



(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2013 201 809.6**  
(22) Anmeldetag: **05.02.2013**  
(43) Offenlegungstag: **07.08.2014**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **07.09.2023**

(51) Int Cl.: **A61B 1/06 (2006.01)**  
**A61B 17/94 (2006.01)**  
**F21V 33/00 (2006.01)**  
**G02B 23/24 (2006.01)**

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:  
**Richard Wolf GmbH, 75438 Knittlingen, DE**

(74) Vertreter:  
**Patentanwälte Vollmann Hemmer Lindfeld  
Partnerschaft mbB, 23560 Lübeck, DE**

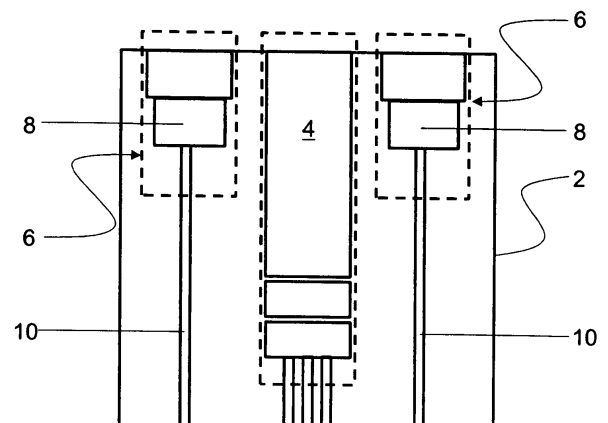
(72) Erfinder:  
**Weber, Bernd Claus, Dr., 76228 Karlsruhe, DE;  
Heimberger, Rudolf, 75038 Oberderdingen, DE;  
Schrupf, Klaus, Dipl.-Ing., 76703 Kraichtal, DE;  
Detert, Martina, B.Eng., 81245 München, DE; App,  
Thomas, 75059 Zaisenhausen, DE**

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE	10 2009 045 527	A1
DE	10 2009 049 683	A1
US	2009 / 0 310 229	A1
US	2012 / 0 112 236	A1
WO	2012/ 069 542	A1

(54) Bezeichnung: **Medizinisches Instrument**

(57) Hauptanspruch: Medizinisches Instrument mit mindestens einer Strahlungseinrichtung (6, 6<sup>I</sup> - 6<sup>VII</sup>), welche mindestens eine Strahlenquelle in Form zumindest einer LED (8) aufweist, wobei in Strahlungsrichtung hinter der Strahlenquelle eine strahlendurchlässige oder zumindest teilweise strahlendurchlässige Schutzscheibe (28, 28<sup>I</sup>, 28<sup>III</sup>) angeordnet ist, die aus einem Material ausgebildet ist, welches einen Brechungsindex  $n \geq 1,75$  und eine höhere Bruchfestigkeit und Härte als optische Gläser aufweist, wobei die LED (8) an einer Proximalseite einen ersten elektrischen Anschlusskontakt und an einer davon abgewandten Distal-seite einen zweiten elektrischen Anschlusskontakt (24) aufweist, und wobei die Strahlungseinrichtung (6I - 6<sup>VII</sup>) eine Hülse (32, 32<sup>IV</sup>) aufweist, in welcher die LED (8) angeordnet ist, wobei die Hülse (32<sup>IV</sup>) elektrisch leitend ausgebildet ist und an ihr eine in das Innere der Hülse (32<sup>IV</sup>) gerichtete Lasche (64) ausgebildet ist, welche mit dem zweiten Anschlusskontakt (24) der LED (8) elektrisch leitend verbunden ist, wobei die Schutzscheibe (28, 28<sup>I</sup>, 28<sup>III</sup>) in die Hülse (32, 32<sup>IV</sup>) eingreift und wobei die Hülse (32, 32<sup>IV</sup>) an ihrem Innenumfang eine Verspiegelung aufweist.



**Beschreibung**

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein medizinisches Instrument.

**[0002]** Es sind medizinische Instrumente bekannt, die zu Beleuchtungs- oder Therapiezwecken mit einer Strahlungseinrichtung mit einer oder mehreren LEDs als Strahlenquelle ausgestattet sind. Hierzu zählen insbesondere Endoskope, bei denen eine solche Strahlungseinrichtung zur Beleuchtung des Endoskopsichtfelds am distalen Ende des Endoskops angeordnet ist. Die bei Endoskopen oder endoskopischen Instrumenten eingesetzten Strahlungseinrichtungen weisen oft eine hinsichtlich der Strahlung der verwendeten Strahlungsquelle durchlässige Schutzscheibe aus herkömmlichem optischen Glas auf, die in Hauptemissionsrichtung der LED hinter der LED angeordnet ist, um die LED und deren elektrische Anschlüsse vor Feuchtigkeit und vor äußeren mechanischen Einwirkungen zu schützen. Unter optischem Glas wird hier Glas zur Fertigung von optischen Bauteilen wie Linsen, Prismen, Spiegel und die hier betrachtete Schutzscheibe für optische Systeme wie zum Beispiel Objektive, Mikroskope oder Fernrohre und Bestrahlungssysteme wie die hier betrachtete Strahlungseinrichtung verstanden.

**[0003]** Insbesondere bei Verwendung in Endoskopen und endoskopischen Instrumenten erweist es sich als nachteilig, dass Strahlungseinrichtungen mit einer oder mehreren LEDs in lateraler Richtung, d. h. quer zur Hauptemissionsrichtung der LED bzw. LEDs vergleichsweise große Abmessungen aufweisen, was maßgeblich die Abmessungen der mit solchen Strahlungseinrichtungen ausgestatteten medizinischen Instrumente im Bereich der Anordnung der Strahlungseinrichtungen bestimmt bzw. es unmöglich macht, solche Strahlungseinrichtungen bei gewissen Instrumenten einzusetzen.

**[0004]** In DE 10 2009 045 527 A1 ist ein Endoskop beschrieben, dass eine im Bereich des distalen Endes des Endoskopschafts angeordnete Beleuchtungsquelle in Form einer LED aufweist. Eine am distalen Ende des Endoskopschafts ausgebildete sichelförmige Beleuchtungsöffnung ist mit einem Abdeckglas hermetisch dicht verschlossen. Das Abdeckglas kann aus transparenten Werkstoffen mit einem Brechungsindex von  $>1 - 3$  ausgebildet sein.

**[0005]** Aus US 2009/ 0310229 A1 ist es bekannt, als Material für die Abdeckgläser eines Videoendoskops einen polierten Saphir zu verwenden.

**[0006]** WO 2012/ 069542 A1 betrifft ein medizinisches Gerät mit zumindest einer LED aufweisenden Beleuchtungs- bzw. Bestrahlungseinrich-

tung. Die Beleuchtungs- bzw. Bestrahlungseinrichtung weist einen Hohlzylinder auf, in den sie eingefasst ist. Distal außenseitig des Hohlzylinders, welcher an seiner Innenwandung eine Verspiegelung aufweist, ist eine Schutzscheibe angeordnet.

**[0007]** Aus US 2012/ 011236 A1 ist ein LED- Chip bekannt, bei dem die LED an ihrer Proximalseite einen ersten Anschlusskontakt und an ihrer Distalseite einen zweiten Anschlusskontakt aufweist.

**[0008]** DE 10 2009 049 683 A1 ist ein Endoskop zu entnehmen, welches an dem distalen Ende des Endoskops eine Beleuchtungseinrichtung mit mehreren ringförmig nebeneinander angeordneten LEDs aufweist.

**[0009]** Vor diesem Hintergrund liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein medizinisches Instrument, vorzugsweise ein Endoskop oder ein endoskopisches Instrument mit einer Strahlungseinrichtung mit einer oder mehreren LEDs zu schaffen, bei dem die Strahlungseinrichtung gegenüber den bislang bekannten Strahlungseinrichtungen dieser Art bei gleicher Strahlungseffizienz deutlich kleinere laterale Abmessungen aufweist bzw. ein solches medizinisches Instrument zu schaffen, das bei lateralen Abmessungen der Strahlungseinrichtung, die denjenigen der bislang üblichen Strahlungseinrichtungen entsprechen, eine deutlichgrößere Strahlungseffizienz aufweist. Unter Strahlungseffizienz ist hier das Verhältnis von für die Anwendung verfügbarer Strahlung zu aufgenommener elektrischer Leistung der Strahlungsquelle bzw. der Strahlungsquellen zu verstehen.

**[0010]** Gelöst wird diese Aufgabe durch ein medizinisches Instrument mit den in Anspruch 1 angegebenen Merkmalen. Vorteilhafte Weiterbildungen dieses medizinischen Instruments ergeben sich aus den Unteransprüchen, der nachfolgenden Beschreibung sowie den Zeichnungen. Hierbei können gemäß der Erfindung die in den Unteransprüchen angegebenen Merkmale für sich aber auch in geeigneter Kombination die erfindungsgemäße Lösung gemäß Anspruch 1 weiter ausgestalten.

**[0011]** Erfindungsgemäß wird also ein medizinisches Instrument vorgeschlagen, das mindestens eine Strahlungseinrichtung mit mindestens einer Strahlenquelle in Form einer LED und mit einer in Strahlungsrichtung hinter der Strahlenquelle angeordneten strahlendurchlässigen oder zumindest teilweise strahlendurchlässigen Schutzscheibe aufweist.

**[0012]** Bei dem medizinischen Instrument handelt es sich vorzugsweise um ein Endoskop oder ein endoskopisches Instrument, an dessen distalen

Ende die Strahlungseinrichtung angeordnet ist. Die Strahlungseinrichtung kann eine solche Einrichtung sein, die zur Beleuchtung dient und demzufolge Strahlung im Bereich des sichtbaren Lichtes emittiert oder es kann sich um eine zu therapeutischen Zwecken, beispielsweise zur photodynamischen Therapie eingesetzte Einrichtung handeln, wobei sie in diesem Fall gegebenenfalls auch Strahlung nicht sichtbarer Wellenlängenbereiche emittieren kann. Es kann sich aber auch um eine Strahlungseinrichtung handeln, die zur Beleuchtung und Diagnose dient, die Strahlung im nicht sichtbaren Bereich emittiert. Gegebenenfalls wird dann die nicht sichtbare Strahlung von körpereigenen (Autofluoreszenz) oder exogenen (photodynamische Diagnose) Markern in den sichtbaren Bereich transformiert oder durch spezielle Kameras sichtbar gemacht.

**[0013]** Zur Verringerung der lateralen Abmessungen der Strahlungsvorrichtung bzw. zur Verbesserung der Strahlungseffizienz ist bei dem erfindungsgemäß vorgeschlagenen medizinischen Instrument vorgesehen, die Schutzscheibe erstens aus einem hochbrechenden Material auszubilden. D. h., das für die Schutzscheibe verwendete Material weist einen Brechungsindex von zumindest  $n \geq 1,75$  und bevorzugt von  $n > 2,00$  auf.

**[0014]** Dem liegt folgende Erkenntnis zugrunde: Bei Strahlungseinrichtungen, bei denen eine Schutzscheibe in Strahlungsrichtung hinter der LED angeordnet ist, die LED also von einer Strahlungsaustrittsöffnung der Strahlungseinrichtung beabstandet ist, erreicht grundsätzlich ein Teil der von der LED emittierten Strahlen nicht die Strahlenaustrittsöffnung, d.h., die distale Stirnseite der Schutzscheibe sondern lediglich die Mantelfläche der Schutzscheibe, wo sie zum Teil absorbiert oder gestreut wird und damit dem eigentlichen Zweck nämlich der Beleuchtung bzw. Bestrahlung nicht mehr dienen kann.

**[0015]** Indem für die Schutzscheibe erfindungsgemäß ein hochbrechendes Material gewählt wird, wird bewirkt, dass der Anteil der Strahlen, die die Strahlenaustrittsöffnung erreichen, erhöht wird, da der Brechungswinkel bezogen auf das Lot geringer ist. So wird bei gleichbleibenden lateralen Abmessungen der Schutzscheibe bzw. der Strahlungseinrichtung ein größerer Anteil der von der LED emittierten Strahlung an der distalen Stirnseite der Schutzscheibe emittiert und steht dort zur Beleuchtung bzw. Bestrahlung zur Verfügung. Durch die Verwendung eines hochbrechenden Materials für die Schutzscheibe wird demzufolge die Strahlungseffizienz der Strahlungseinrichtung deutlich verbessert, was wiederum die Möglichkeit schafft, bei Beibehaltung der Strahlungseffizienz eine Strahlungseinrichtung zu verwenden, deren Schutzscheibe einen deutlich kleineren Durchmesser als eine aus einem normal brechenden oder niedrig brechenden opti-

schen Glas mit einem Brechungsindex im Bereich von  $n = 1,5$  oder kleiner ausgebildete Schutzscheibe aufweist, wobei der minimale Durchmesser der Schutzscheibe lediglich von den lateralen Abmessungen der zur Erzielung der geforderten Strahlungseffizienz erforderlichen LED vorgegeben wird.

**[0016]** Zur Verringerung der lateralen Abmessungen der Strahlungsvorrichtung bzw. zur Verbesserung deren Strahlungseffizienz ist bei dem erfindungsgemäß vorgeschlagenen medizinischen Instrument zweitens vorgesehen, die Schutzscheibe aus einem Material auszubilden, das eine höhere Bruchfestigkeit und Härte als optische Gläser aufweist. Hierbei ergibt sich die Bruchfestigkeit je nach Art der auf die Schutzscheibe wirkenden Belastung durch die Druck-, Biege-, Zug- oder Biegezugfestigkeit des verwendeten Materials.

