



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 23 930 T2 2006.04.13**

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 222 486 B1**

(51) Int Cl.⁸: **G02B 23/24 (2006.01)**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 23 930.6**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US00/40599**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 967 374.0**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 01/011409**

(86) PCT-Anmeldetag: **08.08.2000**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **15.02.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **17.07.2002**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **09.11.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **13.04.2006**

(30) Unionspriorität:
370756 09.08.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:
**AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE**

(73) Patentinhaber:
Lightlab Imaging, LLC, Westford, Mass., US

(72) Erfinder:
**SWANSON, Eric, Acton, US; PETERSEN, L.,
Christopher, Carlisle, US; McNAMARA, Edward,
Chelmsford, US; LAMPORT, B., Ronald, Pelham,
US; KELLY, L., David, Westford, US**

(74) Vertreter:
HOFFMANN & EITL, 81925 München

(54) Bezeichnung: **ULTRAKLEINE FASEROPTISCHE SONDEN UND ABBILDUNGSOPTIK**

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

GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft das Design und die Herstellung ultrakleiner optischer Sonden und Verfahren zur Anwendung derselben. Genauer bezieht sich die Erfindung auf die Anwendung solcher Sonden bei der Zuführung optischer Strahlen und optischer bildgebender Techniken, wie beispielsweise optischer Kohärenz-Tomographie (OCT). Vorrichtungen dieser Art sind in den Dokumenten WO-A-97 32 182 oder US-A-S 815 611 offengelegt.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Medizinische Diagnostiktechniken, die auf die Messung optischer Eigenschaften eines engen, verdrehten Lumens (z.B. kleiner Arterien und Venen) oder kleiner Räume (z.B. pulmonarer Luftwege) angewiesen sind, verlangen nach ultrakleinen optischen Sonden. Diese Sonden verlangen ihrerseits nach ultrakleinen bildgebenden Linsen und damit verbundenen Scanning- und Strahlausrichtungselementen. Im Stand der Technik gibt es einen Bedarf an ultrakleinen optischen Sonden, die dazu in der Lage sind, in diagnostischen medizinischen Vorrichtungen, wie etwa Guidewires, Kathetern, Endoskopen, Bronchoskopen, Nadeln und Trokaren verwendet zu werden.

[0003] Die Gestaltung ultrakleiner optischer Sonden für die medizinische Diagnose wurde beschränkt durch die Limitierung der Linsengröße. GRaded INdex (GRIN)-Linsen gekoppelt mit einem gefalteten Spiegel wurden beim Design eines 1 mm Katheters verwendet. Obwohl es jedoch damit möglich war, die Öffnung einer single-mode-Faser auf einer Gefäßwand abzubilden, kann der GRIN-Linsenkatheter, der im Stand der Technik bekannt ist, nicht kleiner skaliert werden als 1 mm, da der Durchmesser der GRIN-Linse selbst in der Größenordnung von 1 mm ist.

[0004] Technologien zur Herstellung sehr kleiner Linsen wurden in der Literatur beschrieben. Diese Linsen haben jedoch sehr kleine Arbeitsabstände und obwohl sie dazu geeignet sind, in Laserdioden eingekoppelt zu werden, bieten sie nicht den >1mm Arbeitsabstand und die >1mm Schärfentiefe, die dazu notwendig sind, die internen Strukturen eines menschlichen Körpers in situ abzubilden. Mikrolinsen wurden auch beschrieben, die für Hochenergiegedesigns (kurze Brennweite) verwendet werden können. Diese Linsentypen verwenden üblicherweise Kugeln oder Microtaper, die einen Gesamtlinsendurchmesser größer als der einer single-mode-Faser haben oder haben Brennweiten, die zu kurz für die Abbildung interner Strukturen eines Körpers in situ sind. Mikrolinsen, die spezifisch für Viel-Multimode-Fasern designed sind, werfen andere theoretische Überle-

gungen auf, als Linsen, die mit single-mode-Fasern verwendet werden können und diejenigen, die im Stand der Technik beschrieben sind, reduzieren die Größe des Originalstrahls eher, als ihn aufzuweiten.

[0005] Die vorliegende Erfindung stellt ein optisches Faserlinsensystem bereit, das Licht aus einer single-mode-Faser liefern kann, minimale Rückreflexion bereit stellt und minimalen Lichtverlust während sie ein nahezu beugungslimitiertes Bild der Brennebene einer Probe liefern. Das optische Faserlinsensystem in Verbindung mit strahlsteuernden und -scannenden Elementen kann in einer optischen Sonde verwendet werden, um kleine, gewundene Pfade innerhalb des menschlichen Körpers zu durchfahren.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0006] Gemäß einem ersten Aspekt der vorliegenden Erfindung wird eine bildgebende, optische Sonde, wie in Anspruch 1 erläutert, bereitgestellt.

[0007] Gemäß einem zweiten Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren zum Messen der optischen Eigenschaften einer Testprobe in situ bereit gestellt, wie in Anspruch 11 dargelegt.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0008] Die vorbeschriebenen und andere Aufgaben, Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung, sowie die Erfindung selbst werden besser verstanden werden durch die nachfolgende Beschreibung der bevorzugten Ausführungsbeispiele, wenn sie zusammen mit den beigefügten Zeichnungen gelesen wird, in denen:

[0009] [Fig. 1](#) zeigt die Beziehung zwischen der Auflösung und der Schärfentiefe für einen Gaustrahl gezeigt ist.

[0010] [Fig. 2A-D](#) zeigen optische Faserlinsensysteme, die unterschiedliche Typen von Mikrolinsen haben.

[0011] [Fig. 2E](#) zeigt eine optische Faser, die eine GRIN-Linse hat.

[0012] [Fig. 3](#) ist eine Grafik, die die Beziehung zwischen einer Strahltaillengröße und dem Linsenradius einer Wölbung zeigt.

[0013] [Fig. 4](#) zeigt eine optische Sonde gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung umfassend eine optische single-mode Faser und eine Linse, die im Wesentlichen den gleichen Durchmesser wie die optische Faser hat.

[0014] [Fig. 5](#) zeigt eine optische Sonde gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung umfassend

einen gefalteten Spiegel, der von einer Mikrolinse entfernt ist.

[0015] [Fig. 6](#) zeigt eine optische Sonde gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung umfassend einen gefalteten Spiegel in physischem Kontakt mit einer Mikrolinse.

[0016] [Fig. 7](#) zeigt eine optische Sonde gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung, die einen Strahl zur Vorwärtsabbildung einer Probe leitet.

[0017] [Fig. 8](#) zeigt eine optische Sonde gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei der die Sonde ein Gehäuse in der Form eines Guidewires umfasst.

[0018] [Fig. 9A-C](#) zeigen Ansichten einer Schnelltrenneinheit gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung. [Fig. 9A](#) zeigt einen Verbinder in der Form einer Ferule. [Fig. 9B](#) zeigt eine Schnelltrenneinheit, in der die Ferule und die optische Sonde innerhalb eines Schnelltrenngehäuses angeordnet sind. [Fig. 9C](#) zeigt eine vergrößerte Ansicht einer Schnelltrenneinheit, in der die Einheit eine geteilte Umhüllung umfasst.

[0019] [Fig. 10](#) zeigt eine optische Sonde, die eine Feder an der Spitze hat gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung und ausgebildet ist zur Verwendung als bildgebendes Guidewire.

[0020] [Fig. 11A-C](#) zeigen eine optische Sonde gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei dem das Sondengehäuse durch eine Feder bedeckt ist.

[0021] [Fig. 12](#) zeigt eine schematische Abbildung eines Fensters in dem Gehäuse einer optischen Sonde gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0022] Die vorliegende Erfindung beschreibt die Gestaltung einer ultrakleinen bildgebenden optischen Sonde, die eine Umfangsbildgebung einer Probe durchführen kann. Die vorliegende Erfindung stellt Sonden mit Linsen bereit, die kleiner als ungefähr 300 μm im Durchmesser aufweisen, die gleichzeitig einen Arbeitsabstand haben, der sich bis zu einigen mm erstrecken kann.

Micro-Optische-Elemente

[0023] Für viele bildgebende Verfahren (beispielsweise OCT bildgebende Systeme) wird Licht von einer single-mode optischen Faser emittiert und unter Verwendung einer Linse auf eine Probe fokussiert. Zurückreflektiertes Licht wird dann durch die Linse zurück in die Faser eingekoppelt. In Kontrast zu opti-

schen Systemen, die auf multi-mode optischen Fasern beruhen, bei denen der Ort der Strahltaile und der Ort der klassischen Abbildung nahe koinzident sind, können bei optischen Systemen, die optische single-mode Fasern umfassen, die einen nahezu Gausschen Strahl emittieren, der Ort der Strahltaile und der Ort des klassischen Abbildes wesentlich auseinanderfallen. Diese Unterscheidung muss berücksichtigt werden, wenn eine Linse gestaltet wird, die mit single-mode optischen Fasern gekoppelt werden soll, um den gewünschten Ort der Abbildung und die Schärfentiefe zu erreichen.

