ohne weiteres hindurch zu gehen. Bei einer Ausführungsform weist der Zugriffs-Port **237** einen Durchmesser von bis zu ungefähr 0,475 cm (0,187 Zoll) auf. Das Endoskop **235** ist zum Zuführen einer Emission hoher Energie nützlich, wie beispielsweise diejenige, die von dem Xenonblitzröhren-Modul an einen Bereich des Körpers, wie beispielsweise den Ösophagus, geliefert wird.

**[0062]** Mit Bezug auf **Fig. 8E** kann eine Einführungseinrichtung **251** eine Beleuchtungsanordnung der vorliegenden Erfindung in die Nähe eines innen liegenden Gewebebereichs führen. Die Einführungseinrichtung **251** umfasst eine Touhey-Borst-Fitting **253**, einen Seitenarm **255**, einen Einlumenkunststoffmantel **257** und ein offenes distales Ende. Bei einer Ausführungsform wird das offene distale Ende **259** der Einführungseinrichtung **251** in Arterien oder Venen eingeführt, und eine andere Eingriffsanordnung mit einer Beleuchtungsanordnung wird in den innen liegenden Gewebebereich durch die Einführungseinrichtung **251** eingeführt. Der in **Fig. 8C** gezeigte Führungsdraht, der in **Fig. 8A** gezeigte Katheter und die in **Fig. 8B** gezeigte Nadel sind Beispiele von Eingriffsanordnungen, die eine Beleuchtungsanordnung der vorliegenden Erfindung umfassen können und die durch die Einführungseinrichtung **251** hindurch gehen können, die in der Nähe eines innen liegenden Gewebebereichs von Interesse anzuordnen ist.

**[0063]** Variationen, Modifikationen und andere Implementierungen von dem, was hier beschrieben ist, werden Fachleuten in den Sinn kommen, ohne vom Schutzbereich der Ansprüche abzuweichen. Demgemäß ist die Erfindung nicht durch die vorhergehende veranschaulichende Beschreibung sondern anstatt durch den Schutzbereich der folgenden Ansprüche zu definieren.

### Patentansprüche

1. Eingriffsanordnung mit:  
einem sonolumineszenten Lichtmodul zur Platzierung innerhalb eines Körpers, wobei das Lichtmodul umfasst:  
ein Gehäuse (**103**);  
einen akustischen Wandler (**110**), der innerhalb des Gehäuses zum Erzeugen einer Schallwelle angeord-

net ist;  
ein akustisches leitendes Medium (**105**), das innerhalb des Gehäuses und benachbart dem akustischen Wandler angeordnet ist; und  
eine Linse (**109**), die zwischen dem akustischen Wandler (**110**) und dem akustischen leitenden Medium (**105**) angeordnet ist, die die von dem akustischen Wandler (**110**) in dem akustischen leitenden Medium (**105**) erzeugte Schallwelle zum Erzeugen von Licht fokussiert.

2. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der der akustische Wandler (**110**) ein piezoelektrisches Material und eine Wellenanpassungsschicht (**107**) umfasst.

3. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 2, bei der das piezoelektrische Material (**113**) Blei-Zirkonat-Titanat umfasst.

4. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der ein distales Ende des Gehäuses (**103**) geformt ist, um Reflexion und Konzentration von Schallwellen in dem akustischen leitenden Medium (**115**) bereitzustellen.

5. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der das akustische leitende Medium (**115**) Wasser umfasst.

6. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der das akustische leitende Medium eine feste Substanz oder Ziel umfasst, auf der eine sonolumineszente Wirkung beobachtet werden kann.

7. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der das sonolumineszente Lichtmodul in der Nähe eines distalen Endes (**117**) der Eingriffsanordnung angeordnet ist.

8. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, ferner mit einem Impulsgenerator (**112**), der mit dem sonolumineszenten Lichtmodul durch innerhalb der Eingriffsanordnung positionierten elektrischen Leitungen (**114**) in Kommunikation ist.

9. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der das distale Ende der Eingriffsanordnung als das Gehäuse arbeitet.

10. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der mindestens ein Abschnitt der Eingriffsanordnung ein optisch transparentes Material umfasst.

11. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der die Position des Lichtmoduls innerhalb der Eingriffsanordnung einstellbar ist.

12. Eingriffsanordnung gemäß Anspruch 1, bei der die Eingriffsanordnung ein optisch transparentes

Fenster aufweist, das ein Material umfasst, das ausgewählt ist, um Licht mit einer vorbestimmten Wellenlänge durchzulassen.

der das erzeugte Licht Röntgenstrahlen umfasst.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen

13. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 1, bei der das erzeugte Licht Röntgenstrahlen umfasst.