**[0017]** Dieser Materialwahl liegt die Erkenntnis zugrunde, dass die Dicke der Schutzscheibe verringert werden kann, wenn die Schutzscheibe aus einem Material ausgebildet ist, das eine deutlich höhere mechanische Belastbarkeit als optische Gläser aufweist. Mit der Verringerung der Dicke der Schutzscheibe geht zwangsläufig eine Verringerung der äußeren Mantelfläche der Schutzscheibe und damit eine Erhöhung des Anteils der aus der distalen Stirnseite der Schutzscheibe austretenden Strahlen einher. Dementsprechend kann auch durch die Verwendung eines Materials für die Schutzscheibe mit einer höheren Bruchfestigkeit als optische Gläser die Strahlungseffizienz der Strahlungseinrichtung deutlich verbessert werden, was wiederum die Möglichkeit schafft, bei Beibehaltung der Strahlungseffizienz eine Strahlungseinrichtung zu schaffen, deren Schutzscheibe einen deutlich kleineren Durchmesser als eine aus einem optischen Glas ausgebildete Schutzscheibe aufweist. Allerdings kann die Bruchfestigkeit der Schutzscheibe deutlich abnehmen, wenn diese Mikrorisse an ihrer Oberfläche aufweist. Die Gefahr, dass solche Defekte an der Schutzscheibe entstehen, besteht z. B. durch Stoß oder Reibung der Schutzscheibe mit anderen Bauteilen bei dem Einbau der Schutzscheibe in das medizinische Instrument, durch Kontakt mit anderen Instrumenten während der Anwendung des medizinischen Instruments oder bei dessen Reinigung. Durch die erfindungsgemäße Wahl eines Materials für die Schutzscheibe mit einer Härte, die größer als diejenige von optischem Glas ist, wird bei dem erfindungsgemäßen medizinischen Instrument die Gefahr der Bildung von Mikrorissen an der Oberfläche der Schutzscheibe deutlich verringert.

**[0018]** Die Strahlungseinrichtung weist weiterhin eine Hülse auf, in der die LED angeordnet ist. Diese Hülse ist in dem erfindungsgemäßen medizinischen Instrument derart angeordnet, dass sie an einer Außenseite und vorzugsweise an einer distalen

Außenseite angrenzt. Um sich nicht in nennenswerter Weise auf die lateralen Abmessungen der Strahlungseinrichtung auszuwirken, ist die Hülse möglichst dünnwandig ausgebildet.

**[0019]** Mit der Hülse wird die darin angeordnete LED und ihre elektrischen Anschlüsse vor äußeren mechanischen Einwirkungen insbesondere aus lateraler Richtung, wie sie z. B. beim Einbau der Strahlungseinrichtung in das medizinische Instrument auftreten können, geschützt. Eine distale Stirnseite der Hülse kann als Auflagefläche für die Schutzscheibe dienen.

**[0020]** Weiterhin weist die Strahlungseinrichtung eine Hülse auf, in der die LED angeordnet ist. Diese Hülse ist in dem erfindungsgemäßen medizinischen Instrument derart angeordnet, dass sie an einer Außenseite und vorzugsweise an einer distalen Außenseite angrenzt. Um sich nicht in nennenswerter Weise auf die lateralen Abmessungen der Strahlungseinrichtung auszuwirken, ist die Hülse möglichst dünnwandig ausgebildet. Mit der Hülse wird die darin angeordnete LED und ihre elektrischen Anschlüsse vor äußeren mechanischen Einwirkungen insbesondere aus lateraler Richtung, wie sie z. B. beim Einbau der Strahlungseinrichtung in das medizinische Instrument auftreten können, geschützt.

**[0021]** Die LED weist zudem an einer Proximalseite einen ersten elektrischen Anschlusskontakt und an einer davon abgewandten Distalseite einen zweiten elektrischen Anschlusskontakt auf. Zudem ist die Hülse elektrisch leitend ausgebildet und an ihr ist eine in das Innere der Hülse gerichtete Lasche ausgebildet, welche mit dem zweiten Anschlusskontakt der LED elektrisch leitend verbunden.

**[0022]** Die Schutzscheibe greift in die Hülse ein. In diesem Fall ist die Schutzscheibe zweckmäßigerweise auch in der Hülse befestigt. So kann die Schutzscheibe an ihrer äußeren Mantelfläche mit der Innenwandung der Hülse verklebt sein. Insbesondere dann, wenn die Schutzscheibe aus einem besonders temperaturbeständigen Material wie beispielsweise YAG, Saphir oder Zirkonia ausgebildet ist, kann die Schutzscheibe auch in der Hülse verlötet sein. In diesem Fall ist die Hülse typischerweise aus einem lötfähigem Material ausgebildet, wobei an der äußeren Mantelfläche der Schutzscheibe ein Metallfilm aufgebracht ist. Ein Vorteil der Anordnung der Schutzscheibe in der Hülse besteht darin, dass die Hülse, welche aufgrund ihrer bevorzugt dünnwandigen Ausgestaltung vergleichsweise instabil ist, durch die darin befestigte Schutzscheibe versteift wird.

**[0023]** Die Hülse weist an ihrem Innenumfang eine Verspiegelung auf. Durch diese Maßnahme wird der

Anteil der Strahlen, die auf die Innenwandung der Hülse treffen und dort ansonsten absorbiert oder verlustbehaftet gestreut werden, deutlich verringert werden. Statt einer Verspiegelung der Innenwandung der Hülse oder zusätzlich zu einer solchen Verspiegelung ist es auch möglich, die äußere Mantelfläche der Schutzscheibe mit einer in Richtung des Inneren der Schutzscheibe weisenden Verspiegelung zu versehen.

**[0024]** Die nachfolgend beschriebenen Ausgestaltungen sind als Weiterbildung des erfindungsgemäßen medizinischen Instruments zu verstehen.

**[0025]** Bevorzugt ist die Schutzscheibe aus einem synthetischen monokristallinen Kristall ausgebildet. Viele solche Kristalle, wie z. B. Yttrium-Aluminium-Granat (YAG), Saphir oder Zirkonia ( $ZrO_2$ ), die aufgrund ihrer synthetischen monokristallinen Herstellung weitestgehend versetzungs- und fremdatomfrei sind und aufgrund ihrer kristalltypischen Gitterstruktur im Vergleich zu amorphen Medien durch relativ hohe Bindungskräfte gekennzeichnet sind, weisen eine deutlich größere Bruchfestigkeit als optische Gläser auf. Beispielsweise liegt die Zugfestigkeit von YAG mit 0,13-0,26 GPa und Saphir mit 0,4 GPa um ein Vielfaches über der Zugfestigkeit von optischem Glas (0,03 GPa). Ähnliches gilt für die Druck- und Biegefestigkeit von Saphir und Zirkonia gegenüber der Druck- und Biegefestigkeit von optischem Glas. So beträgt die Druckfestigkeit von Saphir 2,1 GPa, die von Zirkonia 2,8 bzw. 3,1 GPa, während optisches Glas eine Druckfestigkeit von lediglich 0,9 GPa aufweist. Die Biegefestigkeiten von Saphir mit 0,6 GPa und diejenige von Zirkonia mit 1 bzw. 1,2 GPa betragen ebenfalls ein Vielfaches der Biegefestigkeit von optischem Glas mit 0,03 GPa. Des Weiteren haben Kristalle aufgrund ihrer geordneten, kompakten Struktur und den daraus resultierenden vergleichsweise hohen Bindungskräften auch größere Härten als die entsprechenden amorphen Medien. So haben YAG, Saphir und Zirkonia jeweils eine deutlich größere Härte als optisches Glas. Während Letzteres in Abhängigkeit von der Glasart eine Mohs-Härte besitzt, die zwischen 5 und 7 liegt, betragen die Mohs-Härten von YAG und Zirkonia 8,5 und diejenige von Saphir 9. Die Oberfläche der Schutzscheibe ist bei deren Ausbildung aus YAG, Saphir oder Zirkonia damit z. B. deutlich kratzfester gegenüber Instrumenten aus Titan oder harten Stählen, deren Mohs-Härte bei 6 liegt bzw. bis zu 7 erreichen kann. Als weiterer Vorteil dieser Materialien ist deren gegenüber optischem Glas größere Temperaturbeständigkeit anzusehen.

**[0026]** Eine weitere Maßnahme zur Verbesserung der Strahlungseffizienz der Strahlungseinrichtung, besteht darin, die LED in möglichst geringem Abstand von der Schutzscheibe anzuordnen. So ist weiter bevorzugt vorgesehen, dass die Schutz-

scheibe in einem Abstand  $\leq 500 \mu\text{m}$  distalseitig der LED angeordnet ist.

**[0027]** Zwecks besserer Abfuhr der von der LED erzeugten Wärme wird eine solche LED verwendet, bei der ein elektrischer Anschlusskontakt an der von der Hauptemissionsrichtung der LED abgewandten Außenseite der LED und ein elektrischer Anschlusskontakt an einer davon abgewandten Oberseite der LED angeordnet ist.

**[0028]** Bei einer LED letztgenannter Art ist es üblich, den an der Oberseite der LED angeordneten Anschlusskontakt über einen Bonddraht mit einem elektrischen Leiter zu verbinden, wobei der Bonddraht einen vergleichsweise großen Abstand zwischen LED und Schutzscheibe erforderlich machen kann. Die Hülse ist elektrisch leitend ausgebildet und an der Hülse ist eine in das Innere der Hülse gerichtete Lasche ausgebildet, welche mit dem zweiten, an der Oberseite der LED angeordneten Anschlusskontakt der LED elektrisch leitend verbunden ist. Demzufolge bildet die Hülse in diesem Fall ein elektrisch leitendes Verbindungsteil von dem Anschlusskontakt zu einem mit einer Spannungsquelle verbundenen elektrischen Leiter. Die an der Hülse ausgebildete Lasche kann so gebogen sein, dass sie auf dem Anschlusskontakt in distaler Richtung nahezu gar nicht aufrägt, so dass ein verhältnismäßig geringer Abstand von LED und Schutzscheibe realisiert werden kann.

**[0029]** Gemäß einer weiteren vorteilhaften Weiterbildung kann die Schutzscheibe an ihrer der LED zugewandten Stirnseite eine Antireflexbeschichtung aufweisen. Diese Antireflexbeschichtung bildet ein für den Wellenlängenbereich und die Winkel der von der LED emittierten Strahlen optimierten Interferenzfilter. Mittels dieses Interferenzfilters werden die beim Übergang von dem in dem Raum zwischen der LED und der Schutzscheibe befindlichen Medium auf die Schutzscheibe auftretenden Fresnel-Verluste zumindest deutlich verringert und bestenfalls eliminiert.

**[0030]** Weiter vorteilhaft kann ein Zwischenraum zwischen der LED und der Schutzscheibe mit einem Medium gefüllt sein, welches einen höheren Brechungsindex als Luft aufweist. So kann der Raum zwischen der LED, der Hülse und der Schutzscheibe z.B. mit einem Medium ausgegossen sein, welches nach dem Vergießen aushärtet. Vorteilhaft kann durch diese Maßnahme die bevorzugt dünnwandig ausgestaltete Hülse weiter stabilisiert werden.

**[0031]** Besonders vorteilhaft kann die Strahlungseinrichtung als eine austauschbare Baueinheit ausgebildet sein. Demzufolge wird die Strahlungseinrichtung als ein weitgehend abgeschlossenes, für

das medizinische Instrument einbaufertiges Modul zur Verfügung gestellt. Dieses Modul weist zweckmäßigerweise eine dünnwandige Hülse auf, in der in einem an eine Stirnseite angrenzenden Bereich die Schutzscheibe vorzugsweise fluiddicht eingelötet ist. An der von der Schutzscheibe abgewandten Stirnseite der Hülse greift in diese ein Träger für die LED ein, so dass die LED in der Hülse zwischen dem Träger und der Schutzscheibe angeordnet ist. Der Träger ist mit der Hülse über eine Löt- oder Klebverbindung fluiddicht verbunden. Durch die abgeschlossene Anordnung der LED in der Hülse ist die LED vor äußeren Einwirkungen allseitig geschützt, was beispielsweise im Hinblick auf die Lagerung und den Einbau der Strahlungseinrichtung in das medizinische Instrument von Vorteil ist. Des Weiteren muss der Schutz der LED vor äußeren Einflüssen nicht mehr von dem medizinischen Instrument an sich bzw. nur noch in geringerem Maße von diesem erbracht werden, was die Konstruktion und Umsetzung eines solchen Instruments vereinfachen kann.

**[0032]** Insbesondere dann, wenn es sich bei dem medizinischen Instrument um ein Endoskop handelt, kann die Strahlungseinrichtung vorteilhaft mehrere LEDs aufweisen, welche ringförmig nebeneinander angeordnet sind. Beispielsweise können mehrere LEDs an dem distalen Ende eines Endoskops in einem an den Außenumfang des Endoskops angrenzenden Bereich in dort ringförmig nebeneinander angeordneten zylindrischen Ausnehmungen angeordnet sein. Dabei können die einzelnen LEDs jeweils in einer Hülse angeordnet sein, wobei in der Hülse jeweils auch eine die LED schützende Schutzscheibe angeordnet ist. Daneben ist auch eine Ausgestaltung denkbar, bei der an der distalen Stirnseite des Endoskops eine ringförmige Ausnehmung ausgebildet ist, in welcher mehrere LEDs gemeinsam nebeneinander angeordnet sind, wobei die ringförmige Ausnehmung distalseitig von einer strahlungstransparenten ringförmigen Schutzscheibe abgedeckt wird oder eine das gesamte distale Ende eines Endoskops abdeckende Schutzscheibe vorgesehen sein kann.