[0024] Bei OCT und anderen bildgebenden oder Licht zuführenden/einsammelnden Anwendungen wird die beste optische Leistung erreicht, wenn Licht auf eine Probe auftrifft, die innerhalb der Schärfentiefe der Linse angeordnet ist. Dies stellt sicher, dass jegliches Licht, das von der Probe zurückreflektiert wird, effizient zurück in die single-mode Faser geleitet wird. Licht, das immer weiter außerhalb des Arbeitsabstandes der Linse zurückreflektiert wird, wird immer weniger effizient durch die optische single-mode Faser aufgenommen und ist daher durch das bildgebende System weniger detektierbar. Eine Vergrößerung der Schärfentiefe der Linse ermöglicht einer optischen Sonde, ein Gefäß oder einen Raum, in den die Sonde eingeführt wird, tiefer abzubilden. [Fig. 1](#) zeigt die Beziehung zwischen der Punktgröße eines Lichtstrahls, der durch eine optische single-mode Faser übermittelt wird und der Schärfentiefe, die generiert werden kann, unter Annahme eines Gausschen Strahles und eines Arbeitsabstandes von 3 mm. Der Kompromiss zwischen Schärfentiefe (beispielsweise 1, 2, 3, 4 und 8 mm) und der entsprechenden Strahlfleckgröße (14, 20, 25, 29 und 41 μm) für eine Wellenlänge von 1,33 μm ist klar offensichtlich. Die Schärfentiefe steht in inverser Beziehung zum Quadrat der Strahlfleckgröße; daher verringert die Verminderung der Strahlfleckgröße gleichzeitig die Schärfentiefe. Daher war die Herausforderung beim Herstellen optischer Systeme, sowohl einen großen Arbeitsabstand und eine große Schärfentiefe zu erreichen, als auch gleichzeitig einen kleinen optischen Sondendurchmesser und eine kleine Strahlfleckgröße zu erhalten. Optische Systeme, die eine kleine Strahlfleckgröße und großen Arbeitsabstand haben, wurden bisher nur erreicht auf Kosten einer ansteigenden Linsengröße und daher letztendlich auf Kosten einer ansteigenden Größe der optischen Sonde.

[0025] Bei kleinen optischen Sonden, die im Stand der Technik bekannt sind, wird eine single-mode Faser, die 125 μm im Durchmesser ist, typischerweise mit einer 700 μm Graded Index (GRIN)-Linse verklebt unter Verwendung ultraviolett aushärtbaren optischen Klebers ("UV-Kleber"). Die GRIN-Linse wird ihrerseits mit einem 700 μm gefalteten Spiegel, beispielsweise einem Prisma, UV-geklebt, wodurch eine optische Kette umfassend die optische single-mode

Faser, die GRIN-Linse und den gefalteten Spiegel erhalten wird. Das proximale Ende der GRIN-Linse wird innerhalb eines drehbaren Torsionskabels festgehalten. Die gesamte Anordnung (also optische Kette und Torsionskabel) wird innerhalb einer Hülle aufgenommen. Die Hülle ist typischerweise für die Wellenlänge des Lichtes, die in der single-mode Faser aufgenommen ist, transparent oder umfasst ein transparentes Fenster nahe dem gefalteten Spiegel.

[0026] Während dieser Typ einer bildgebenden optischen Sonde die Auflösung, Schärfentiefe und Strahlfleckgrößen, die in [Fig. 1](#) gezeigt sind, erreichen kann, so tut er dies auf Kosten der Größe. Die gesamte Anordnung einer solchen Sonde ist ungefähr 1 mm im Durchmesser, obwohl die optische Faser innerhalb der Vorrichtung nur 125 µm im Durchmesser aufweist und die größte Strahlgröße, die erforderlich ist, um einen geeigneten Arbeitsabstand zur Abbildung zu erhalten, weniger als 100 µm ist (siehe [Fig. 1](#)). Dieser große Durchmesser beschränkt die Verwendung von Sonden, die im Stand der Technik bekannt sind, auf Abbildungsöffnungen, die wesentlich größer als 1 mm sind.

[0027] Im menschlichen Körper (und in anderen nicht medizinischen Anwendungen) gibt es einen Druck, den Durchmesser der bildgebenden Sonde so zu miniaturisieren, dass kleinere Gefäße durchschritten werden können. Zum Beispiel erfordern Guidewire-Anwendungen, dass der gesamte Außendurchmesser des Guidewires nur 350 µm sein darf, um in die meisten Kathetervorrichtungen zu passen. Typische optische Sonden haben jedoch Schwierigkeiten dabei, auf den Durchmesser verkleinert zu werden, der für ein Guidewire erforderlich ist, da die Linsen solcher Sonden typischerweise einen Durchmesser in der Größenordnung von 1 mm haben.

[0028] Die meisten optischen Sonden, die im Stand der Technik bekannt sind, leiden auch unter starken Rückreflexionen von Licht, da es schwierig ist, die Brechungsindizes der unterschiedlichen optischen Elemente der Sonde (zum Beispiel Linse und gefalteter Spiegel/Prisma) miteinander abzustimmen. Diese Rückreflexionen können einen wesentlichen Einfluss auf die Qualität der erhaltenen Bilder haben, insbesondere bei OCT-Anwendungen, in denen starke Rückreflexionen zu einem Effekt führen, der im Stand der Technik als Blindheit bekannt ist – wobei eine starke Reflexion dazu tendiert, die Eingangselektronik der Detektionskomponenten des bildgebenden Systems zu sättigen und dadurch geringe Reflexionen, die durch die tatsächliche Probe erzeugt werden, undetektierbar zu machen.

[0029] Verfahren, um Miniaturlinsen **2** (ungefähr 250 µm im Durchmesser) zu gestalten, werden beschrieben, die optische Parameter erreichen können, ähnlich zu denen in [Fig. 1](#) gezeigten.

[0030] Mikrolinsen **2** werden bereitgestellt, die die folgenden optischen Merkmale aufweisen:

- Einen Durchmesser der Linsen **2** von weniger als ungefähr 300 µm (bevorzugt weniger als ungefähr 150 µm);
- Einen Arbeitsabstand >1mm;
- Eine Schärfentiefe >1mm;
- Eine Fleckgröße von < 100µm;
- Befähigung innerhalb eines Mediums mit einem Brechungsindex >1 (beispielsweise innerhalb einer salzigen oder blutgefüllten Umgebung) zu arbeiten, ohne die Abbildungsqualität zu beeinträchtigen;
- Fähigkeit, sich zu drehen oder ein Umfangsscanning innerhalb eines Gehäuses von 400 µm Durchmesser durchzuführen;
- Vermögen, eine >20% Kopplungseffizienz von einem gefalteten Spiegel **3**, der an dem Strahlendenort der Linse **2** angeordnet ist, zu erreichen; (Kopplungseffizienz ist hier definiert als der Betrag der Lichtenergie, die zurückgekoppelt oder zurückgerichtet wird durch das System der Linsen **2** zurück in die Faser **1**).
- Minimale Rückreflexion; und
- Vermögen, als Teil einer ultrakleinen optischen Sonde verwendet zu werden, die einen Guidewire-Apparat formt.

[0031] [Fig. 2A-E](#) zeigt Mikrolinsen **2**, die effizient gemäß den hierin beschriebenen Verfahren hergestellt werden können, während sie die oben aufgelisteten Parameter erreichen. Es gibt zwei Grundtypen von Linsen **2**: (1) Linsen **2**, die ein abgerundetes Ende ([Fig. 2A-D](#)) verwenden und (2) Linsen **2**, die einen längs oder radial variierenden Index (beispielsweise GRIN-Linsen) ([Fig. 2E](#)) verwenden. Kombinationen beider Linsentypen können auch verwendet werden. Eine optische single-mode Faser **1** besteht üblicherweise aus einem 80 µm oder 125 µm starken Mantel und einem 4 bis 10 µm starken Kern, wie im Stand der Technik bekannt.

[0032] Um die Arbeitsabstände und optischen Parameter, die in [Fig. 1](#) gezeigt sind, zu erreichen, muss die Linse **2** typischerweise nicht direkt mit der single-mode Faser **1** befestigt werden, da es notwendig ist, dass ein optischer Strahl, der durch die optische Faser **1** übertragen wird, zuerst auf den benötigten Strahldurchmesser aufgeweitet wird bevor er mittels der Linse **2** fokussiert wird. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der Raum zwischen der Linse **2** und der single-mode Faser **1** durch eine kernlose Faser **8** ausgefüllt. Die Länge der kernlosen Faser **8** wird berechnet durch Auswahl optischer Eigenschaften, die der Verwender in der optischen Sonde wünscht. Zum Beispiel, Abzubilden (in Luft) mit einer 4 mm Schärfentiefe, einer 29 µm Fleckgröße bei einem 3 mm Arbeitsabstand würde ungefähr 810 µm kernloser Faser **8** gefolgt von einer Linse **2** mit einer

sphärischen Oberfläche, die einen Wölbungsradius von ungefähr 225 μm aufweist, erfordern.