14. Eingriffsvorrichtung mit:  
einem sonolumineszenten Lichtmodul zur Platzierung innerhalb eines Körpers, wobei das Lichtmodul umfasst:  
ein Gehäuse (**103**);  
einen akustischen Wandler (**110**), der innerhalb des Gehäuses zum Erzeugen einer Schallwelle angeordnet ist;  
ein akustisches leitendes Medium (**115**), das innerhalb des Gehäuses und benachbart dem akustischen Wandler angeordnet ist; und  
wobei ein distales Ende des Gehäuses geformt ist, um eine Reflexion und Konzentration der Schallwellen in dem akustischen leitenden Medium zum Erzeugen von Licht bereitzustellen.

15. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 14, bei der der akustische Wandler (**110**) ein piezoelektrisches Material und eine Wellenanpassungsschicht (**107**) umfasst.

16. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 15, bei der das piezoelektrische Material (**113**) Blei-Zirkonat-Titanat umfasst.

17. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 14, bei der das akustische leitende Medium eine feste Substanz oder Ziel umfasst, auf der ein sonolumineszente Wirkung beobachtet werden kann.

18. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 14, bei der das sonolumineszente Lichtmodul in der Nähe eines distalen Endes (**117**) der Eingriffsvorrichtung angeordnet ist.

19. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 14, ferner mit einem Impulsgenerator (**112**), der mit dem sonolumineszenten Lichtmodul durch innerhalb der Eingriffsvorrichtung positionierten elektrischen Leitungen in Kommunikation ist.

20. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 14, bei der die Position des Lichtmoduls innerhalb der Eingriffsvorrichtung einstellbar ist.

21. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 14, bei der die Eingriffsvorrichtung ein optisch transparentes Fenster aufweist, das ein Material umfasst, das ausgewählt ist, um Licht mit einer vorbestimmten Wellenlänge durchzulassen.