**[0033]** Die Schutzscheibe kann neben der eigentlichen, bereits eingangs beschriebenen Schutzfunktion in weiteren Ausführungsformen noch weitere Funktionen übernehmen. Z.B. kann die Schutzscheibe in bestimmten Fällen auch als Linse oder andere strahlformende Komponente ausgeführt sein. So ist weiter vorteilhaft eine Ausgestaltung der Schutzscheibe vorgesehen, bei der zumindest eine Stirnseite der Schutzscheibe einen Krümmungsradius aufweist, welcher kleiner als unendlich ist, um so u.a. die von der oder den LEDs abgegebenen Strahlen zu manipulieren.

**[0034]** Weiter vorteilhaft kann die Schutzscheibe auch als Träger für eine Schicht, welche einen soge-

nannten Phosphor enthält dienen, d.h. einen Fluoreszenzfarbstoff, der die von der oder den LEDs abgegebene Strahlung oder zumindest einen Teil davon in Strahlung eines anderen Wellenlängenbereichs umwandelt, um so eine Umwandlung oder Erweiterung des Strahlenspektrums der LED oder der LEDs zu erreichen. So kann beispielsweise der Fluoreszenzfarbstoff in einem weniger bruchfesten Medium eingebracht sein, welches wiederum zur Steigerung der Bruchfestigkeit auf die stabilere Schutzscheibe aufgebracht ist bzw. mit dieser verbunden, beispielsweise verklebt ist.

**[0035]** Nachfolgend wird die Erfindung anhand von in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert. In der Zeichnung zeigt:

**Fig. 1** im Längsschnitt schematisch stark vereinfacht einen distalen Endbereich eines Endoskops,

**Fig. 2** in einer Prinzipskizze das Abstrahlverhalten einer LED,

**Fig. 3** schematisch stark vereinfacht den prinzipiellen Aufbau einer Strahlungseinrichtung gemäß einer ersten Ausgestaltung,

**Fig. 4** schematisch stark vereinfacht den prinzipiellen Aufbau einer Strahlungseinrichtung gemäß einer zweiten Ausgestaltung,

**Fig. 5** einen distalen Endabschnitt der Strahlungseinrichtung nach **Fig. 1** in einer Ausgestaltung gemäß dem Stand der Technik,

**Fig. 6** den distalen Endabschnitt der Strahlungseinrichtung nach **Fig. 4**, wobei die Schutzscheibe aus einem Material ausgebildet ist, welches gegenüber dem Material der in **Fig. 5** gezeigten Schutzscheibe, einen höheren Brechungsindex aufweist,

**Fig. 7** die Darstellung nach **Fig. 5** mit dort eingezeichneter Strahlstärke,

**Fig. 8** die Darstellung nach **Fig. 6** mit dort eingezeichneter Strahlstärke,

**Fig. 9** den distalen Endabschnitt der Strahlungseinrichtung nach **Fig. 4**, wobei die Schutzscheibe gegenüber der in **Fig. 4** dargestellten Schutzscheibe dünner ausgebildet ist,

**Fig. 10** die Darstellung nach **Fig. 9** mit dort eingezeichneter Strahlstärke,

**Fig. 11** schematisch stark vereinfacht den prinzipiellen Aufbau einer Strahlungseinrichtung gemäß einer weiteren Ausgestaltung,

**Fig. 12** schematisch stark vereinfacht den prinzipiellen Aufbau einer Strahlungseinrichtung gemäß einer weiteren Ausgestaltung,

**Fig. 13** den distalen Endabschnitt der Strahlungseinrichtung nach **Fig. 12**,

**Fig. 14** den distalen Endabschnitt der Strahlungseinrichtung nach **Fig. 12** mit dort eingezeichneter Strahlstärke,

**Fig. 15** schematisch stark vereinfacht den prinzipiellen Aufbau einer Strahlungseinrichtung in einer weiteren Ausgestaltung,

**Fig. 16** die Strahlungseinrichtung nach **Fig. 11** als ein einbaufertiges Modul und

**Fig. 17** eine Draufsicht auf einen Teil einer schematisch stark vereinfachten Strahlungseinrichtung mit ringförmig nebeneinander angeordneten LEDs.

**[0036]** **Fig. 1** zeigt ein distales Ende eines Endoskops 2. Dort ist zentral eine Bildaufnahmeeinheit 4 in Form einer Kamera angeordnet. Radial außenseitig der Bildaufnahmeeinheit 4 sind zwei zur Beleuchtung dienende Strahlungseinrichtungen 6 angeordnet. Beide Strahlungseinrichtungen 6, die in **Fig. 1** stark vereinfacht dargestellt sind, sind baugleich ausgebildet und weisen jeweils als Strahlen- bzw. Beleuchtungsquelle eine LED 8 auf, die über eine sich proximalwärts erstreckende Anschlussleitung 10 mit elektrischer Energie versorgt wird.

**[0037]** Mögliche Ausgestaltungen der Strahlungseinrichtung 6 werden aus den **Fig. 3** und **Fig. 4** deutlich. Sowohl die in **Fig. 3** dargestellte Strahlungseinrichtung 6 als auch die in **Fig. 4** dargestellte Strahlungseinrichtung 6<sup>l</sup> sind in einer zylindrischen Ausnehmung 14 angeordnet, die an einer distalen Stirnfläche 12 des Endoskops 2 mündet.

**[0038]** Bei der die Strahlenquelle der Strahlungseinrichtungen 6 und 6<sup>l</sup> bildenden LED 8 kann es sich lediglich um einen LED-Chip 16 handeln, welcher Strahlung aus einem vergleichsweise schmalen spektralen Band emittiert. Neben dem LED-Chip 16 kann die Strahlenquelle der Strahlungseinrichtungen 6 und 6<sup>l</sup> aber zusätzlich einen in den **Fig. 3** und **Fig. 4** gestrichelt dargestellten Konverter 18 aufweisen, welcher distalseitig des LED-Chips 16 angeordnet ist. Der Konverter 18 weist einen für die von dem LED-Chip 16 emittierte Strahlung weitgehend transparenten Körper auf, wobei in dem Körper Fluoreszenzfarbstoffpartikel eingebettet sind. Diese Fluoreszenzfarbstoffpartikel absorbieren von dem LED-Chip 16 emittierte Strahlung und wandeln diese in Strahlung eines längerwelligen, gegebenenfalls breiteren spektralen Bandes um. Die Positionierung des Konverters 18 direkt angrenzend an den LED-Chip 16, wie in den **Fig. 3** und **Fig. 4** dargestellt, ist nur beispielhaft. Vorteilhaft kann es sein, den Konverter 18 beabstandet zu dem LED-Chip 16 zu positionieren, u.a., um die Übertragung von im LED-Chip 16 entstehender Verlustwärme auf den Konverter 18 zu

minimieren und so die temperaturabhängige Effizienz des Konverters 18 zu steigern.

**[0039]** Die LED 8 ist auf einem Träger 20 angeordnet. Proximalseitig ist der Träger 20 über Kontakte 22 mit einer in der Zeichnung nicht dargestellten elektrischen Energiequelle verbunden und dient somit zur Energieversorgung der LED 8. Die Energiequelle kann beispielsweise in Form eines Akkus Bestandteil des medizinischen Instruments sein oder es kann sich um eine separate externe Energiequelle handeln. Für die elektrische Kontaktierung des Trägers 20 weist der LED-Chip 16 an seiner dem Träger 20 zugewandten Seite einen nicht ersichtlichen Anschlusskontakt und an seiner von dem Träger 20 abgewandten Seite einen Anschlusskontakt 24 auf. Zur elektrischen Verbindung des Anschlusskontakts 24 mit dem Träger 20 dient bei den Strahlungseinrichtungen 6 und 6<sup>l</sup> jeweils ein Bonddraht 26. Neben der Energieversorgung der LED 8 dient der Träger 20 auch zur Abfuhr der von der LED 8 erzeugten Verlustwärme, die über den Träger 20 in proximaler Richtung abgeleitet wird. Bei den Strahlungseinrichtungen 6 und 6<sup>l</sup> wird der Träger 20 von einem Kabel gebildet, es sei aber darauf hingewiesen, dass auch eine Platine oder ein stab- und ringartiger Leiter gegebenenfalls als Träger 20 eingesetzt werden können.

**[0040]** Distalseitig der LED 8 ist eine Schutzscheibe 28 aus einem strahlungsdurchlässigen Material angeordnet. Die Schutzscheibe 28 schützt die LED 8 und deren elektrische Kontaktierungen sowohl vor äußeren mechanischen Einwirkungen als auch vor Feuchtigkeit. In allen Abbildungen, in welchen die Schutzscheibe 28 auftaucht, ist sie beispielhaft als ein planparalleles Plättchen dargestellt. Prinzipiell kann die Schutzscheibe 28 aber auch nahezu jede andere Form aufweisen. So kann es sich bei der Schutzscheibe 28 beispielsweise auch um eine Linse handeln. Dann ist zumindest eine der beiden Stirnflächen der Schutzscheibe 28 durch einen Radius gekennzeichnet, der kleiner als unendlich ist.

**[0041]** Die Schutzscheibe 28 ist bei der in **Fig. 3** dargestellten Strahlungseinrichtung 6 an ihrer Mantelfläche mit der Innenwandung der Ausnehmung 14 beispielsweise über eine Kleb- oder Lötverbindung verbunden, wobei ihre distale Stirnseite mit der Stirnfläche 12 des Endoskops fluchtet. Wahlweise kann die Strahlungseinrichtung 6 eine Hülse 30 aufweisen, in der die LED 8 angeordnet ist. Auf dem distalen Ende dieser Hülse 30 stützt sich die Schutzscheibe 28 ab.

**[0042]** Die in **Fig. 4** dargestellte Strahlungseinrichtung 6<sup>l</sup> weist eine Hülse 32 auf, in der sowohl die LED 8 als auch die Schutzscheibe 28 angeordnet sind. Die Schutzscheibe 28 ist an ihrer Mantelfläche mit der Innenwandung der Hülse 32 über eine Kleb-

oder Lötverbindung verbunden. Auch der Träger 20, auf dem der LED-Chip 16 angeordnet ist, greift in die Hülse 32 ein, wobei er an seiner Mantelfläche mit der Innenwandung der Hülse 32 verklebt oder verlötet ist. Auf diese Weise befinden sich die LED 8 und ihre elektrischen Kontaktierungen geschützt in einem abgeschlossenen Raum innerhalb der Hülse 32.

**[0043]** Wie aus **Fig. 2** deutlich wird, entspricht die Abstrahlcharakteristik der LED 8 annähernd derjenigen eines Lambert-Strahlers. D. h. von der LED 8 wird der gesamte vor ihr liegende Halbraum bestrahlt, wobei allerdings die Strahlungsstärke mit zunehmendem Winkel  $\Theta$  abnimmt. Dieses Abstrahlverhalten sowie die in der Ausnehmung 14 in proximaler Richtung von der distalen Stirnfläche 12 des Endoskops 2 beabstandete Anordnung der LED 8 hat bei den Strahlungseinrichtungen 6 und 6<sup>l</sup> grundsätzlich zur Folge, dass ein Teil der von der LED 8 emittierten Strahlung nicht an der distalen Stirnseite der Schutzscheibe 28 zur Verfügung steht.

**[0044]** Deutlich wird dieser Sachverhalt aus **Fig. 5**. Die Schutzscheibe 28 der Strahlungseinrichtung 6<sup>l</sup> besteht dort aus einem konventionellen optischen Glas mit einem Brechungsindex  $n_{21} = 1,5$ . Wie auch distal außenseitig der Strahlungseinrichtung 6<sup>l</sup> in dem von der Strahlungseinrichtung 6<sup>l</sup> zu bestrahlenden Raum befindet sich in einem Zwischenraum 34 zwischen dem LED-Chip 16 und der Schutzscheibe 28 beispielhaft Luft mit einem Brechungsindex von  $n_1 = 1,0$ . Dies gilt beispielhaft auch für die nachfolgenden Abbildungen bzw. für die nachfolgend dargestellten Strahlungseinrichtungen, wenn nicht explizit anders beschrieben.

**[0045]** Betrachtet man auf dem LED-Chip 16 einen Punkt 36, von dem, wie bereits erläutert, Strahlen in einem Winkelbereich, der den gesamten vor dem LED-Chip 16 liegenden Halbraum umfasst, emittiert werden, erkennt man, dass ein Strahl 38, der von Punkt 36 in einem Winkel von  $\beta_1$  abgestrahlt wird, an einer proximalen Stirnfläche 40 der Schutzscheibe 28 gemäß dem Snelliusschen Gesetz zum Lot 42 hin gebrochen wird, dann in einem Winkel von  $\beta_{21}$  durch die Schutzscheibe 28 verläuft und diese an einer distalen Stirnfläche 44 wieder mit dem ursprünglichen Winkel  $\beta_1$  verlässt. Bei dem Strahl 38 handelt es sich um denjenigen von dem Punkt 36 ausgestrahlten Strahl, der die Schutzscheibe 28 gerade noch ungehindert verlassen kann bzw. nicht umfangsseitig der Schutzscheibe 28 auf die Innenwandung der Hülse 32 trifft und dort absorbiert oder unkontrolliert gestreut wird. Alle Strahlen, die von dem Punkt 36 aus innerhalb der Bildebene in einem Winkel ausgestrahlt werden, der größer als der Winkel  $\beta_1$  ist, stehen distalseitig der Schutzscheibe 28 nicht oder nur eingeschränkt zur Bestrahlung eines dort zu bestrahlenden Raumes

zur Verfügung. Dies gilt z. B. für den von dem Punkt 36 in einem Winkel  $\delta_1$  ausgestrahlten Strahl 46. Der Winkel  $\delta_1$  ist größer als der Winkel  $\beta_1$ . An der proximalen Stirnfläche 40 der Schutzscheibe 28 wird der Strahl 46 in einem Winkel  $\delta_{21}$  abgelenkt, welcher größer als der Winkel  $\beta_{21}$  ist und trifft auf die Innenwandung der Hülse 32.