[0033] [Fig. 3](#) zeigt die Beziehung zwischen der Strahlfleckgröße und dem Radius der Wölbung der Linse **2** für eine kernlose Faser **8**, die eine Länge von ungefähr 810 μm und Linsen **2** mit unterschiedlichen Wölbungsradien hat. Die Gestaltung des Systems der Linsen **2** kann erreicht werden mit der Kenntnis Gausscher Strahlausbreitung, die in vielen Standardlehrbüchern sehr detailliert beschrieben ist. Die Gleichungen, die auf die neu veröffentlichten Mikrolinsen **2** angewendet werden, sind unten angegeben.

[0034] Zuerst, expandieren single-mode Gaussche Strahlen von ihrem Minimum (der "Taille") aus gemäß der wohlbekannten Beziehung:

Einfügen (1)

wobei $\omega(z)$ der Strahlradius am Ort z ist, ω_0 die Strahltaille, die definitionsgemäß bei $z=0$ auftritt und z_0 die Rayleigh-Länge ist, und der Abstand ist, bei dem die Spitzenintensität auf $\frac{1}{2}$ ihres Wertes fällt, wie sie an der Strahltaille gemessen ist. Die Rayleigh-Länge wird angegeben durch $\eta\pi\omega_0^2/\lambda$, wobei λ die Wellenlänge des Lichts im Vakuum ist und n der Brechungsindex des Mediums. Die Rayleigh-Länge gibt daher die Schärfentiefe der Linse **2** an, die typischerweise als zweimal z_0 definiert ist und oft der konfokale Parameter genannt wird. Wie in den [Fig. 1](#) und [Fig. 4](#) gezeigt, ist der Abstand von dem Ort der Taille des abgebildeten Strahls zurück zu der Oberfläche der Linsen **2** hier als Arbeitsabstand der Linse **2** definiert.

[0035] Zweitens, der Radius der Wölbung, $R(z)$, eines Gausschen Strahles folgt einer anderen wohlbekannten Beziehung:

Einfügen (2)

Gleichung 2 demonstriert, dass ein Gausscher Strahl an der Strahltaille einen unendlichen Wölbungsradius hat (also eine ebene Phasenfront) und dass bei Abständen, die groß bezüglich der Rayleigh-Länge sind, ein Gausscher Strahl sehr wie eine Kugelwelle, die bei $z=0$ ihren Mittelpunkt hat, propagiert und in diesem Bereich mit klassischer (geometrischer) Optik behandelt werden kann. Im vorliegenden Fall sind die Arbeitsabstände (z) und Schärfentiefen (z_0) jedoch vergleichbar und klassische Optik kann effektiv nicht verwendet werden. Um dieses Problem zu lösen, wird ein gewünschter Arbeitsabstand und Schärfentiefe für die Linse **2** gewählt. Diese Parameter legen die benötigte Strahltaillengröße, die durch die Linse **2** erzeugt wird, fest. Die erforderliche Strahltaillengröße und der gewünschte Ort der Strahltaille im Raum legen ihrerseits die benötigte Strahlgröße sowie den Wölbungsradius der Phasenfront (des ausgehenden Strahles) an der Oberfläche der Linsen **2** fest.

[0036] Daher muss die kernlose Faser **8** zwischen

der single-mode Faser **1** und der Linse **2** erlauben, dass der Strahl von dem Ausgang der single-mode Faser **1** aus aufgeweitet wird, um die Strahlgröße, die auf der Oberfläche der Linse **2** erforderlich ist, zu erreichen. Die Linse **2** muss weiterhin die Phasenfront des hereinkommenden Strahls von der Probe beugen, um sie der des ausgehenden Strahls, der durch die single-mode Faser **1** hindurch geleitet wird, anzugleichen. Daher sind die kernlose Faser **8** und der Radius der Linsen **2** der Wölbung eindeutig festgelegt bei Vorgabe der zwei Eingangszielgrößen (und bei gegebener single-mode Fasergeometrie und Wellenlänge) – Arbeitsabstand und Schärfentiefe.

[0037] Unter Verwendung der obigen Gleichungen 1 und 2 und unter der Annahme, dass die radialen Abstände verglichen mit den Längsabständen klein sind (die wohlbekannte paraxiale Näherung, eine gültige Annahme für lange Arbeitsabstands Designs der Linsen **2**, wie hierin beschrieben), kann eine einfache Beziehung für den erforderlichen Radius der Wölbung abgeleitet werden:

Einfügen (3)

[0038] Wobei R_{lens} der Radius der Wölbung der Oberfläche der Linsen **2** ist, n_1 der Index der kernlosen Faser **8**, n_0 der Index des Mediums (nominal Luft oder Salz) in der die neue Taille geformt wird und R_i und R_o jeweils die Wölbungen des eintreffenden und ausgehenden Gausschen Strahls sind. Die erforderliche Länge der kernlosen Faser **8** kann einfach unter Verwendung der Gleichung 1 berechnet werden. Daher kann unter Verwendung oder oben beschriebenen Rechnungen (für eine feste Länge der Linsen **2**, die durch die Länge der kernlosen Faser **8** parametrisiert ist) der angemessene Radius der Wölbung einer Linse **2**, der benötigt wird, um die Merkmale eines großen Arbeitsabstandes und Schärfentiefe und einer kleinen Strahlfleckgröße zu erhalten, ermittelt werden.

[0039] [Fig. 3](#) ist ein Diagramm, das die Beziehung zwischen der Strahlfleckgröße und dem Ort der Strahltaille für Linsen **2** zeigt, die unterschiedliche Wölbungen haben, die auf diese Weise berechnet ist. Es kann gesehen werden, dass eine Linse **2** mit einer steilen Wölbung (kleiner Radius der Wölbung) wie erwartet die schmalste Strahltaille und den kürzesten Abstand erzeugt. Beachten Sie, dass diese Gleichungen genähert sind und dass eine detailliertere und präzisere Analyse durchgeführt werden kann unter Verwendung kommerziell erhältlicher physikalischer Optikdesignpakete. Diese umfassen, aber sind nicht beschränkt auf, CODE V (Optical Research Associates, Pasadena, Kalifornien), OSLO (Sinclair Optics, Inc., Fairport New York) und GLAD (Fraunhofer IAO, Stuttgart, Deutschland) kommerzieller optischer Strahl- und Designpakete.

[0040] [Fig. 4](#) ist ein Schema, das die Eigenschaften

eines optischen Strahls, der aus einer optischen Sonde erhalten wird, die die Mikrolinsen **2**, die oben diskutiert wurden, enthält. In einem Ausführungsbeispiel wird eine single-mode Faser **1** verfugt oder anderweitig mit der Linse **2** befestigt. Die Linse **2** ist nahezu vom gleichen Durchmesser wie die optische single-mode Faser **1**. Die optische Faser **1** kann unterschiedliche dünne Beschichtungen umfassen, um sie widerstandsfähiger zu machen, die kommerziell gekauft werden können von Corning® (Corning Incorporated, Corning, New York), Spectran® (Spectran, Sturbridge, Massachusetts) und anderen kommerziellen Faseroptikunternehmen. Ein 90 Grad (oder anderer passender Winkel) gefalteter Spiegel **3** ist mit der Linse **2** befestigt, ebenso unter Verwendung von Verfugen oder Kleben. Der gefaltete Spiegel **3** ist mit einem hochreflektierendem Material beschichtet oder funktioniert mit totaler Innenreflexion. In einem Ausführungsbeispiel ist der gefaltete Spiegel **3** aus Metall hergestellt und ist separat von der Linse angeordnet (beispielsweise wie in [Fig. 5](#) gezeigt). In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der gefaltete Spiegel **3** hergestellt durch Polieren eines anderen Bereichs der kernlosen Faser auf 45 Grad (oder anderem Winkel zum Vorwärts- oder Rückwärtsscannen), der dann metall- oder dielektrisch beschichtet wird. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung hat der gefaltete Spiegel **3** eine dichroitische Beschichtung, um zu ermöglichen, dass eine Wellenlänge reflektiert wird und eine Wellenlänge gleichzeitig durch den Spiegel **3** hindurchgeleitet wird.

[0041] Es soll beachtet werden, dass, obwohl gefaltete Spiegel **3** in Beispielen in der gesamten Beschreibung beschrieben werden, jeglicher Typ eines optischen Elements, der einen Lichtstrahl steuern kann und als Strahlausrichter **3** dienen kann, vom Umfang der Erfindung umfasst ist. Daher werden die Begriffe "Strahlausrichter" **3** und "gefalteter Spiegel" **3** austauschbar hierin verwendet.