22. Eingriffsvorrichtung gemäß Anspruch 14, bei

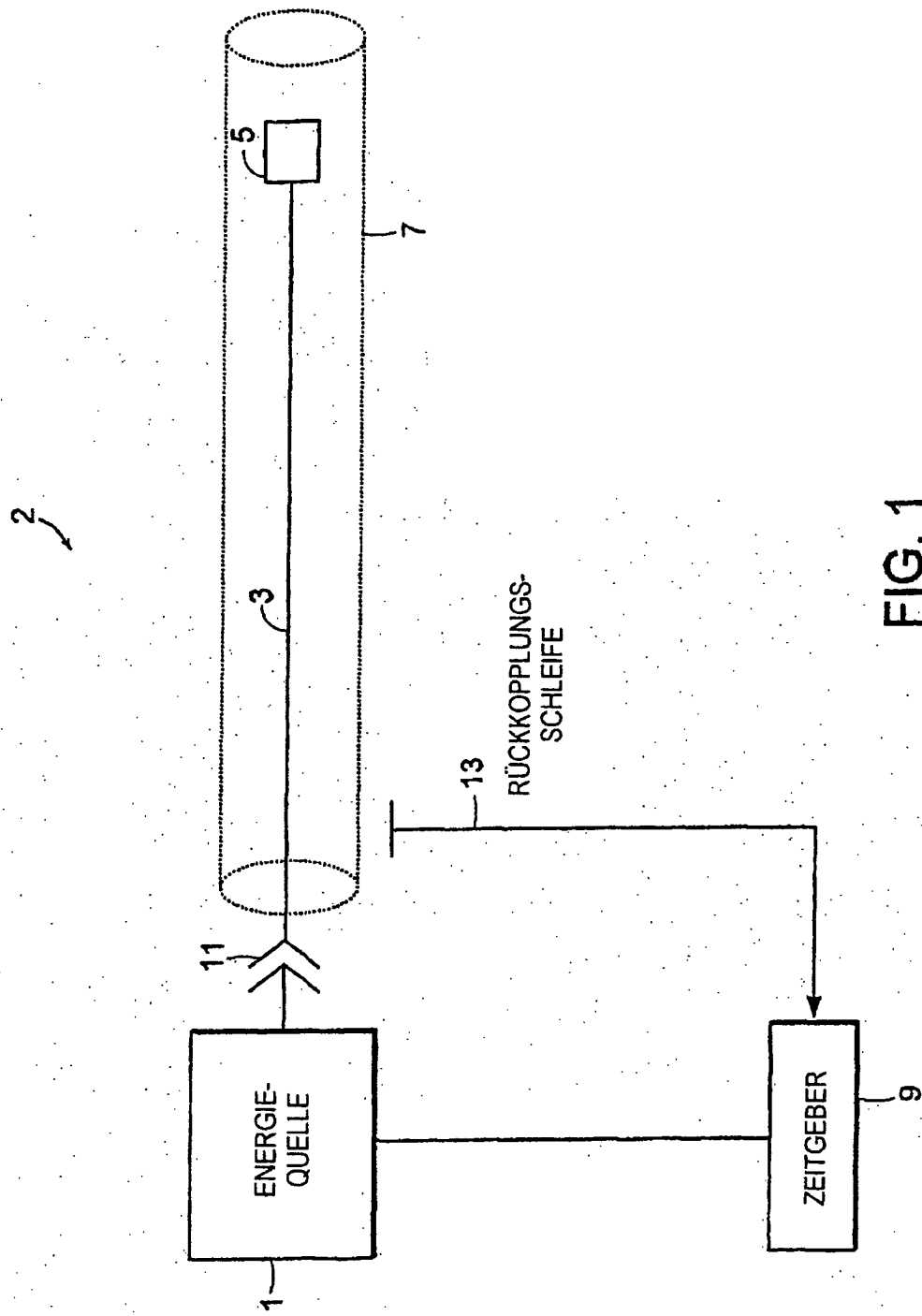


FIG. 1

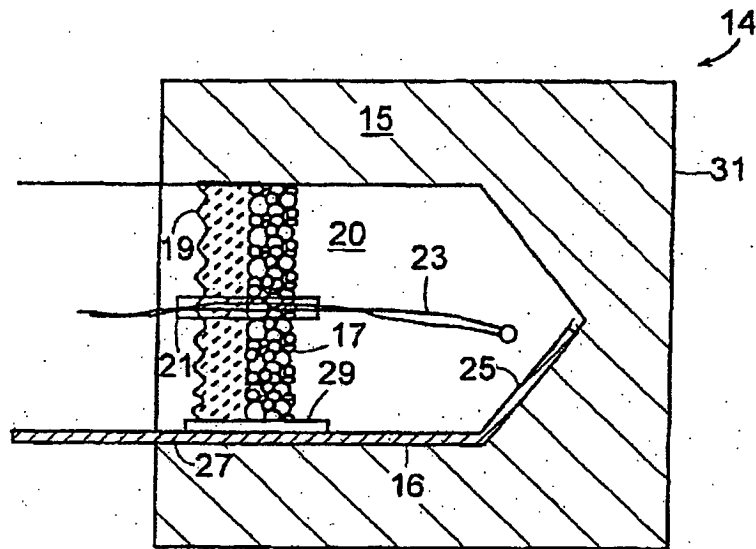


FIG. 2A