**[0046]** Die in **Fig. 6** dargestellte Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> unterscheidet sich von der in **Fig. 5** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>I</sup> dahingehend, dass sie eine Schutzscheibe 28<sup>II</sup> aufweist, die aus einem hochbrechenden Material mit einem Brechungsindex  $n_{22} = 2,2$  ausgebildet ist. Betrachtet man den von dem Punkt 36 in einem Winkel  $\delta_1$  emittierten Strahl 46, der bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>I</sup> gegen die Innenwandung der Hülse 32 trifft, so wird deutlich, dass dieser Strahl 46 bei der in **Fig. 6** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> an der proximalen Stirnfläche 40 der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> aufgrund des höheren Brechungsindex  $n_{22}$  gegenüber dem Brechungsindex  $n_{21}$  der Schutzscheibe 28 der Strahlungseinrichtung 6<sup>I</sup> mit einem Winkel  $\delta_{22}$  zum Lot 42 hin gebrochen wird, der deutlich kleiner als der entsprechende Winkel  $\delta_{21}$  in **Fig. 5** ist. Dies hat zur Folge, dass der Strahl 46 nun die Schutzscheibe 28<sup>II</sup> bis zu deren distalen Stirnfläche 44 durchläuft und dort aus der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> austritt und somit zusätzlich zur Bestrahlung zur Verfügung steht. Die Bestrahlung des Raumes distalseitig der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> wird somit allein durch die Verwendung eines Materials für die Schutzscheibe mit einem größeren Brechungsindex  $n_{22}$  zu größeren Winkeln ausgeweitet.

**[0047]** Aus den **Fig. 7** und **Fig. 8** wird deutlich, dass sich die Verwendung eines Materials mit einem höheren Brechungsindex  $n_{22}$  für die Schutzscheibe 28<sup>II</sup> auch verbessernd auf die Strahlstärke auswirkt. **Fig. 7** zeigt die gleiche Strahlungseinrichtung 6<sup>I</sup> wie die in **Fig. 5**, während **Fig. 8** die gleiche Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> wie die in **Fig. 6** zeigt. Demzufolge beträgt der Brechungsindex der Schutzscheibe 28 in **Fig. 7**  $n_{21} = 1,5$  und derjenige der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> in **Fig. 8**  $n_{22} = 2,2$ .

**[0048]** In **Fig. 7** bedeutet der schraffierte Bereich die Gesamtheit der Strahlung, die die Strahlungseinrichtung 6<sup>I</sup> an der distalen Stirnfläche 44 der Schutzscheibe 28 beispielhaft unter einem Winkel  $\alpha_1$  verlässt. Die dazu beitragenden Strahlen werden von dem LED-Chip 16 in einem Winkel von  $\alpha_1$  emittiert, werden an der proximalen Stirnfläche 40 der Schutzscheibe 28 zum Lot 42 hin gebrochen, durchlaufen die Schutzscheibe 28 in einem Winkel von  $\alpha_{21}$  zum Lot 42 und treten an der distalen Stirnfläche 44 der Schutzscheibe 28 unter einem Winkel  $\alpha_1$  aus der Schutzscheibe 28 aus. Aus **Fig. 7** wird deutlich, dass nur diejenigen Strahlen innerhalb der Bildebene zur Gesamtheit der Strahlung in Richtung des Winkels  $\alpha_1$  beitragen können, welche aus dem Bereich

der LED 8 stammen, der dort durch die Punkte 48 und 50 bzw. durch die Strahlen 52 und 54 eingegrenzt ist. Der Strahl 56 z. B., der die LED 8 an dem Punkt 58 unter dem Winkel  $\alpha_1$  verlässt, kann nicht zur Bestrahlung in die durch den Winkel  $\alpha_1$  angegebene Richtung beitragen, da er auf die Hülse 32 trifft und dort absorbiert oder zumindest verlustbehaftet gestreut wird.

**[0049]** Bei der in **Fig. 8** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup>, bei der die Schutzscheibe 28<sup>II</sup> aus einem Material mit einem Brechungsindex  $n_{22} = 2,2$  ausgebildet ist, wird die von der LED 8 unter einem Winkel  $\alpha_1$  emittierte Strahlung an der proximalen Stirnseite 40 der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> stärker zum Lot 42 hin gebrochen, was zur Folge hat, dass nun auch diejenigen Strahlen zur Gesamtheit der Strahlung unter einem Winkel  $\alpha_1$  beitragen, die an der LED 8 in dem Bereich zwischen den Punkten 50 und 58 emittiert werden. Die Gesamtheit der an der distalen Stirnfläche 44 der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> austretenden Strahlung wird nun durch die Strahlen 52 und 56 eingegrenzt. Somit ist die Strahlstärke deutlich größer als bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>I</sup> aus **Fig. 7**. Durch die Verwendung eines hochbrechenden Materials für die Schutzscheibe 28<sup>II</sup> wird es so umgekehrt möglich, die Maße der Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> quer zur Hauptemissionsrichtung der LED 8 zu verringern, ohne an Strahlungswirkung einzubüßen.

**[0050]** Die in den **Fig. 9** und **Fig. 10** dargestellte Strahlungseinrichtung 6<sup>III</sup> unterscheidet sich von der in **Fig. 6** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> sichtbar dadurch, dass die Schutzscheibe 28<sup>III</sup> der Strahlungseinrichtung 6<sup>III</sup> deutlich dünner als diejenige der Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> ist. Wie der **Fig. 9** zu entnehmen ist, ist die Dicke der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> gegenüber der Dicke der Schutzscheibe 28<sup>II</sup>, die in **Fig. 9** gestrichelt dargestellt ist, halbiert. Die geringe Dicke der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> wird dadurch möglich, dass die Schutzscheibe 28<sup>III</sup> aus einem Material ausgebildet ist, das eine deutlich höhere Bruchfestigkeit und Härte als das bei der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> verwendete Material aufweist.

**[0051]** Wie der **Fig. 9** zu entnehmen ist, ist nun nicht mehr der bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> an dem Punkt 36 des LED-Chips 16 in einem Winkel  $\delta_1$  emittierte Strahl 46 der Grenzstrahl, welcher in der Bildebene gerade noch an der Schutzscheibe austritt, sondern der Strahl 60. Dieser Strahl 60 wird an dem Punkt 36 des LED-Chips 16 in einem Winkel  $\epsilon_1$  emittiert, durchläuft die Schutzscheibe in einem Winkel  $\epsilon_{22}$  zum Lot und tritt an der distalen Stirnfläche 44<sup>III</sup> in einem Winkel  $\epsilon_1$  aus der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> aus. Da der Winkel  $\epsilon_1$  größer als der Winkel  $\delta_1$ , wird auch der Winkelbereich, in dem die Strahlung an der distalen Stirnfläche 44<sup>III</sup> der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> austritt, gegenüber der an der distalen Stirnfläche 44 der



Schutzscheibe 28" deutlich vergrößert, d. h., das Strahlenprofil wird breiter.

**[0052]** Die Auswirkungen der Halbierung der Dicke der Schutzscheibe auf die Strahlungsstärke werden bei einem Vergleich der **Fig. 8** und **Fig. 10** deutlich. Während bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> aus **Fig. 8** die Gesamtheit der an der distalen Stirnfläche 44 der Schutzscheibe 28<sup>II</sup> beispielhaft unter einem Winkel  $\alpha_1$  austretenden Strahlung in der Bildebene durch die Strahlen 52 und 56 begrenzt wird, wird bei der in **Fig. 10** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>III</sup> die Gesamtheit der an der distalen Stirnfläche 44<sup>III</sup> der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> unter einem Winkel  $\alpha_1$  austretenden Strahlung in der Bildebene durch die Strahlen 52 und 62 begrenzt. Der Bereich des LED-Chips 16, der zur Bestrahlung in die durch den Winkel  $\alpha_1$  gegebene Richtung beiträgt, ist nun deutlich größer als bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>II</sup> aus **Fig. 8**. Die Strahlstärke und damit die zu erzielende Strahlwirkung in dem zu bestrahlenden Raum distalseitig der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> ist somit allein durch die Verringerung der Dicke der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> deutlich vergrößert, so dass es in umgekehrter Weise möglich ist, die Maße der Strahlungseinrichtung 6<sup>III</sup> quer zur Hauptemissionsrichtung der LED 8 zu verringern, ohne an Strahlungswirkung einzubüßen.

**[0053]** Bei den in den **Fig. 3** und **Fig. 4** dargestellten Strahlungseinrichtungen 6 und 6<sup>I</sup> dient ein Bonddraht 26 zur elektrischen Anbindung des Kontakts 24 des LED-Chips 16 an eine Spannungsquelle. Dieser Bonddraht 26 hat den Nachteil, dass er in Richtung der Schutzscheibe 28 verhältnismäßig stark aufrägt. Demzufolge ist ein vergleichsweise großer Abstand zwischen der LED 8 und der Schutzscheibe 28 erforderlich. Mit zunehmendem Abstand zwischen der LED 8 und der Schutzscheibe 28 verringert sich allerdings der Anteil der Strahlung, der an die distale Stirnfläche 44 der Schutzscheibe 28 gelangen kann, d. h. distalseitig der Schutzscheibe 28 zur Bestrahlung zur Verfügung gestellt wird. Es wird daher ein möglichst geringer Abstand zwischen der LED 8 und der Schutzscheibe 28 angestrebt.

**[0054]** **Fig. 11** zeigt eine Strahlungseinrichtung 6<sup>IV</sup>, bei der dies der Fall ist. Wie bei der in **Fig. 4** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>I</sup> weist die Strahlungseinrichtung 6<sup>IV</sup> eine Hülse 32 auf, in die ein Träger 20 mit einem auf dem distalen Ende des Trägers 20 angeordneten LED-Chip 16 eingreift, wobei in der Hülse 32 dem LED-Chip 16 gegenüberliegend mit Abstand eine Schutzscheibe 28 angeordnet ist. Bei dem LED-Chip 16 handelt es sich um einen solchen Chip, bei dem ein Anschlusskontakt 24 an der der Schutzscheibe 28 zugewandten Seite des LED-Chips 16 angeordnet ist. Zur elektrischen Verbindung des Anschlusskontaktes 24 mit einer Spannungsquelle dient bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>IV</sup>

die Hülse 32<sup>IV</sup>. Zu diesem Zweck ist an der mit einem elektrisch leitenden Material ausgebildeten Hülse 32<sup>IV</sup> eine axial ausgerichtete Lasche 64 eingeschnitten, die derart in Richtung der Schutzscheibe 28 gebogen ist, dass sie radial in das Innere der Hülse 32<sup>IV</sup> weist, wo sie auf dem Anschlusskontakt 24 aufliegt und mit diesem beispielsweise über eine Lötstelle verbunden ist.

**[0055]** Bei der in **Fig. 12** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>V</sup> wird ein besonders geringer Abstand zwischen einem LED-Chip 16<sup>I</sup> und der Schutzscheibe 28 dadurch verwirklicht, dass der LED-Chip 16<sup>I</sup> ein solcher Chip ist, bei dem beide Anschlusskontakte 66 und 68 zur elektrischen Verbindung mit einer Spannungsversorgung an der nicht Strahlung emittierenden Unterseite des LED-Chips 16<sup>I</sup>, d. h. an dessen dem Träger 20 zugewandten Stirnseite angeordnet sind. Diese Anordnung der Kontakte 66 und 68 erlaubt es, den Abstand zwischen dem LED-Chip 16 und der Schutzscheibe 28 auf ein Minimum zu verringern.

**[0056]** Wie durch diese Maßnahme die Strahlungseffizienz der Strahlungseinrichtung 6<sup>V</sup> verbessert wird, geht aus den **Fig. 13** und **Fig. 14** hervor. Vergleicht man die in **Fig. 9** dargestellte Strahlungseinrichtung 6<sup>III</sup> mit der in **Fig. 13** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>V</sup>, die sich lediglich dahingehend unterscheiden, dass bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>V</sup> der Abstand zwischen dem LED-Chip 16 und der Schutzscheibe 28 deutlich verringert ist, erkennt man, dass bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>V</sup> aufgrund des verringerten Abstandes zwischen dem LED-Chip 16<sup>I</sup> und der Schutzscheibe 28 nicht mehr der von dem Punkt 36 in einem Winkel  $\varepsilon_1$  emittierte Strahl 60 in der Bildebene der Grenzstrahl ist, welcher gerade noch an der Schutzscheibe 28 austritt, sondern der Strahl 70. Dieser Strahl 70 wird an dem Punkt 36<sup>I</sup> des LED-Chips 16 in einem Winkel  $\omega_1$  emittiert, durchläuft die Schutzscheibe in einem Winkel  $\omega_{22}$  gemessen zum Lot und tritt an der distalen Stirnfläche 44 in einem Winkel  $\omega_1$  aus der Schutzscheibe 28 aus. Da der Winkel  $\omega_1$  größer als der Winkel  $\varepsilon_1$  ist, wird auch der Winkelbereich, in dem die Strahlung an der distalen Stirnfläche 44 der Schutzscheibe 28 austritt, deutlich vergrößert, d. h., das Strahlenprofil wird breiter.

**[0057]** Die Auswirkungen einer Verringerung des Abstands zwischen dem LED-Chip 16 und der Schutzscheibe 28 im Hinblick auf die Strahlstärke wird beim Vergleich der **Fig. 10** und **Fig. 14** deutlich. Während bei der Strahlungseinrichtung 6<sup>III</sup> in **Fig. 10** die Gesamtheit der an der distalen Stirnfläche 44<sup>III</sup> der Schutzscheibe 28<sup>III</sup> unter einem Winkel  $\alpha_1$  austretenden Strahlen in der Bildebene durch die Strahlen 52 und 62 begrenzt wird, wird bei der in **Fig. 14** dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>V</sup> die Gesamtheit der an der distalen Stirnfläche 44 der Schutz-

scheibe 28 unter einem Winkel  $\alpha_1$  austretenden Strahlen in der Bildebene durch die Strahlen 72 und 74 begrenzt. Demnach trägt im Wesentlichen der gesamte LED-Chip 16<sup>I</sup> zur Bestrahlung in die durch den Winkel  $\alpha_1$  gegebene Richtung bei.