[0042] Wie in [Fig. 4](#) zu sehen ist, minimiert das Design der Mikrolinsen **2** der vorliegenden Erfindung die Strahlfleckgröße und den Arbeitsabstand der Linse **2** und erzeugt eine nahezu flache Phasenfront des Strahls an diesem Ort, also Ausformen einer Strahltaile an einem Fleck, der in dem Arbeitsabstand der Linse angeordnet ist. Die oben veröffentlichten Gleichungen sagen einen Arbeitsabstand voraus (hier definiert als der Abstand der Strahltaile, wenn sie vom Scheitelpunkt der Linse **2** aus gemessen ist) von 3 mm für eine Linse, 810 µm in Länge, mit einem Radius von 225 µm, einer Arbeitswellenlänge von 1.32 µm und einem Materialbrechungsindex von 1,45.

[0043] Bezugnehmend wiederum auf die [Fig. 2A-E](#) ist die kernlose Region der Faser **8** direkt mit einer single-mode Faser **1** verbunden. Wie oben diskutiert, kann im Bereich der kernlosen Faser **8** ein optischer Strahl, der durch die optische single-mode Faser **1**

hindurch geleitet wurde, graziös auf den gewünschten Durchmesser der Linse **2** expandieren bevor er durch die Linse **2** fokussiert wird. Die kernlose Faser **8** kann den gleichen Durchmesser haben, wie der des Mantels der single-mode Faser **1** und kann direkt fusionsgefügt werden unter Verwendung von Standardfusionsfügeausrüstung, wie ein Ericsson Fusion Splicer (Amherst Instruments, Amherst Fiber Optics, Brentwood, Tennessee), wodurch ein niedriger Verlust, solide Verklebung und Aufrechterhaltung von single-mode Gausstrahlcharakteristika sichergestellt wird. Bevorzugt ist die kernlose Faser **8** index-angepasst mit der single-mode Faser **1**, um minimale Rückreflexion und Verlust sicherzustellen.

[0044] Die optische Faser **1** Linse **2** Anordnungen in [Fig. 2A-D](#) verwenden Linsen **2** mit gewölbten Oberflächen. Die Länge der Region der kernlosen Faser **8** und der Radius der Wölbung der Linse **2** sind so gewählt, dass die benötigten Strahlparameter (also Strahlfleckgröße, Schärfentiefe und Arbeitsabstand) erreicht werden, so wie die in [Fig. 1](#) gezeigten und vorbeschriebenen. Eine Anzahl von Verfahren zur Herstellung der benötigten Linsen ist vom Umfang der Erfindung umfasst. Diese umfassen die Verwendung von Hitze von einem Fusionsverfuger, um das Ende einer kernlosen Faser **8** zu schmelzen, wodurch die Oberflächenspannung eine nahezu kugelsymmetrische Linse **2** ([Fig. 2A](#)) erzeugt. Hier wird die Fusionszeit und Fusionsspannung (Hitze) des Fusionsverfugers eingestellt werden und der Hersteller manipuliert das Ende der kernlosen Faser **8** bezüglich des Fusionsbogens, der durch den Fusionsverfuger bereitgestellt wird. Typischerweise, um Linsen **2** großer Wölbungsradien herzustellen, ist es bevorzugt, einen relativ kalten Fusionsbogen (zum Beispiel 8-10 mA auf einem Ericsson Fusion Splicer) für eine lange Zeit (1-30 Sekunden) zu betreiben oder eine lange Serie von sehr kurzen, Hochtemperaturfusionspitzen herzustellen. Es ist möglich, den Radius der Wölbung der Linse **2** in Echtzeit zu testen durch Betrachtung des Ergebnisses unter Verwendung eines Hochvergrößerungsmikroskops zwischen den Fusionsbehandlungen oder durch Entfernen der Linse **2** und Legen in eine Strahlprofilvorrichtung, so wie eine solche, die von Beamscan (Photocon, Inc., Santa Clara, Kalifornien), erhältlich ist. Auf diese Weise kann das Rezept für die jeweiligen Fusionsplitter (oder andere Wärmebehandlungsmethoden) durch ein iteratives Verfahren für die besonderen Linsenparameter optimiert werden, die gewünscht sind.

[0045] Ein kleiner Tropfen von UV- oder anderem geeigneten Kleber kann am Ende der kernlosen Faser **8** angeordnet werden unter Verwendung einer Mikropipette und ausgehärtet werden. Wenn eine Linse mit der UV-Klebertechnik zusammengebaut wird, wird bevorzugt, ein Volumen des Klebers zu wählen und einen Typ des Klebers zu wählen mit der geeigneten Oberflächenspannung und Viskosität, so dass

durch das Anordnen des Klebers auf dem Ende der kernlosen Faser **8**, die Oberflächenspannung und die Viskosität den Kleber dazu bringen, "aufzuballen" mit dem gewünschten Oberflächenprofil und Radius. Bei einem großen Volumen von Kleber nahezu gleich einer Halbkugel am Ende der kernlosen Faser **8**, wird der Radius der Wölbung nahezu gleich dem Radius der kernlosen Faser **8** sein (und daher ebenso dem Radius der single-mode Faser **1**). Bei kleineren Klebervolumen kann der Radius um ungefähr 5 bis 10 mal dem Radius der kernlosen Faser **8** vergrößert werden.

[0046] Der Radius der Wölbung der Linse **2** kann weiterhin leicht modifiziert werden durch Anordnung der kernlosen Faser **8** vertikal, wobei die Gravitation den Kleber nach unten zieht, um den Radius der Wölbung abzuflachen.

[0047] Die kernlose Faser **8** wird auf dem Kopf gehalten, um den Radius der Wölbung etwas zu vergrößern. Die Menge des Klebers kann unter Verwendung einer Mikropipette kontrolliert werden oder durch nacheinander erfolgendes Übertragen einer großen Kugel von Kleber von dem Ende einer Faser auf eine kernlose Faser **8** ohne irgendwelchen Kleber. Das Volumen des Klebers wird dazu tendieren, um einen Faktor 2 für jede Übertragung abzunehmen. Andere Verfahren, die durch Fachleute bekannt sind, können dazu verwendet werden, das richtige Volumen des Klebers festzustellen, das auf das Ende der kernlosen Faser **8** angeordnet und ausgehärtet werden soll.

[0048] Kommerziell erhältliche Kugellinsen (ohne geeignete Form) **2** können ebenso auf einen Durchmesser geformt werden, der nahezu gleich dem Durchmesser der single-mode optischen Faser **1** ist und mit dem Ende der kernlosen Faser **8** unter Verwendung von UV oder anderem geeigneten Kleber, wie in [Fig. 2C](#) gezeigt, befestigt werden. Dies kann dadurch erreicht werden, dass die Kugellinsen **2** poliert werden, um kleine, dünne Halbkugeln zu erhalten oder durch Auskernen der Kugellinsen **2**, um Stablinen **2** zu formen.

[0049] Endlich kann das Ende der kernlosen Faser **8**, die distal zu der single-mode Faser **1** ist, unter Verwendung von Feil- und Poliertechniken, die im Stand der Technik bekannt sind, mechanisch abgeschliffen werden. Das Ende der kernlosen Faser **8** formt die Linse **2**, wie in [Fig. 2D](#) gezeigt. Ideal ist die kernlose Faser **8** so hergestellt, dass sie den gleichen Brechungsindex hat, wie die Linse **2**, um Verlust und Rückreflexion des optischen Strahls, der von der single-mode Faser **1** übermittelt wird, zu minimieren. Hier sind die kernlose Faser **8** und die Linse **2** eine integrierte Einheit.

[0050] Abgerundete Linsen **2** können hergestellt

werden unter Verwendung von Reflow-Technologie, wobei ein Material (zum Beispiel Polymethylmethacrylat (PMMA)) auf dem Ende der kernlosen Faser **8** abgelagert ist und geheizt wird, so dass das Material zusammenfließt, um eine nahezu runde symmetrische Linse **2** zu formen.

[0051] Sowohl die gewölbten Mikrolinsen **2** der [Fig. 2A-D](#), als auch die flache Linse **2**, die in [Fig. 2E](#) gezeigt ist, können an einem externen Faltspiegel **3**, wie in [Fig. 5](#) gezeigt, befestigt werden. Der Faltspiegel **3** wird bezüglich einer Linse **2** beabstandet (oder eingerastet) unter Verwendung eines Messrohrs aus klarem Plastik oder Glas oder Abdeckung **9** optischer Qualität. Andere Typen der Beabstandung sind möglich und umfasst von dem Umfang der Erfindung. Ein metallisches oder nicht optisch transparentes Medium wird verwendet und ein kleines Loch wird eingeschnitten oder angeordnet an einem angemessenen Ort bezüglich des gefalteten Spiegels **3**. Wenn ein kleines Loch eingeschnitten oder angeordnet wird an einem angemessenen Ort über dem Faltspiegel **3**, um es einem optischen Stahl zu ermöglichen, durch das Loch hindurchzutreffen, kann der Durchmesser des Messrohres **9** (und daher der vollständige Außendurchmesser der Linse **2**/Strahlausrichter **3** Anordnung) einfach weniger als 250 µm gemacht werden.