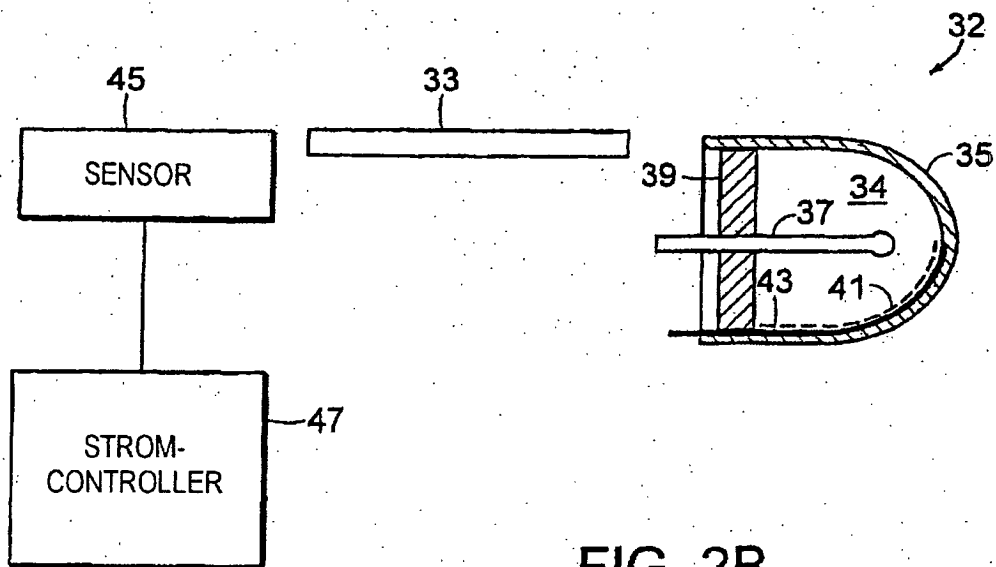


FIG. 2B

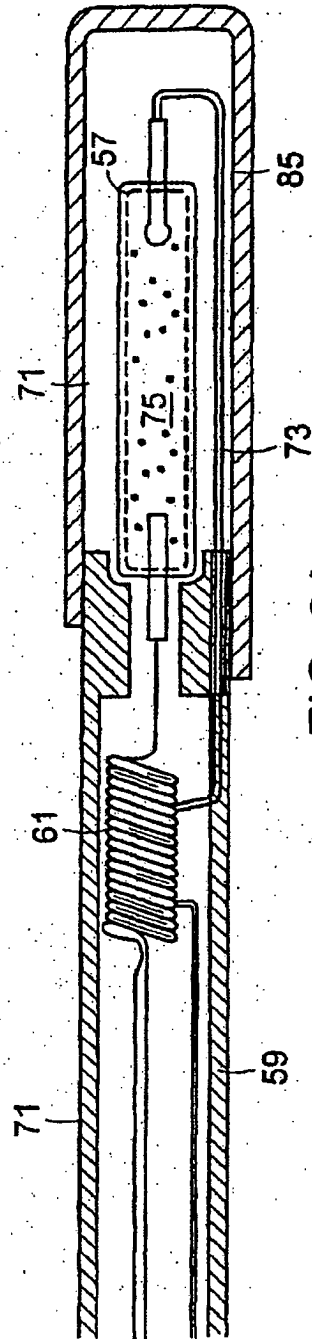


FIG. 3A

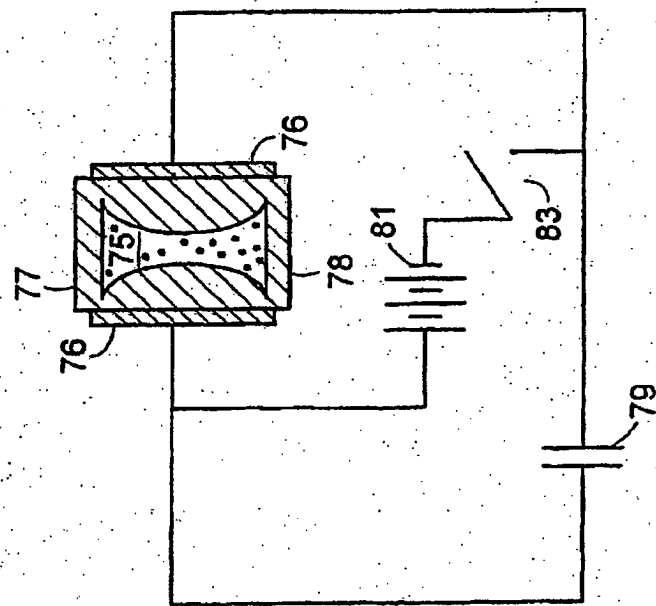


FIG. 3B