**[0058]** In Fig. 15 ist eine Strahlungseinrichtung 6<sup>VI</sup> dargestellt, die im Wesentlichen der in Fig. 11 dargestellten Strahlungseinrichtung 6<sup>IV</sup> entspricht. Die Strahlungseinrichtung 6<sup>VI</sup> unterscheidet sich von der Strahlungseinrichtung 6<sup>IV</sup> lediglich dahingehend, dass die Strahlungseinrichtung 6<sup>VI</sup> zusätzlich außenseitig an der proximalen Stirnfläche 40 der Schutzscheibe 28 eine Antireflexbeschichtung 76 aufweist. Diese Antireflexbeschichtung 76 ist als Interferenzfilter ausgeführt und für den Wellenlängenbereich der von dem LED-Chip 16 emittierten Strahlung sowie für die unterschiedlichen Winkel der auf die Schutzscheibe 28 auftreffenden Strahlen optimiert. Die Antireflexbeschichtung 76 dient zur Eliminierung oder zumindest zur Verringerung der beim Übergang von der in dem Zwischenraum 34 zwischen dem LED-Chip 16 und der Schutzscheibe 28 befindlichen Luft oder einem anderen dort eingebrachten Medium auf das Material der Schutzscheibe 28 auftretenden Fresnel-Verluste.

**[0059]** Fig. 16 zeigt eine Strahlungseinrichtung 6<sup>VII</sup>, die als ein zum Einbau in einem medizinischen Instrument fertiges Modul ausgebildet ist. Bei diesem Modul ist ein LED-Chip 16 an einem distalen Ende eines Trägers 20 angeordnet. Bei dem Träger 20 handelt es sich beispielhaft um ein Koaxialkabel mit einer Seele 78 und einem um die Seele 78 herum angeordneten Außenleiter 80. Hier trennt eine Isolierung 82 die Seele 78 von dem Außenleiter 80. Eine weitere Isolierung 84 ist außenseitig des Außenleiters 80 angeordnet. Die die Seele 78 und den Außenleiter 80 bildenden Drähte sind in einer hohen Packungsdichte angeordnet und aus einem Material mit einer hohen Wärmeleitfähigkeit wie z. B. Kupfer ausgebildet. Proximalseitig des Trägers 20 sind sowohl die Seele 78 als auch der Außenleiter 80 über Kontakte 22 an eine elektrische Spannungsquelle anschließbar.

**[0060]** Zur Anordnung des LED-Chips 16 auf dem distalen Ende des Trägers 20 ist dessen distales Ende zu einer planen Stirnfläche bearbeitet. An dieser Stirnfläche ist die Seele 78 verzinnt. Der LED-Chip 16 ist auf der Seele 78 angeordnet und dort mittels Leitkleber, Lot oder einem anderen elektrisch und thermisch gut leitenden Verbindungsmittel mit der Seele 78 verbunden. Ein aus Fig. 16 nicht sichtbarer erster Anschlusskontakt ist an der dem Träger 20 zugewandten Stirnseite des LED-Chips 16 angeordnet und kontaktiert so die Seele 78. Ein zweiter elektrischer Anschlusskontakt 24 ist an der von dem Träger 20 abgewandten Stirnseite des LED-Chips 16 angeordnet.

**[0061]** Ein distaler Endabschnitt des Trägers 20 greift in eine aus einem elektrisch leitenden Material ausgebildete Hülse 32 ein. Am distalen Endabschnitt des Trägers 20 ist die Isolierung 84 weggelassen, so dass dort ein Abschnitt des Außenleiters 80 freiliegt. An diesen Abschnitt ist der Außenleiter 80 mit der Hülse 32 fluiddicht verlötet oder mit elektrisch leitfähigem Kleber verklebt. An der Hülse 32 ist eine Lasche 64 eingeschnitten und so in Richtung des Inneren der Hülse 32 gebogen, dass die Lasche 64 den Anschlusskontakt 24 an dem LED-Chip 16 kontaktiert. Distalseitig des LED-Chips 16 ist in der Hülse 32 die Schutzscheibe 28 angeordnet und beispielhaft mittels einer Lötverbindung fluiddicht mit der Hülse 32 verbunden. Gegebenenfalls ist der Raum zwischen Schutzscheibe 28, Träger 20, Hülse 32 und LED-Chip 16 mit einer Vergussmasse ausgefüllt.

**[0062]** Fig. 17 zeigt einen 90°-Ausschnitt eines distalen Endes eines Endoskops in einer Draufsicht. An diesem Ende ist eine ringförmige Ausnehmung 86 ausgebildet. In der Ausnehmung 86 sind zwei sehr dünnwandige Hülsen 88 und 90 angeordnet. Der Innenquerschnitt der ersten Hülse 88 korrespondiert mit dem Querschnitt der von der Ausnehmung 86 umschlossenen Fläche, während der Außenquerschnitt der Hülse 90 mit dem Außenquerschnitt der Ausnehmung 86 korrespondiert. In der Ausnehmung 86 sind zwischen den Hülsen 88 und 90 in Umfangsrichtung der Ausnehmung 86 beispielhaft nebeneinander acht LEDs 8 angeordnet, von denen in Fig. 17 nur eine vollständig und zwei teilweise sichtbar dargestellt sind. Die Ausnehmung 86 wird distalseitig von einer strahlungsdurchlässigen Schutzscheibe abgedeckt, die in Fig. 17 nicht ersichtlich ist. Diese Schutzscheibe ist ringförmig ausgebildet, wobei ihre Maße mit den Maßen der Ausnehmung 86 korrespondieren.

#### Bezugszeichenliste

2	Endoskop
4	Bildaufnahmeeinheit
6, 6 <sup>I</sup> -6 <sup>VII</sup>	Strahlungseinrichtung
8	LED
10	Anschlussleitung
12	Stirnfläche
14	Ausnehmung
16	LED-Chip
18	Konverter
20	Träger
22	Kontakt
24	Anschlusskontakt
26	Bonddraht

28, 28 <sup>II</sup> , 28 <sup>III</sup>	Schutzscheibe	$\varepsilon_{22}$	Winkel
30	Hülse	$\omega_1$	Winkel
32, 32 <sup>IV</sup>	Hülse	$\omega_{22}$	Winkel
34	Zwischenraum	$\Theta$	Winkel

36, 36<sup>I</sup>

Punkt

**Patentansprüche**

38

Strahl

40

Stirnfläche

42

Lot

44, 44<sup>III</sup>

Stirnfläche

46

Strahl

48

Punkt

50

Punkt

52

Strahl

54

Strahl

56

Strahl

58

Punkt

60

Strahl

62

Strahl

64

Lasche

66

Anschlusskontakt

68

Anschlusskontakt

70

Strahl

72

Strahl

74

Strahl

76

Antireflexbeschichtung

78

Seele

80

Außenleiter

82

Isolierung

84

Isolierung

86

Ausnehmung

88

Hülse

90

Hülse

 $\alpha_1$ 

Winkel

 $\alpha_{21}$ 

Winkel

 $\beta_1$ 

Winkel

 $\beta_{21}$ 

Winkel

 $\delta_1$ 

Winkel

 $\delta_{21}$ 

Winkel

 $\delta_{22}$ 

Winkel

 $\varepsilon_1$ 

Winkel

1. Medizinisches Instrument mit mindestens einer Strahlungseinrichtung (6, 6<sup>I</sup> - 6<sup>VII</sup>), welche mindestens eine Strahlenquelle in Form zumindest einer LED (8) aufweist, wobei in Strahlungsrichtung hinter der Strahlenquelle eine strahlendurchlässige oder zumindest teilweise strahlendurchlässige Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) angeordnet ist, die aus einem Material ausgebildet ist, welches einen Brechungsindex  $n \geq 1,75$  und eine höhere Bruchfestigkeit und Härte als optische Gläser aufweist, wobei die LED (8) an einer Proximalseite einen ersten elektrischen Anschlusskontakt und an einer davon abgewandten Distalseite einen zweiten elektrischen Anschlusskontakt (24) aufweist, und wobei die Strahlungseinrichtung (6I - 6<sup>VII</sup>) eine Hülse (32, 32<sup>IV</sup>) aufweist, in welcher die LED (8) angeordnet ist, wobei die Hülse (32<sup>IV</sup>) elektrisch leitend ausgebildet ist und an ihr eine in das Innere der Hülse (32<sup>IV</sup>) gerichtete Lasche (64) ausgebildet ist, welche mit dem zweiten Anschlusskontakt (24) der LED (8) elektrisch leitend verbunden ist, wobei die Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) in die Hülse (32, 32<sup>IV</sup>) eingreift und wobei die Hülse (32, 32<sup>IV</sup>) an ihrem Innenumfang eine Verspiegelung aufweist.

2. Medizinisches Instrument nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) aus einem synthetischen monokristallinen Kristall ausgebildet ist.

3. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) in einem Abstand von  $\leq 500 \mu\text{m}$  distalseitig der LED (8) angeordnet ist.

4. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) an ihrer der LED (8) zugewandten Stirnseite eine Antireflexbeschichtung (76) aufweist.

5. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) an ihrer Mantelfläche eine Verspiegelung aufweist.

6. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass ein Zwischenraum (34) zwischen der LED (8) und der Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) mit einem

Medium gefüllt ist, welches einen höheren Brechungsindex als Luft aufweist.

7. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Strahlungseinrichtung (6<sup>VII</sup>) mehrere LEDs (8) aufweist, welche ringförmig nebeneinander angeordnet sind.

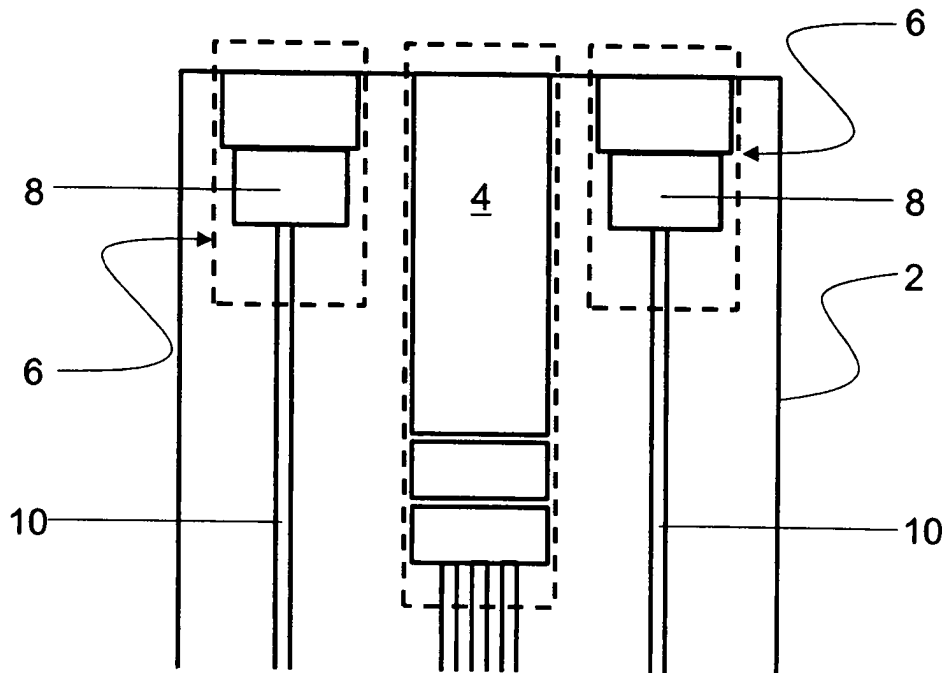
8. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Strahlungseinrichtung (6<sup>VI</sup>) als eine austauschbare Baueinheit ausgebildet ist.

9. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass zumindest eine der Stirnseiten der Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) einen Krümmungsradius aufweist, der kleiner als unendlich ist.

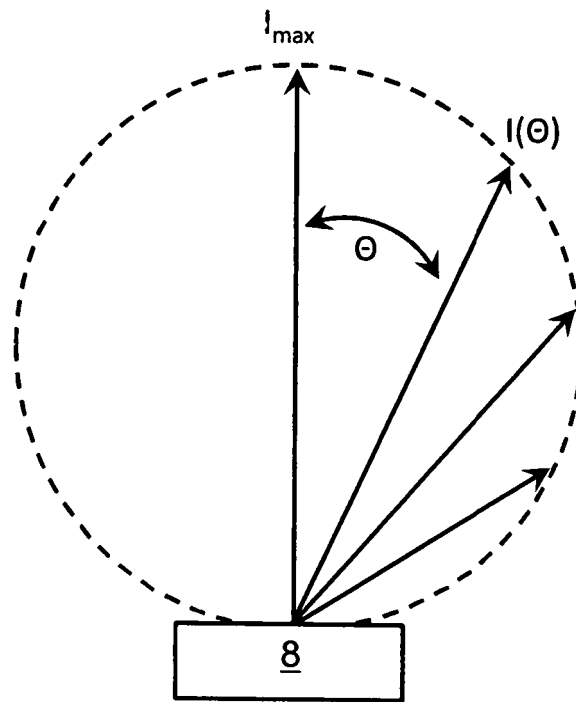
10. Medizinisches Instrument nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Schutzscheibe (28, 28<sup>II</sup>, 28<sup>III</sup>) einen Träger für eine Schicht mit Fluoreszenzfarbstoff bildet, welcher zumindest einen Teil der LED-Strahlung in Strahlung eines anderen Wellenlängenbereichs umwandelt.