[0052] Es ist wichtig, den Zylinderlinseneffekt des Messrohres **9**, das in [Fig. 5](#) gezeigt ist, zu minimieren. Dieser Zylinderlinseneffekt kann verstärkt werden, wenn die ultrakleine optische Sonde in eine salzige oder in eine andere Umgebung, wie Blut, gesetzt wird. In diesem Fall kann die zylindrische Oberfläche der Röhre **9**, (in Kombination mit dem Index des Probenmediums) als Zylinderlinse stärker wirken, als die Mikrolinse **2** und kann eine starke Beeinflussung der Abbildungsqualität des Systems vornehmen. Die vorliegende Erfindung stellt jedoch Verfahren bereit, um diesen Effekt zu umgehen. In einem Ausführungsbeispiel wird eine Plastikmessröhre **9** verwendet und ein ebener Fleck **9fs** wird in der Röhre **9** durch Wärmebehandlung der Röhre **9** erzeugt.

[0053] Alternativ ist es möglich, das Material der Röhre **9** mit dem Probenmaterialindex anzupassen. Zum Beispiel, wenn die Sonde in Salz oder Blut angeordnet wird, haben beide einen Brechungsindex von ungefähr 1,3, dann wird die Röhre **9** mit einem ähnlichen Brechungsindex, also ungefähr 1,3, hergestellt. Ein optischer Übertrager wird zwischen der Linse **2** und dem gefalteten Spiegel **3** angeordnet, der einen ähnlichen Brechungsindex von ungefähr 1,3 hat. Wenn die Linse **2** indexangepasst ist, ist es wichtig, eine Linse **2** zu verwenden, die ein gewölbtes Ende hat, um Unterschiede zwischen den Brechungsindizes des Probenmediums, des optischen Übertragers und der Linse **2** zu berücksichtigen. Linsen **2**, die eine asphärische Oberfläche haben, liegen

auch innerhalb des Rahmens der Erfindung. Asphärische Linsen sind sehr einfach herzustellen unter Verwendung der oben beschriebenen Reflow-Technologie. Schließlich ist ein anderes Verfahren, um den Zylinderlinseneffekt der Abstandsrohre **9** zu vermeiden, einfach, ein Messrohr **9** zu vermeiden, das zylindrisch ist. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist das Abstandsrohr **9** aus einem kommerziell erhältlichen, quadratischen Rohr (Plastik oder Glas) hergestellt. Ein quadratisches Rohr kann auch auf unterschiedliche Arten hergestellt werden, so wie durch Wärmeschumpfung über einem quadratischen Teildraht oder bei Glasfaser durch Extrudieren des quadratischen Rohrs oder durch Blasformen des Rohrs.

[0054] Die letzte Linse **2**, die in [Fig. 2E](#) gezeigt ist, ist das Ausführungsbeispiel gemäß der Erfindung. Diese Linse **2** kann in unterschiedlichen Weisen hergestellt werden. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird eine Linse **2**, die einen abgestuften Brechungsindex hat, verwendet. In diesem Ausführungsbeispiel der Erfindung bewirkt eine radiale (oder längs-) Variation des Brechungsindex der GRIN-Linse **2**, dass die Phasenfront des Lichtstrahls, der durch die optische Faser **1** hindurchgeleitet wird, auf eine Weise gebeugt wird, die analog ist zum Beugen der Phase, das von einer herkömmlichen Linse mit gewölbter Oberfläche erhalten wird. Materialien für solche Linsen **2** sind kommerziell erhältlich und bekannt im Stand der Technik als GRIN-Materialien. Idealerweise ist das Gradientenprofil der Linse **2** so ausgewählt, dass es zylindrisch symmetrisch ist und mit einer quadratischen (oder nahezu quadratischen) Abhängigkeit vom radialen Abstand vom Zentrum der Linse **2** abfällt, wie in der folgenden Gleichung beschrieben:

$$n(r) = n_c(1 - (A/2)(r/a)^\alpha) \quad (4)$$

in der $n(r)$ der Brechungsindex ist, n_c der Brechungsindex im Zentrum einer ausgewählten Faser, mit der die GRIN-Linse verbunden ist (die GRIN-Linse kann entweder eine single-mode, eine kernlose oder eine multi-mode Faser sein), r ist der Radius, A ist der Indexgradientenkoeffizient, a ist der Kernradius, und α ist die Indexpotenz, die für ein quadratisches Profil den Wert von ungefähr 2 hat. Um die totale Rückreflexion zu minimieren, würde der zentrale Index der Linse **2** so gemacht, dass er dem Kernindex der single-mode Faser **1** (oder dem der kernlosen Faser **8**) entspricht. Die Äquivalenz einer GRIN-Linse **2** ($\alpha=2$) mit einer konventionellen Linse wird durch die folgende Gleichung angenähert:

Einfügen (5)

wobei l_{grin} die erforderliche Länge der GRIN-Linse **2** ist und die anderen Parameter, wie früher angegeben sind.

[0055] Es ist möglich, Standard oder spezielle opti-

sche multi-mode Fasern zu verwenden, die ein nahezu quadratisches Indexprofil haben, um diese Linsen **2** herzustellen. Typische Werte für α für Linsen, die in Telekommunikationsanwendungen verwendet werden, haben einen Wert von 1,8-1,9. Bei Werten von α , die nahe dem Ideal von 2,0 sind, wurde sowohl experimentell als theoretisch gezeigt, dass sie akzeptable Gaußstrahlbildungen erreichen. Daher ist die Verwendung von kommerziellen multimode Fasern als Material für Linsen **2** eine brauchbare Möglichkeit. Es ist wohl bekannt, dass sobald eine Faser-"Vorform" (typischerweise ein großer Zylinder, der einige Kilos wiegt) mit einem gegebenen Indexgradienten erzeugt wird, es möglich ist, die endgültige Faser auf nahezu jeden gewünschten Durchmesser zu ziehen und daher eine Vielzahl von Linsenpotenzen und Längenkombinationen zu erreichen, wie aus der Gleichung (5) zu sehen ist. Weiterhin ist es sogar möglich, eine Linsenvorform nachzuarbeiten, um das Kern-zu-Mantelverhältnis zu ändern und dadurch eine noch weitere Variationsmöglichkeit möglicher GRIN-Linsen **2** zu erhalten. Daher sind eine Vielzahl von Techniken erhältlich, die es erlauben, Standardtelekommunikationsfaservorformen zu nehmen und die endgültige Faser zu modifizieren, um dem jeweiligen Zweck zu dienen.

[0056] Multi-mode Linsen mit abgestuften Indexprofilen werden hergestellt unter Verwendung von Industriestandard SMF-28 single-mode Fasern **1** als primäre Lichtleitung, Anbringen von ungefähr 750 μm kernloser Faser **8** (für die Strahlauflösung) und dann Anbringen von ungefähr 100 μm multi-mode Faser (α von 1,8, A von 0,038) an die kernlose Faser **8**. Die multi-mode Faser dient dann als Linse **2**. Die multi-mode Faser ist präzisionsgeteilt an einer vorbestimmten Position, die auf den oben beschriebenen Berechnungen basiert, um einen gewünschten Arbeitsabstand und Schärfentiefe zu erhalten.

[0057] Eine abgestufte Indexlinse **2**, die durch das beschriebene Verfahren hergestellt ist, kann eine Strahltaillenradiusgröße von ungefähr 30 μm und eine Ort der Strahltaille von nahezu 2 mm von der Faserspitze der optischen Sonde (also dem distalen Ende der GRIN-Linse) aus erreichen. Die Linse **2** hat eine sehr hohe Gaussche Strahlqualität, wobei Qualität definiert ist als die Abweichung des gemessenen Strahlintensitätsprofils von einem idealen Gauss-Profil. Strahlqualität ist wichtig, sowohl für Abbildungsqualitätsüberlegungen als auch für Lichtrückentkopplungseffizienzüberlegungen. Die multi-mode Faser, die die Linse **2** ausbildet, kann ähnlich zu standard Spectran[®] 62,5/125 multi-mode Faser sein. Es ist jedoch wünschenswert, ein größeres Verhältnis von Kern zu Mantel zu haben. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wurde eine Faser ähnlich zu einer 62,5/125 multi-mode Faser von kommerziellen Quellen (beispielsweise Lucent[®] Technologies, Murray Hill, New Jersey; SpecTran Specialty

Optics, Avon, Connecticut) bestellt und die Faser auf eine Größe einer 105/125 multi-mode Faser gezogen. Das abgestufte Indexprofil wird dann einfach herabskaliert von 62,5 auf 105 µm im Durchmesser.