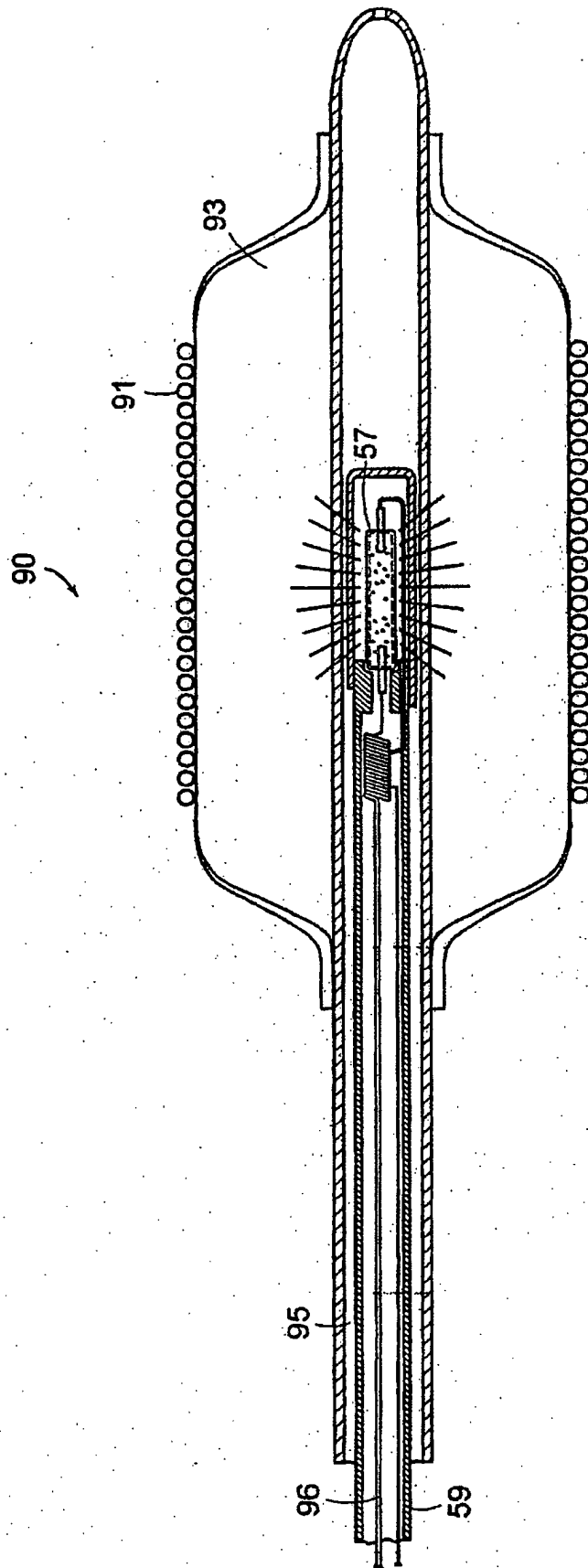


FIG. 3C



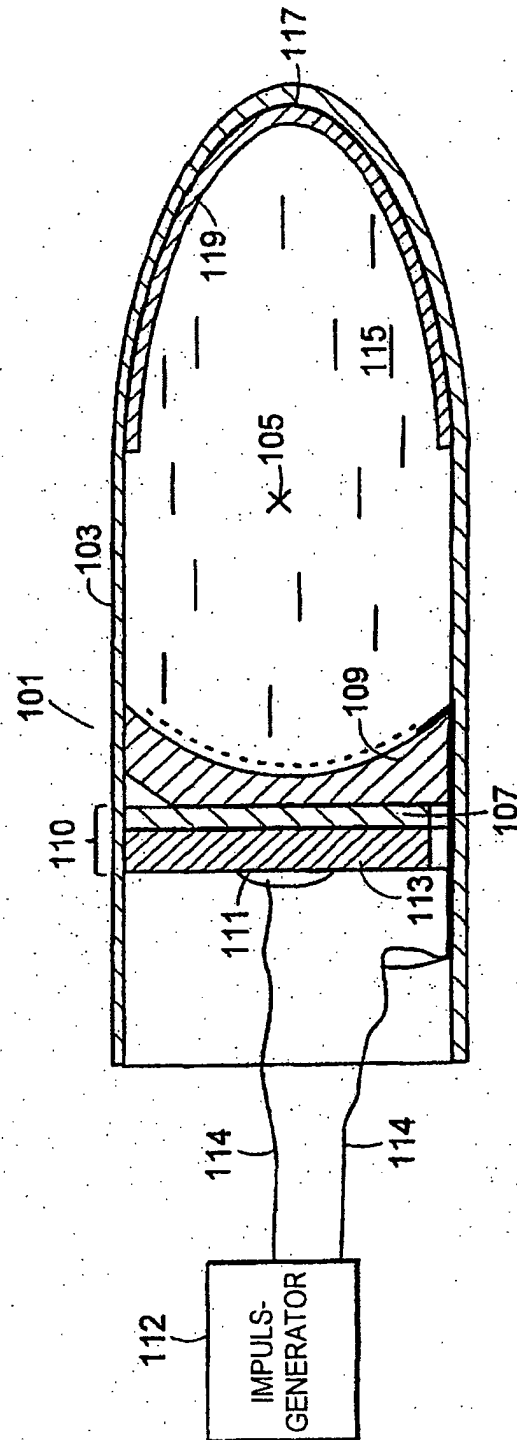


FIG. 4

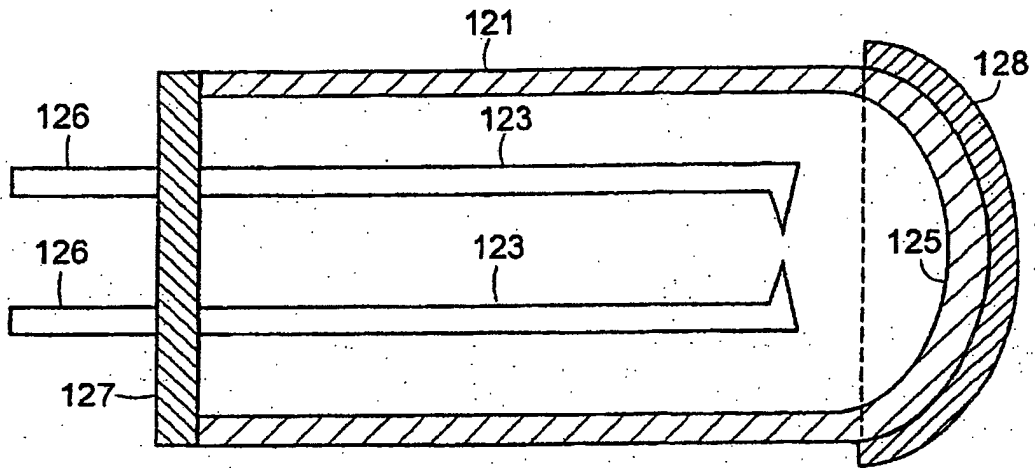


FIG. 5A