Es folgen 17 Seiten Zeichnungen

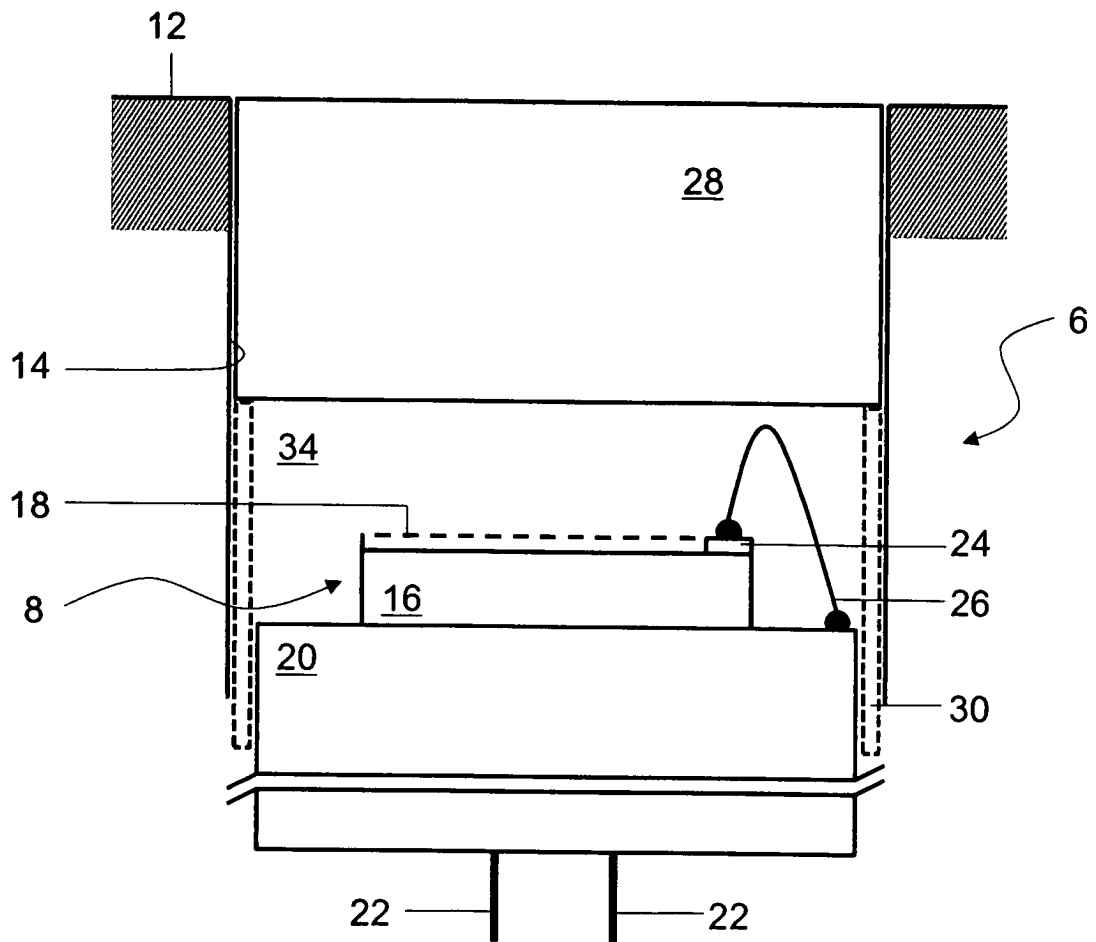
Anhängende Zeichnungen



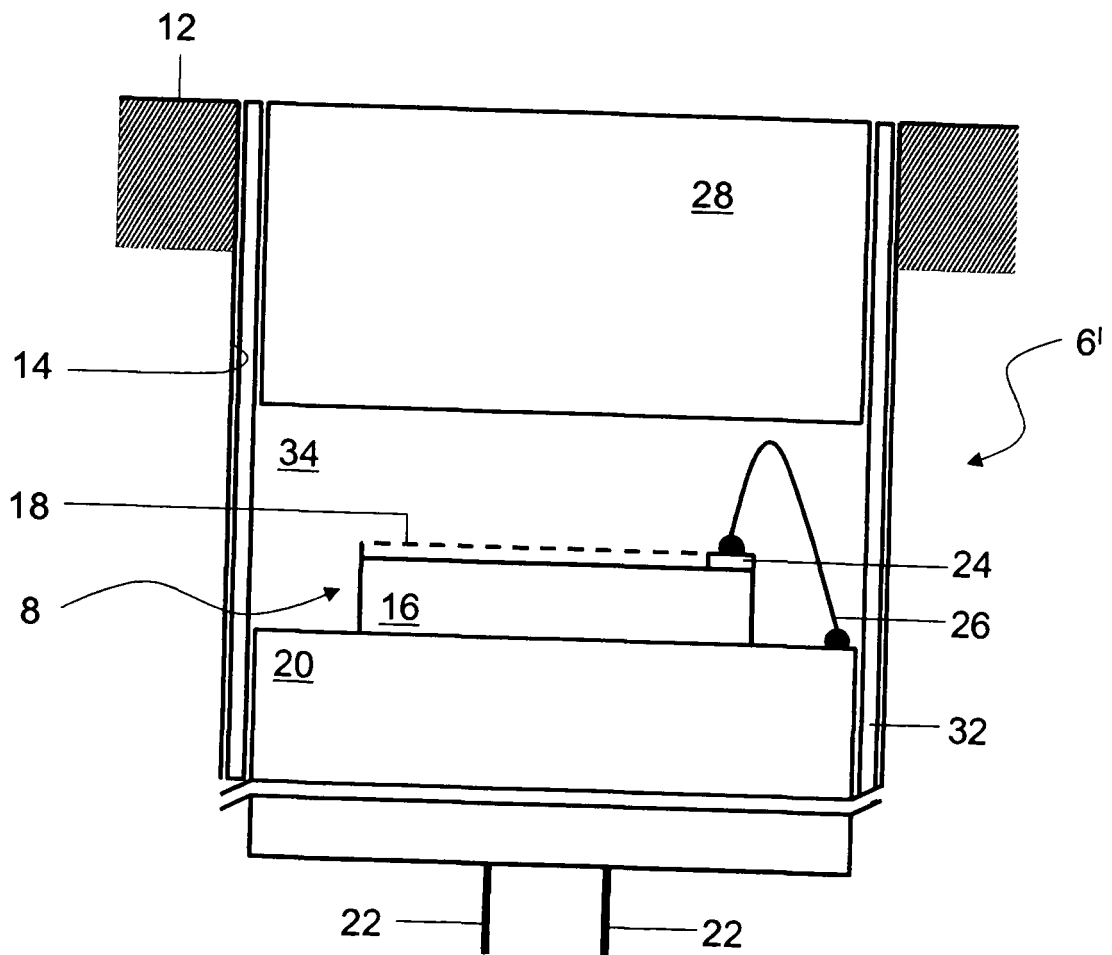
**Fig. 1**



**Fig. 2**

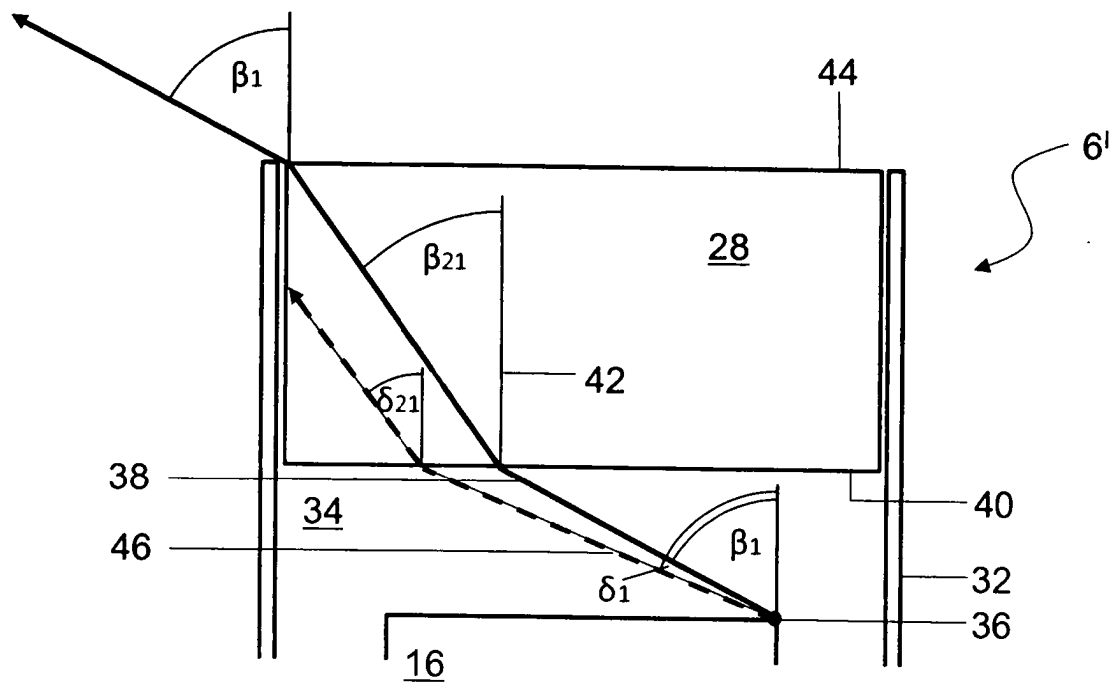


**Fig. 3**

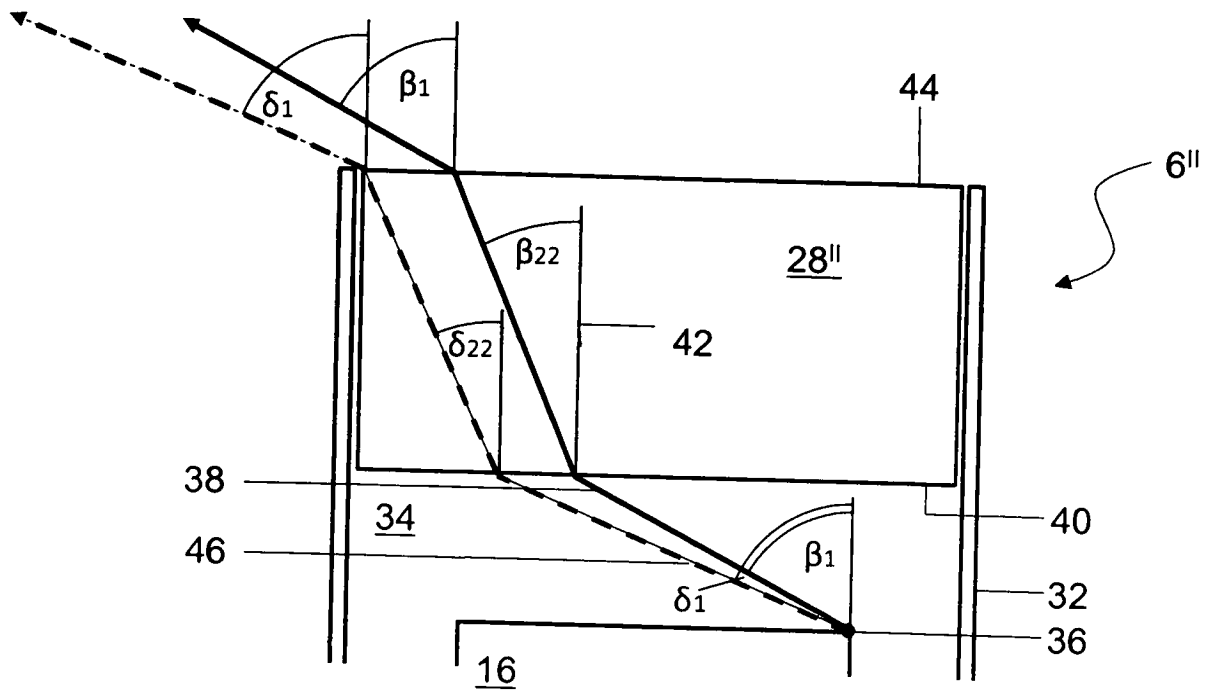


**Fig. 4**

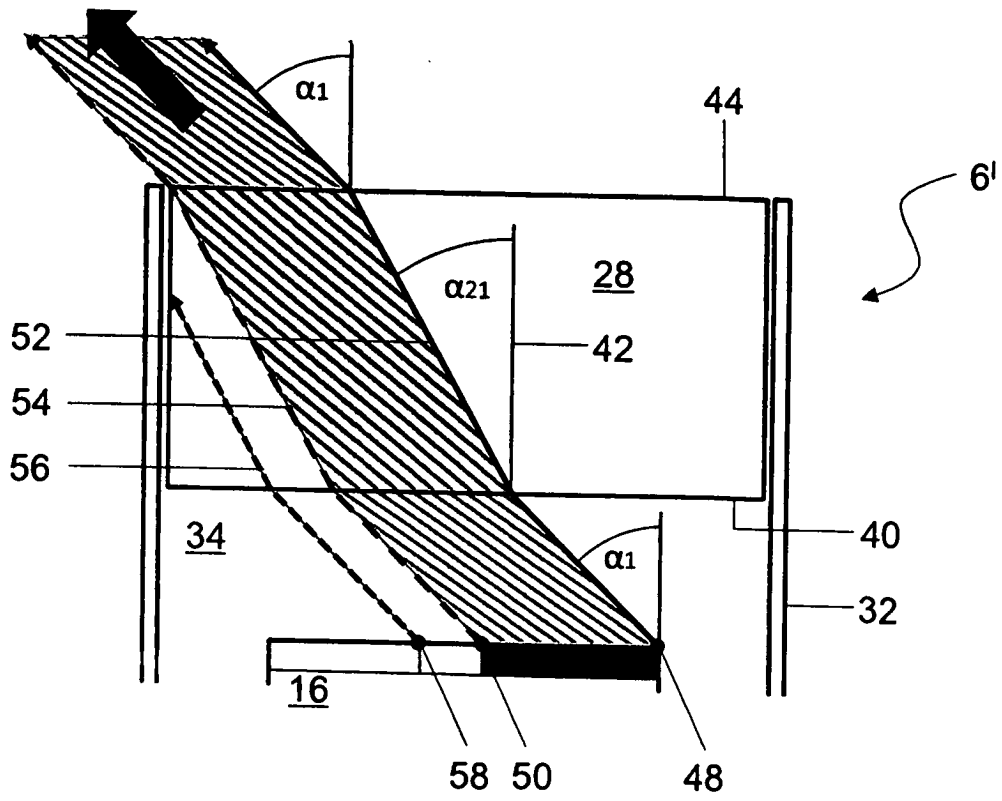