[0058] Die kernlose Faser **8** kann eliminiert werden, wenn der Gradientenkoeffizient genug reduziert wird, um dem Strahl zu ermöglichen, auf seinen benötigten Durchmesser zu expandieren, während er durch die GRIN-Linse **2** hindurchtritt. Kommerziell erhältliche multi-mode Fasern sowie wie GRIN-Linsen, die im Stand der Technik bekannt sind, haben einen Gradientenkoeffizienten, der zu stark ist (also einen A Koeffizienten, der zu groß ist) für die hier präsentierten Designs. Die vorliegende Erfindung stellt jedoch Verfahren zum Erhalten von angepassten Gradienten bereit. Um das benötigte GRIN-Gradientenprofil für eine Linse **2** zu berechnen, kann der Standard ABCD Matrixformalismus zur Behandlung von Gausscher Strahlfortsetzung in der paraxialen Näherung verwendet werden. Die ABCD Matrix, die die Fortpflanzung von einer single-mode Faser **1** durch ein GRIN-Material und in das Interface des Mediums beschreibt, ist gegeben durch Einfügen (6)

[0059] Wobei $A' (\sqrt{A})/a$ ist und n_{smf} der Index der single-mode Faser **1**. Das ABCD-Gesetz für die Transformation Gausscher Strahlen kann dazu verwendet werden, nach dem A' -Parameter aufzulösen, wenn die anderen Materialparameter und, so wie vorher, die gewünschte Schärfentiefe und der Arbeitsabstand gegeben sind.

[0060] Mit einiger algebraischer Umformung können zwei Gleichungen abgeleitet werden:

Einfügen (7)

Einfügen (8)

wobei w_f der endgültige (abgebildete) Radius der Strahltaile ist, w_i der Eingangsradius der Strahltaile am Ausgang der single-mode Faser **1**, λ die Wellenlänge im freien Raum, λ_{smf} die Wellenlänge innerhalb der single-mode Faser **1** und W_D der Arbeitsabstand (beispielsweise der Ort der abgebildeten Taille). Zum Beispiel bei eine gegebenen gewünschte Schärfentiefe von 4 mm und Arbeitsabstand von 3 mm, mit $\lambda = 1,32 \mu\text{m}$, können die Gleichungen (7) und (8) iterativ gelöst werden, um $A'=1,2074 \text{ mm}^{-1}$ und $l_{grin} = 1,41 \text{ mm}$ zu erhalten, beim Start mit einer Standard Corning[®]SMF-28 Faser und Abbildung in Luft. Diese Formeln sind wiederum Näherungen an die exakte Lösung und es ist möglich, numerische optische Designsoftware, wie CODE V (Optical Research Associates, Pasadena, Kalifornien), OSLO (Sinclair Optics, Inc., Fairport, New York) und GLAD (Escondido, Kalifornien, U.S.A.) zu verwenden, um genauere Designs der Linsen **2** zu erhalten, obwohl diese Modelle nicht so instruktiv sind, wie die oben präsentierten Gleichungen.

[0061] Die Eliminierung des Bereichs der kernlosen Faser **8** resultiert in signifikanten Einsparungen in der Komplexität des Systems der Linsen **2**, da die Anzahl der Fusionsfüugungen und Präzisionsschnitte zweifach reduziert ist. Ein anderer Vorteil des Anpassens des GRIN-Materials ist, dass die Effekte des gefalteten Spiegels **3** (der Einschlag zusätzlicher optischer Länge und Materialindizes) in die algebraischen Gleichungen, die oben diskutiert wurden, und/oder in physikalische Modelle einbezogen werden, so dass der A Koeffizient optimiert werden kann für das komplette System umfassend den Strahlausrichter/gefalteten Spiegel **3**.

[0062] Ein wesentlicher Vorteil des System der Linsen **2s** der [Fig. 2E](#) gegenüber den gewölbten Linsen **2**, die in den [Fig. 2A-Fig. 2D](#) gezeigt sind, ist, dass eine optische Sonde, die diesen Typ Linse **2** umfasst, in Salz oder eine andere Umgebung (zum Beispiel Blut oder Gewebe) eingebracht werden kann mit einem Brechungsindex ungleich 1 und immer noch zur Abbildung verwendet werden kann. Der Grund für dies ist, dass während konventionelle Linsen das gesamte Beugen der Phasenfront des Lichtstrahls von der optischen Faser **1** direkt an der Oberfläche zwischen dem Probenmedium und dem Linsenmedium durchführen, die GRIN-Materialien das Phasenbeugen innerhalb des GRIN-Mediums selbst durchführen. Weiterhin, wie in [Fig. 6](#) gezeigt, kann ein integrierter Faltspiegel **3** direkt mit der Linse **2** verbunden werden.

[0063] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der gefaltete Spiegel **3** hergestellt durch Kaufen von "D-Kern" Faser (also einer Faser, die in der Form des Buchstaben "D" geformt ist) oder quadratischer Faser (so wie sie erhalten wird von Lucent Technologies, Murray Hill, New Jersey, SpecTran Specialty Optics, Avon, Connecticut) oder durch Polieren einer Faser, um eine flache Facette entlang ihrer Länge zu erhalten, um die gewünschte D-form zu erhalten. Die D-Faser wird dann mit einer GRIN/multi-mode Faserrinse **2** verfugt und das Ende wird mit einem 45 Grad Winkel poliert (oder einem anderen passenden Winkel zur Vorwärts- oder Rückwärtsabbildung), um den ausgehenden Strahl von der single-mode optischen Faser **1** durch das flache des D zu reflektieren (daher parasitische Zylinderlinseneffekte zu vermeiden). Der Spiegel **3** kann dann entweder Metall oder Dielektrikum beschichtet sein, oder, wie oben beschrieben, mit einem dichroitischen Strahlteiler beschichtet sein, um ein gleichzeitiges Vorwärts- und Seitenabbilden durch unterschiedliche Wellenlängen zu ermöglichen. Alternativ, wenn der Winkel des gefalteten Spiegels **3** größer oder kleiner als der Winkel für die interne Totalreflexion des gefalteten Spiegels **3** ist, wie er durch das Snell-Gesetz gegeben ist (ungefähr 45 Grad in einem Silizium/Luftübergang), dann ist es nicht notwendig, den Spiegel **3** zu beschichten.

[0064] Der Gesamtdurchmesser der optischen Linse **2**/gefalteten Spiegel **3** in **Fig. 6** kann einfach kleiner als 250 µm gemacht werden, während die gewünschten Strahlparameter erhalten werden (beispielsweise wie in **Fig. 1** gezeigt). Weiterhin kann die Linse **2** hergestellt werden unter Verwendung von Standardfusionsfügen und Poliertechniken und kann daher mit niedrigen Kosten, mit minimaler Rückreflexion und maximaler Leistung hergestellt werden. Es ist weiterhin möglich, den integrierten Faltspiegel **3** der **Fig. 6** herzustellen durch zuerst Fusionsfügen eines kurzen Bereichs der kernlosen Faser **8** mit der GRIN-Linse **2**, dann flaches Polieren der Kante des gefalteten Spiegels **3** oder in einem geringen Winkel. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist es möglich, einen Abschnitt einer kernlosen Faser **3** quadratisch oder D-förmig während des Faserziehens zu machen, um den gefalteten Spiegel **3** zu formen. Der gefaltete Spiegel **3** kann ebenso unter Verwendung von Polieren, Teilen oder Sägetechniken hergestellt werden.

[0065] In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung, die in **Fig. 7** gezeigt ist, wird ein Bereich einer kernlosen Faser optisch mit der Linse **2** gekoppelt und zwischen der Linse **2** und der Probe angeordnet, um als Strahlausrichter **3** zu wirken. In diesem Ausführungsbeispiel ist der Strahlausrichter **3** in einem Winkel poliert, um einen prismatischen Effekt zu erzeugen. Wenn der Strahlausrichter **3** dann umlaufend gedreht wird, wird der Strahl, der durch die optische single-mode Faser **1** hindurch transportiert wird, einen konischen Bereich überstreifen oder scannen. Solch ein Scannen kann nützlich sein für Anwendungen, in denen die Sonde dazu ausgebildet ist, als ein einzusetzendes medizinisches Gerät verwendet zu werden, so wie ein kleines Guidewire, Katheter, Endoskop, Bronchoskop oder Nadel oder Trocar.

ABBILDUNGSANWENDUNGEN FÜR ULTRAKLEINE OPTISCHE SONDEN

[0066] Die Erfindung stellt ultrakleine optische Sonden bereit, die dazu verwendet werden können, die optischen Eigenschaften eines Testobjektes in situ zu messen. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung, das in **Fig. 8** gezeigt ist, ist die ultrakleine optische Sonde mit einem optischen System gekoppelt, und die Sonde wird in die Nähe einer Testprobe (in diesem Ausführungsbeispiel ein Blutgefäß **17**) angeordnet. Ein optischer Strahl wird von der Sonde zu der Probe in situ übermittelt und Licht, das von der Probe übermittelt wird, wird detektiert. Wie hierin definiert, meint der Begriff "in situ", ohne Entfernen der Probe aus ihrer natürlichen Umgebung und umfasst die Abbildung von internen Gefäßen, Räumen oder Kanälen innerhalb des Körpers eines Menschen. Wie hierin definiert, wird der Begriff "Testprobe" dafür verwendet, Bezug zu nehmen auf jede Probe, für die

Messungen optischer Eigenschaften gewünscht werden. Der Begriff "Test" impliziert nicht, dass die Probe einer pathologischen Bedingung unterworfen ist oder sogar dass die optischen Eigenschaften der Probe unbekannt sind; die Proben und Verfahren der vorliegenden Erfindung können jedoch verwendet werden, um pathologische Bedingungen zu diagnostizieren und dagegen einzuschreiten.