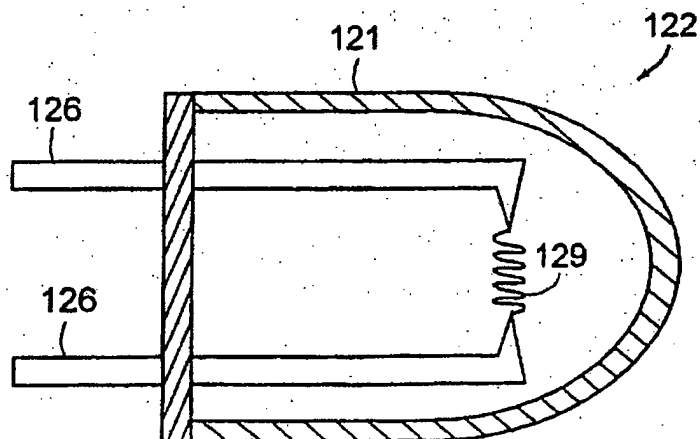


FIG. 5B

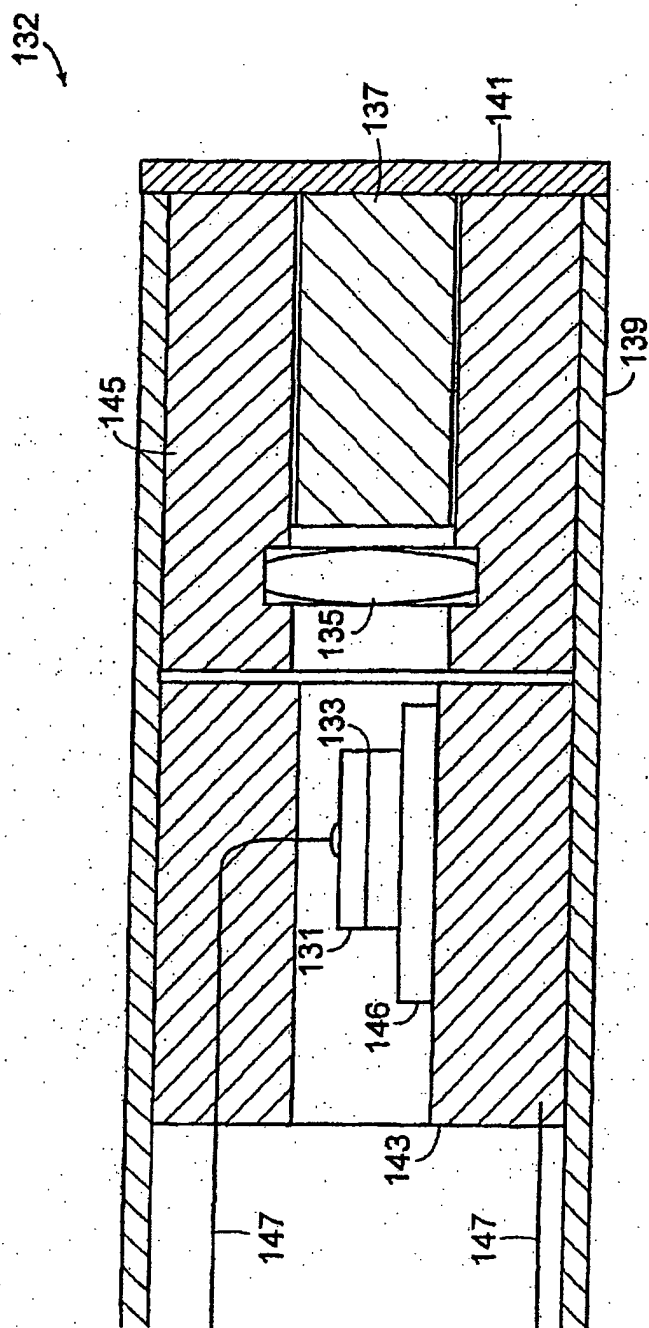


FIG. 6

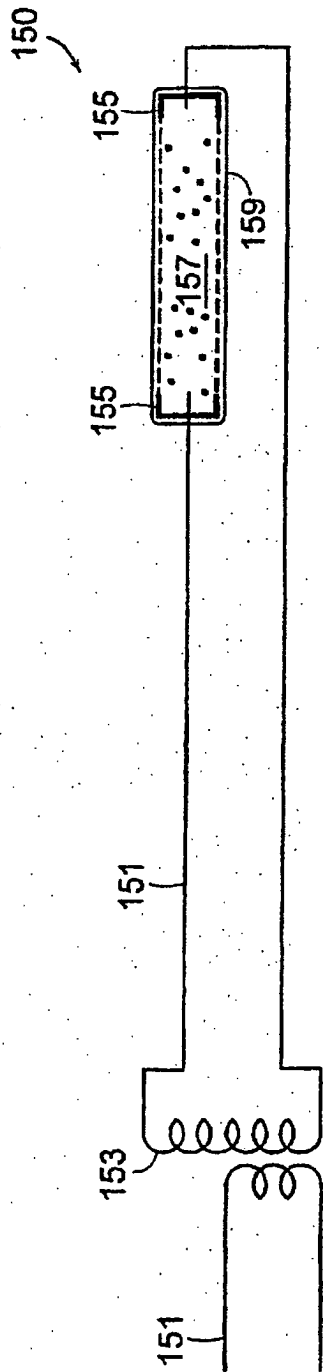


FIG. 7A