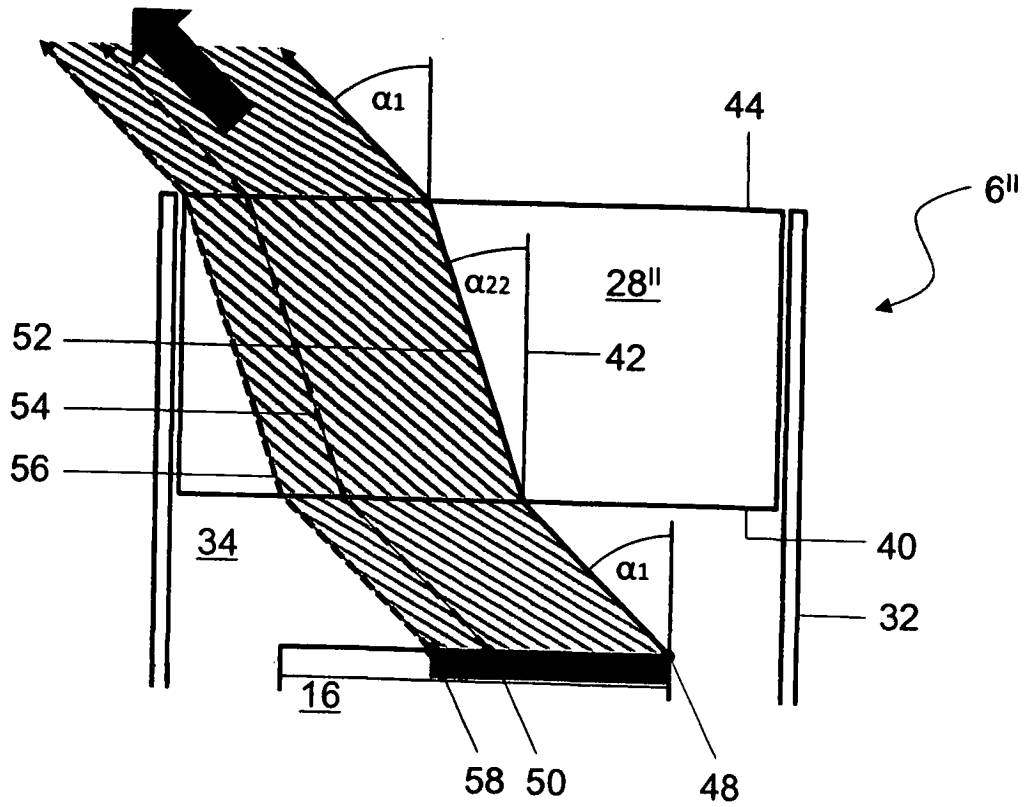
**Fig. 5**



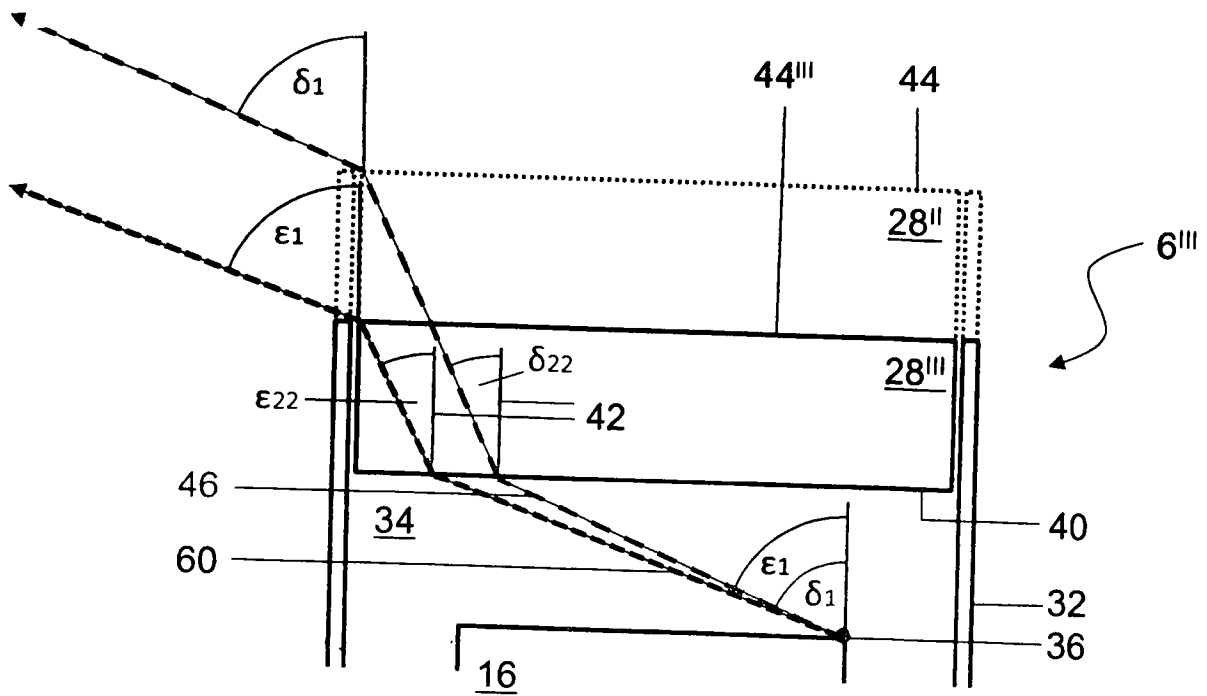
**Fig. 6**



**Fig. 7**



**Fig. 8**



**Fig. 9**

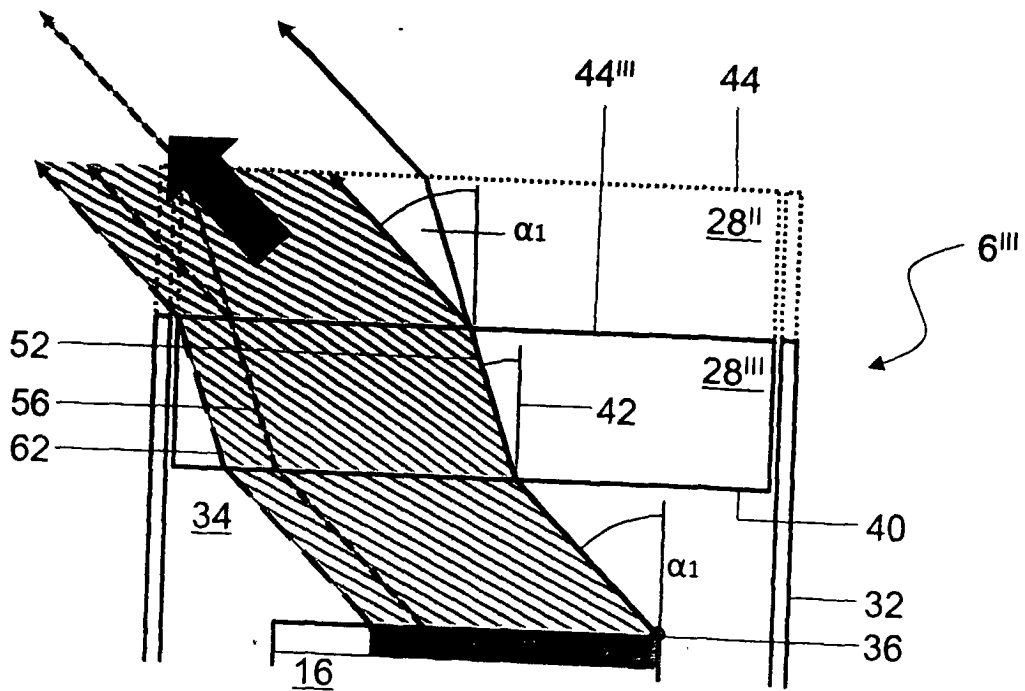
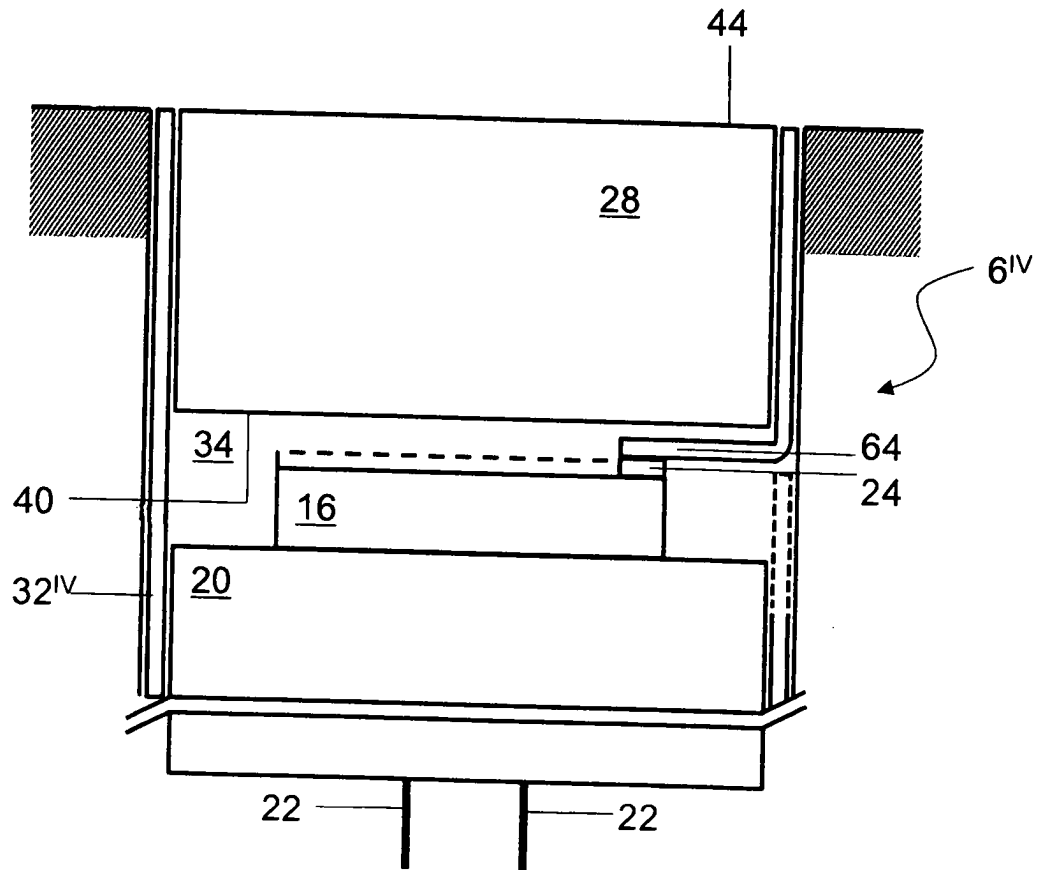
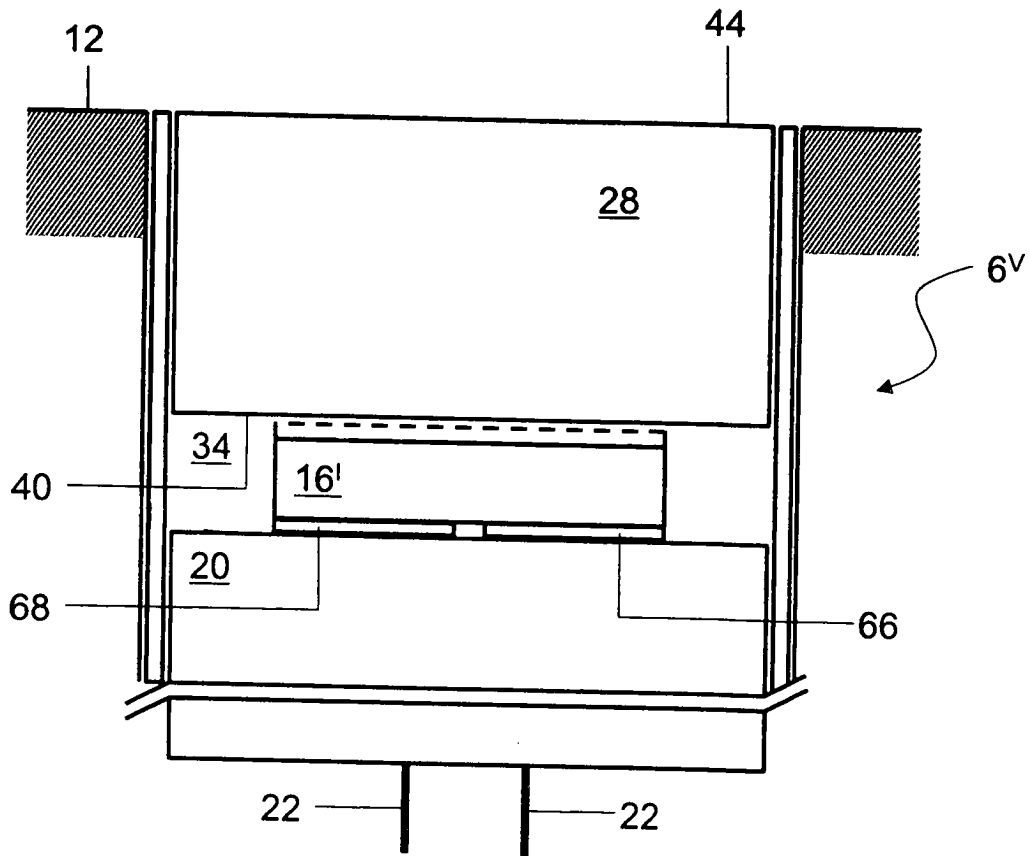