[0067] Die Anwendung bezieht sich auch auf Verbinder **12** und **15**, die die ultrakleine optische Sonde mit optischen Strahlliefer- und Abbildungssystemen **16** verbinden. Die Verbinder erlauben es dem Bediener, eine Sonde schnell zu verbinden und zu lösen von einem optischen Abbildungssystem **16** und, insbesondere, von einem Antriebsmechanismus, der die optische Sonde antreibt, um ein Scannen der Probe durchzuführen. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung umfasst die ultrakleine optische Sonde ein Gehäuse **11**, das in der Form eines einfühbaren medizinischen Geräts ausgebildet ist und verwendet wird, um enge, gewundene Lumen oder kleine Räume in situ innerhalb des Körpers eines Organismus abzubilden. Obwohl medizinische Anwendungen weiter unten diskutiert werden, ist es für die Fachleute klar, dass die ultrakleinen optischen Sonden, die hierin genannt sind, verwendet werden können, um die optischen Eigenschaften einer Vielzahl von Räumen (beispielsweise Abbildungskanäle oder Räume in hergestellten Artikeln) zu messen und dass solche Anwendungen vom Umfang der vorliegenden Erfindung umfasst sind.

[0068] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung umfasst die ultrakleine optische Sonde ein Sondengehäuse **11**, das in der Form einer einfühbaren medizinischen Vorrichtung ausgebildet ist. **Fig. 8** zeigt ein Ausführungsbeispiel der Erfindung, in dem das Sondengehäuse **11** ein Guidewire ist. Andere Typen einfühbarer medizinischer Vorrichtungen werden ebenso bedacht und werden vom Umfang der vorliegenden Erfindung umfasst. Diese umfassen, sind aber nicht beschränkt auf, Bronchoskope, Nadeln, Endoskope und Trocare. Die Guidewires der vorliegenden Erfindung können ebenso verwendet werden als Komponenten anderer einfühbarer medizinischer Vorrichtungen (beispielsweise dazu ausgebildet sein, in das Guidewirelumen eines Katheters hereinzupassen). Materialien für Guidewiregehäuse **11** umfassen, sind aber nicht beschränkt auf, Metall, Plastik, Hyporöhren und ähnliches.

[0069] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung, das in **Fig. 8** gezeigt ist, ist die miniaturisierte optische Faser **1**/optische Linse **2**/Strahlausrichter **3** Anordnung der ultrakleinen optischen Sonde innerhalb eines kleinen Guidewiregehäuses **11** angeordnet (typischerweise < 0,018" im Durchmesser). Wie gezeigt ist ein OCT oder anderes optisches Abbildungs- oder Strahllieferungssystem (beispielsweise ein photody-

namisches Therapiesystem oder Fluoreszenzsystem) mit dem Sondengehäuse **11** mittels einer rotierbaren Faseroptikverbindung (RFOJ) **13** verbunden, unter Verwendung abnehmbarer elektrischer Verbindungen **12** und **15** und optischer Verbindungen (umfassend single-mode Faser **1**). Der RFOJ **13** wird verwendet, um eine single-mode Faser **1** in Richtung ihres Umfangs zu drehen oder zu rotieren oder eine Miniaturtorsionsfaser innerhalb des Sondengehäuses **11**. Diese Vorrichtung kann ähnlich sein zu derjenigen, die in USSN 08/607,787, eingereicht 2/27/96, beschrieben ist, deren vollständige Offenbarung hierin unter Bezugnahme aufgenommen wird.

[0070] Single-mode Fasern **1**, die in diesem Ausführungsbeispiel der Erfindung verwendet werden, sind diejenigen, die im Stand der Technik bekannt sind und umfassen einen ungefähr 4-10 µm starken Kern, einen 80-125 µm starken Mantel und einen 250-900 µm starken Schutzpuffer. Um den Durchmesser der Faser **1** zu minimieren, kann der Schutzpuffer entfernt werden.

[0071] Alternativ kann der Schutzpuffer ersetzt werden durch eine relativ dünne (1 µm bis 50 µm) hochfeste, Niedrigreibungsbeschichtung, um in die schmale Öffnung, die durch das optische Sondengehäuse **11** definiert ist, hindurchzupassen. Solche hochfesten Beschichtungen können von kommerziellen Faserhäusern, so wie Corning® und Spectran® erhalten werden. Daher kann die single-mode Faser **1** direkt mit Drehmoment beaufschlagt werden, um ein Drehscannen durchzuführen oder ein Miniaturdrehmomentkabel kann hinzugefügt werden zum Helfen des Ausrichtens der Faser **1**. Es ist wichtig, dass der Innendurchmesser des Guidewiregehäuses **11** so gemacht ist, dass er minimale Reibung und Grate hat.

[0072] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der Ausgang des RFOJ **13** mit einem wegwerfbaren Verbinder **12**, der aus einem FC/APC männlich auf weiblich Verbinder mit minimalem Verlust und Rückreflexion besteht, versehen. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der wegwerfbare Verbinder **12** dazu verwendet, um die sterile/nicht-sterile Grenze **14** zu überqueren. In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung sind sowohl der RFOJ **13** als auch der Verbinder **12** in einem wegwerfbaren sterilen Sack angeordnet, um eine häufige Verwendung der RFOJ **13** zu ermöglichen durch Eliminierung von Verunreinigungen. Der Sack bedeckt den RFOJ **13** und damit verbundene proximale Kopplungshardware, um jeden Patienten oder jede Probe körperlicher Verunreinigungen daran zu hindern, die Hardware zu berühren. Daher, nach einer Patientenuntersuchung kann der Sack entfernt werden und fortgeworfen werden, ohne die Notwendigkeit, den RFOJ **13** und proximale Kopplungshardware zu sterilisieren. Solche Säcke sind Standard bei

intravaskulären Ultraschallgeräten und werden von der Food and Drug Administration bei solchen medizinischen Vorgängen erwartet.

[0073] In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung ist der Ausgang des Wegwerfverbinders **12** verbunden mit einer Schnellentriegelungseinheit **15**. Der Zweck der Schnellentriegelungseinheit **15** ist, dem Arzt/Benutzer zu ermöglichen, sowohl das Guidewiregehäuse **11** als auch andere invasive oder intervenierende medizinische Instrumente schnell zu lösen, mit denen das Guidewiregehäuse **11** gekoppelt ist von einem Wegwerfverbinder **12** und RFOJ **13**. Die anderen einzusetzenden/intervenierenden medizinischen Geräte werden dann über das Guidewiregehäuse **11** geschoben, zur Abwechslung mit noch anderen Geräten oder zur Manipulation durch den Arzt/Benutzer. Einsetzbare/intervenierende medizinische Geräte, mit denen das Guidewiregehäuse **11** gekoppelt sein kann, umfassen, sind aber nicht beschränkt auf, ein Durchgangs- oder Austausch Katheter, ein angioplastisches Ballongerät, ein Stentsetzgerät, ein Artherectomie Katheter und ein Medizinverabreichungsgerät.

[0074] Zum Beispiel, wenn der Arzt eine Verletzung einer Arterie in einem Blutgefäß **17** betrachtet, bei dem sie/er festlegt, dass eine intervenierende Prozedur erforderlich ist, kann er/sie schnell das Guidewiregehäuse **11** von dem RFOJ **13** mittels der Schnellentriegelungseinheit **15** lösen (gezeigt in [Fig. 8](#) und [9](#)), schiebt ein geeignetes intervenierendes Gerät über das Guidewire, verbindet das Gehäuse **11** wiederum mit dem RFOJ **13** und beginnt die Abbildung unter Verwendung des Abbildungssystems **16**. Unter Verwendung eines Abbildungsanzeigenausgangs des Abbildungssystems **16** kann der Arzt/Benutzer einfach sehen, wenn das intervenierende Gerät über der Verletzung ist. Durch die Möglichkeit, die Anordnung des intervenierenden Geräts während der intervenierenden Prozedur zu betrachten, kann der Arzt/Benutzer die Verletzung betrachten, nachdem das intervenierende Gerät entfernt ist.