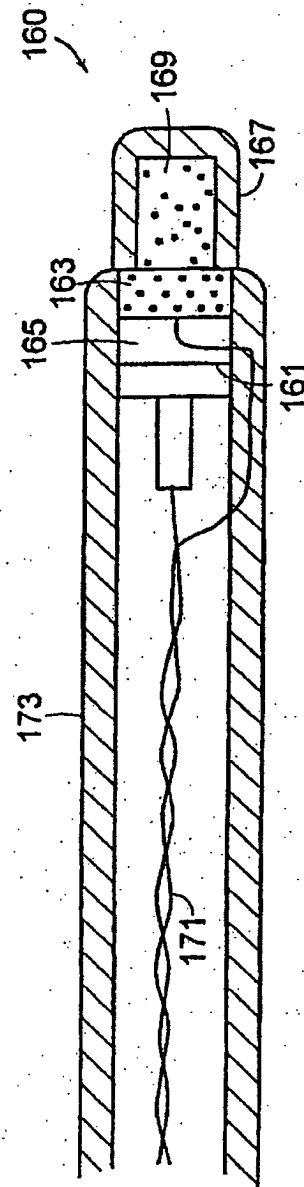


FIG. 7B

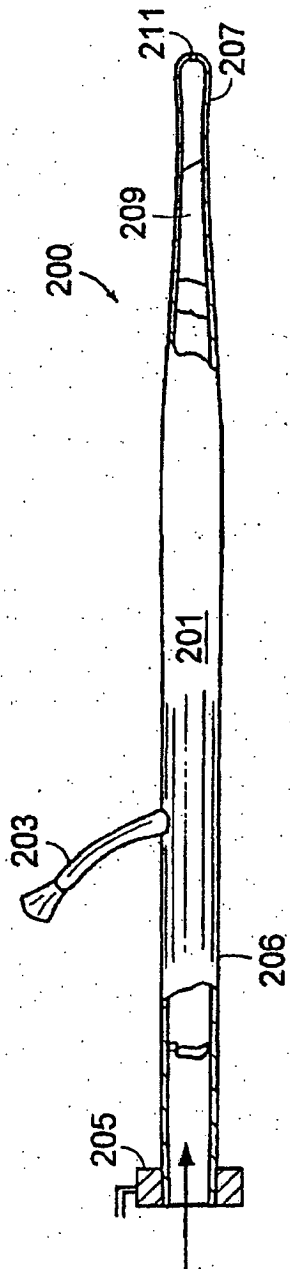


FIG. 8A

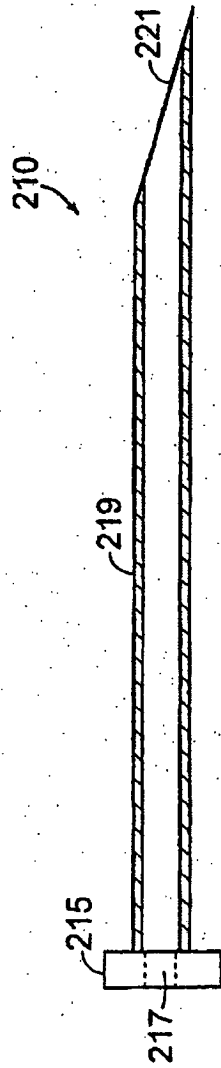


FIG. 8B