Fig. 10

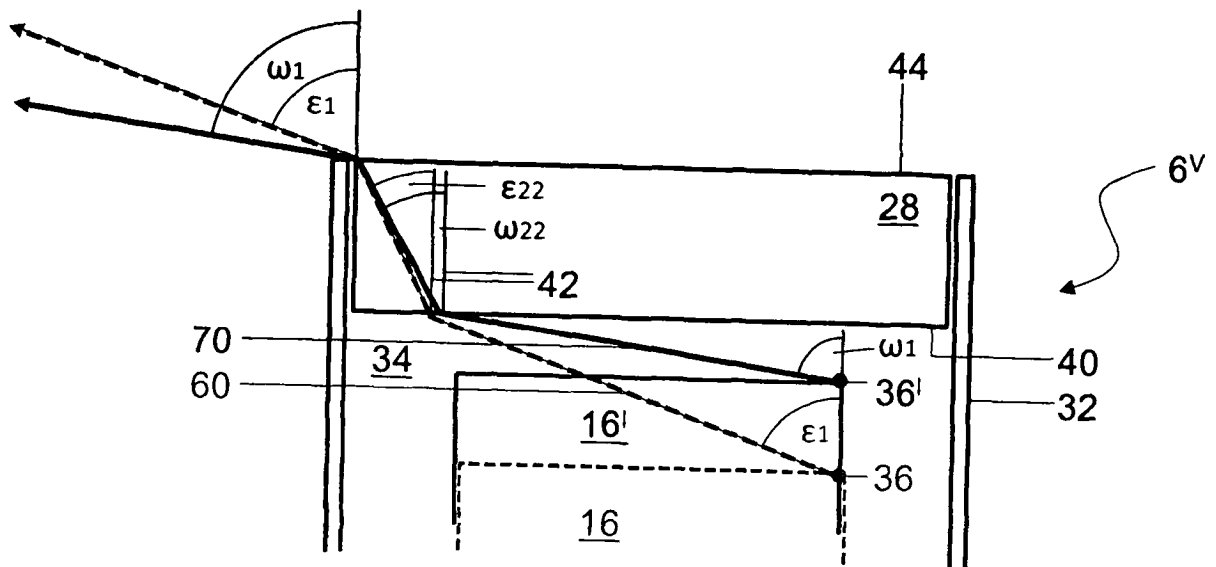


**Fig. 11**

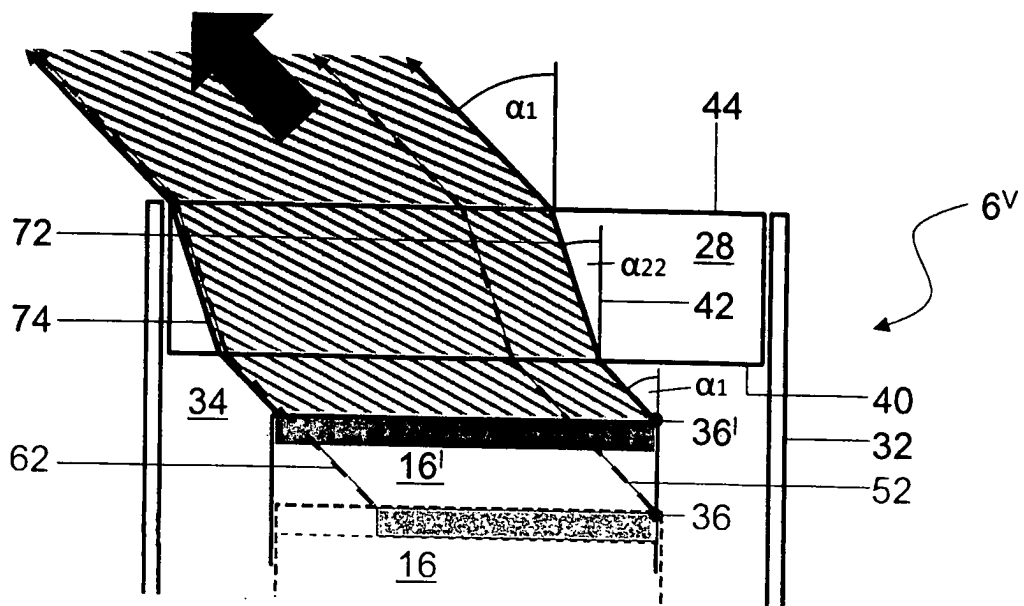


**Fig. 12**





**Fig. 13**



**Fig. 14**

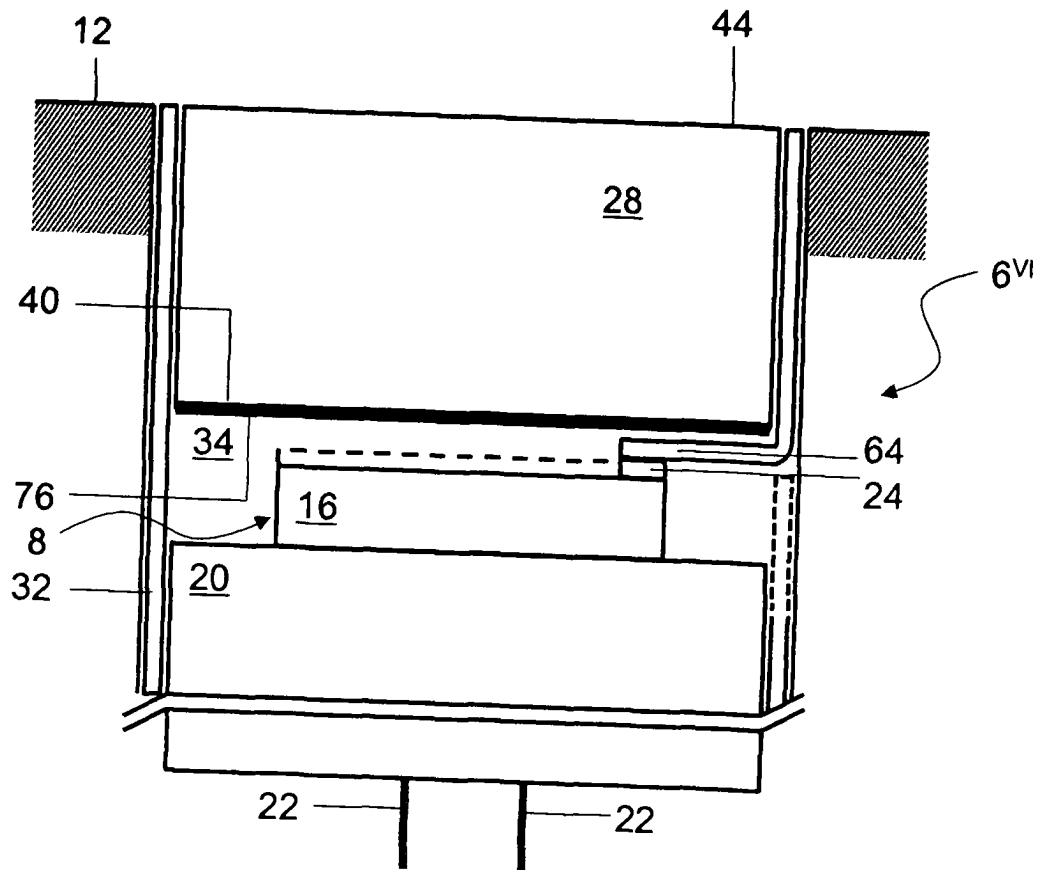
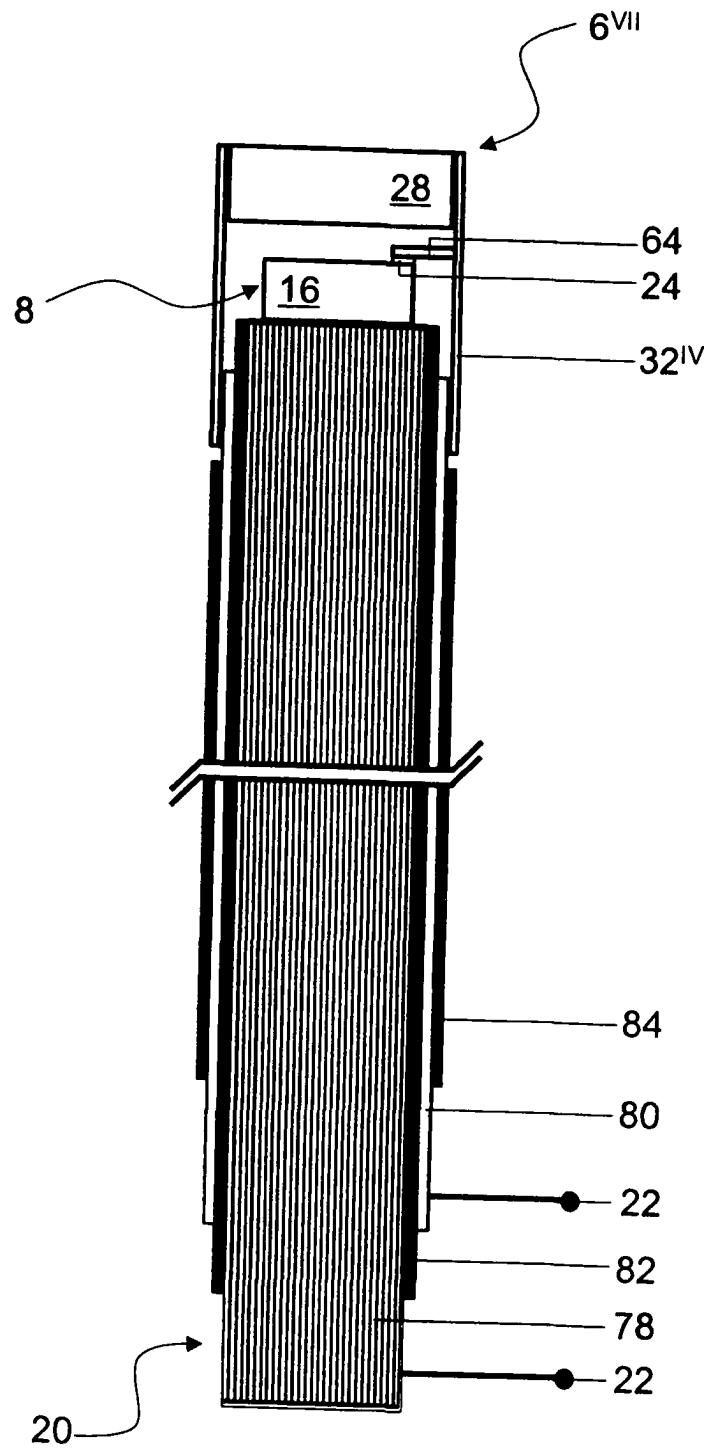
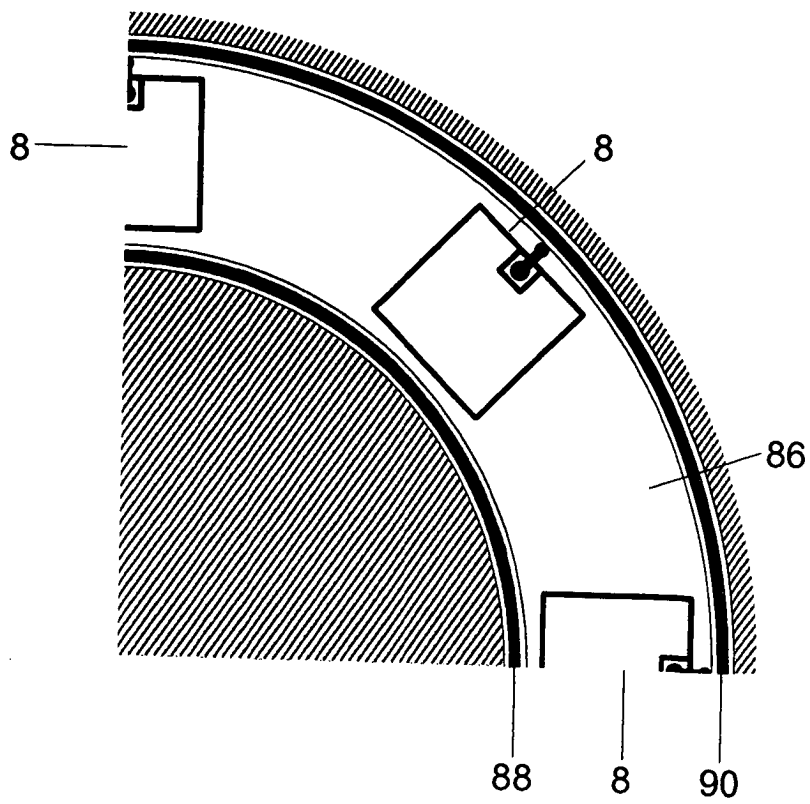


Fig. 15



**Fig. 16**



**Fig. 17**