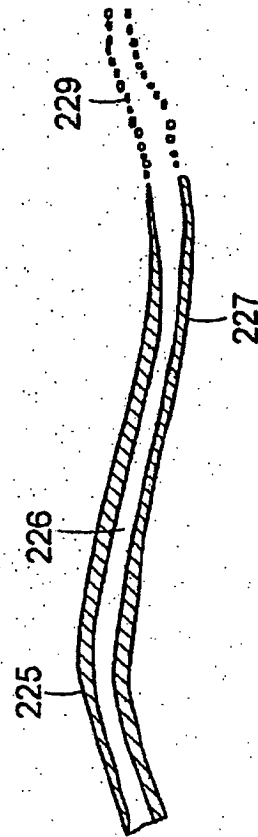


FIG. 8C

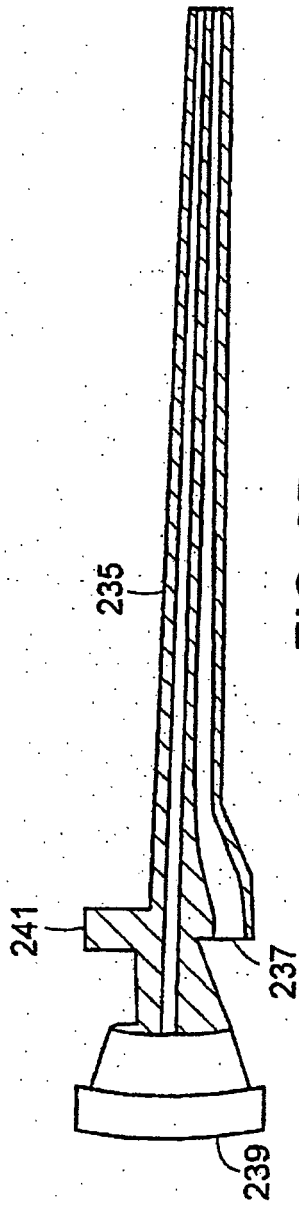


FIG. 8D

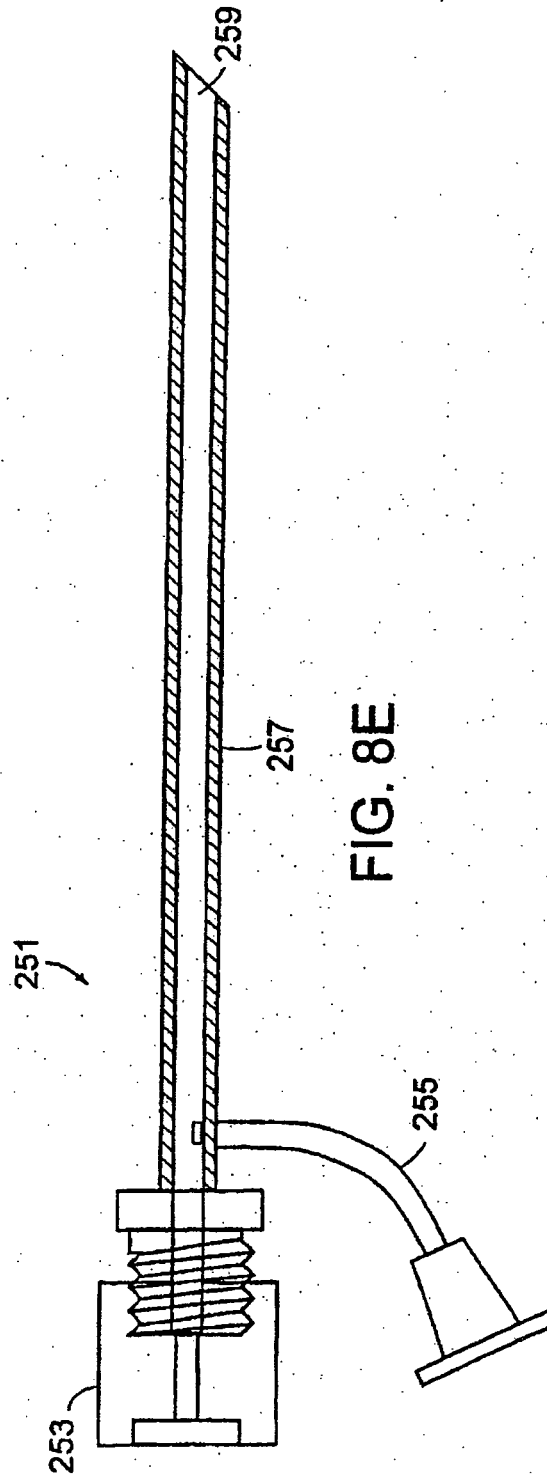


FIG. 8E