[0075] In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung verwendet der Arzt die Guidewiresonde und das intervenierende Gerät in einer Artherectomieprozedur (oder anderen chirurgischen Schneideprozedur), in der die optische Sonde dem Arzt/Benutzer erlaubt, herauszufinden, wo zu schneiden. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist das intervenierende Gerät, das in Verbindung mit der Guidewiresonde verwendet wird, ein Arzneimittelliefergerät, bei dem die Abbildung, die auf einem Anzeigebildschirm des optischen Systems **16** abgebildet wird, dem Arzt/Benutzer erlaubt, herauszufinden, wie viel eines Arzneimittels pro Zeiteinheit injiziert wird. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist das optische Abbildungssystem **16**, das verwendet wird, ein OCT-System und das intervenierende

Gerät ein Stent. In diesem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird die Länge und der Typ des Stents bestimmt, bevor die Prozedur und der Betrag des Aufblasens des Stents kontrolliert wird, wenn der Stent ausgefaltet wird, unter Verwendung von Informationen, die durch die optische Sonde und das Abbildungssystem **16** erhalten werden.

[0076] In dem Ausführungsbeispiel der Erfindung, in dem das Sondengehäuse **11** ein Guidewire ist, ist bevorzugt, dass der Durchmesser des Bereichs der Schnelltriegelungseinheit **15**, die einem ersten Ende des Guidewiregehäuses **11** gegenüberliegt (das Ende, das am nächsten zu der Schnelltriegelungseinheit **15** ist) nicht den Maximaldurchmesser des Guidewiregehäuses **11** (beispielsweise 0,014") überschreitet, um einen einfachen Austausch anderer einzubringender/intervenierender Geräte über dem Guidewiregehäuse **11** zu ermöglichen.

[0077] [Fig. 9A-C](#) zeigt das mechanische Design der Schnelltriegelungseinheit **15** gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung. In diesem Ausführungsbeispiel wird eine single-mode Faser **1**, die poliert ist (oder gespalten) ist, an einem Ende innerhalb Ferulen **18**, die einen 0,014" Außendurchmesser haben, aufgenommen ([Fig. 9a](#)). Die Ferulen **18** sind generell röhrenförmige Strukturen, die aus einer großen Vielzahl von Materialien umfassend, aber nicht beschränkend auf, Keramik, Glas, Metall und Plastik hergestellt sein können. Die Ferulen **18** sind präzisionshergestellt mit Bezug auf enge Toleranzen sowohl in Bezug auf den Durchmesser als auch zwischen den Innen- und Außendurchmessern der Ferulen **18** und der optischen single-mode Faser **1**/Linse **2**/Spiegel **3**/ um eine gute Ausrichtung zwischen diesen optischen Elementen zu erhalten. Zum Beispiel, wenn der Kerndurchmesser der optischen Faser **1** ungefähr 5 µm ist, dann ist die Toleranz weniger als 1 µm. Um das Erfordernis enger Toleranzen zu erleichtern, ist es möglich, Miniaturlinsen **2** zu verwenden, die ähnlich zu Linsen sind, die hierin beschrieben sind, um die Modengröße der Faser **1** zu vergrößern und um Licht zwischen den Facetten der Faser **1** zu kombinieren. Dieses würde dann einen dramatischen Anstieg in den benötigten Ausrichtungstoleranzen erlauben. Eine grobe Daumenregel ist, dass die Ausrichtungstoleranz ungefähr 10% des Strahldurchmessers an der Facette der Linsen **2** ist. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist die Ferule **18** weiterhin verkeilt und winkelpoliert (wie es mit den kommerziellen FC/APC-Verbindern gemacht ist), um Rückreflexionen zu minimieren.

[0078] Die polierte, optische single-mode Faser **1**/Linse **2**/Spiegel **3**/Ferule 18-Anordnung wird dann innerhalb eines Ferulenkragens **19** ([Fig. 9B](#)) eingesetzt. Der Ferulenkragen **19** ist radial eingeschnitten (der Schlitz ist in dieser vergrößerten Zeichnung nicht zu sehen) zum Zentrum hin, um das seitliche Laden

der optischen single-mode Faser **1**/Linse **2**/Spiegel **3**/Ferule 18-Anordnung in das Gehäuse **23** der Schnelllöseeinheit **15** zu erleichtern. Das radiale Schlitzen der Komponenten ermöglicht, dass die optische single-mode Faser **1**/Linse **2**/Spiegel **3**/Ferule 18-Anordnung schnell aus der Schnelllöseeinheit **15** entfernt werden kann, um das Durchführen eines einzubringenden/intervenierenden medizinischen Geräts über das Sondengehäuse **11** zu erleichtern. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist eine elastomere Feder **22** vorgesehen an einem Ende des Ferulenkragens **18**, der am nächsten zum Gehäuse **23** der Schnelllöseeinheit **15** ist.

[0079] Die optische single-mode Faser **1**/Linse **2**/Spiegel **3**/Ferulen 18-Anordnung ist innerhalb einer Endkappe **20**, die ebenso radial zum Zentrum hin eingeschnitten ist (Schlitz in [Fig. 10B](#) nicht sichtbar) angeordnet. Die Endkappe **20** ist in eine Schlitzhülse **21**, die innerhalb des Gehäuses **23** der Schnelllöseeinheit aufgenommen ist, hereingeschraubt, bis sie nicht länger gedreht werden kann. Während die Endkappe **20** eingesetzt wird, werden die Ferulen **18** in die Schlitzhülse **21** gepresst. Die Schlitzhülse **21** ist axial eingeschnitten, um eine radiale Ausdehnung zu erlauben. Sie ist mit einem Präzisionsinnendurchmesser hergestellt, der ein wenig kleiner ist, als der der Ferulen **18**. Die Schlitzhülse **21** ist hinreichend locker innerhalb des Gehäuses **23** der Schnelllöseeinheit **15** angeordnet, um ihr zu erlauben, sich selbst zu zentrieren. Die Interferenz, die zwischen dem Innendurchmesser der Schlitzhülse **21** und dem Außendurchmesser der Ferulen **18** erzeugt ist, wird dazu verwendet, die Ferulen **18** radial auszurichten und die Konzentrität mit der Schlitzhülse **21**, der Endkappe **20** und dem Ferulenkragen **19** aufrechtzuerhalten.

[0080] In dem Ausführungsbeispiel der Erfindung, in dem eine elastomere Feder **22** in der Nähe des Ferulenkragens **19** vorgesehen ist, drückt das volle Einsetzen der Endkappe **20** die elastomere Feder **22** zusammen, so dass eine axiale Last aufgebracht wird, die die Ferule **18**, die die optische Faser **1** umfasst, und die Schlitzhülse **21** zusammenzwingt. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist die elastomere Feder **22** radial zum Zentrum hin geschlitzt. Die axiale Kraft, die durch die komprimierte Feder **22** erzeugt wird und die präzisionsradiale Ausrichtung zwischen den Ferulen **18** und der Schlitzhülse **21** erzeugt eine zuverlässige optische Verbindung zwischen den optischen Elementen der ultrakleinen Sonde.

[0081] In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel der Erfindung ist das Sondengehäuse **11** zusammen mit dem Bereich der Verbindervorrichtung proximal des Sondengehäuses **11** nicht wesentlich größer im Durchmesser als der äußere Durchmesser eines Standardguidewires, so dass ein Arzt/Benutzer die optische Sonde schnell von dem RFOJ **13** lösen kann

und andere medizinische Vorrichtungen über das Sondengehäuse **11** und die Verbinderelemente auswechseln kann. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung sind die Splithülse **21** und das Gehäuse **23** der Schnellentriegelungseinheit **15** so designed, dass die distale Seite der Schnellentriegelung **15** (weg von dem optischen Abbildungssystem **16**) eine 0,014" Ferule **18** umfasst, aber die proximale Seite eine wesentlich größere Ferule **18** (beispielsweise größer 1 mm). In dieser Konfiguration ist die Schnellentriegelungseinheit **15** kompatibel mit standardisierten, kommerziell erhältlichen faseroptischen Verbindern.

[0082] In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung ist der RFOJ **13** ebenso mit einer Längstranslations/Zurückziehvorrichtung **25**, wie in [Fig. 8](#) gezeigt, gekoppelt. Der Sinn der Rückziehvorrichtung **25** ist, ein Längsscannen des Linsen **2**/Strahlensichters **3** der optischen Sonde/Guidewire zu ermöglichen. Dies kann dadurch erreicht werden, dass der Zurückziehmechanismus **25** betätigt wird, um entweder das Guidewiregehäuse **11** oder die optische Faser **1** entlang einer Längsachse der optischen Faser zu bewegen. Bewegung wird erreicht durch Zurückziehen einer mechanischen Verbindung **26**, die mit dem Guidewiregehäuse **11** verbunden ist und dem RFOJ **13**, wie in [Fig. 8](#) gezeigt. Die Verbindung **26** kann durch unterschiedliche Verfahren, die bei den Fachleuten bekannt sind, gemacht sein, so wie durch lineare Schrittvorrichtungen oder Spulentechnologie.

[0083] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung sind die Ferulen **18** und das Guidewiregehäuse **11** mechanisch verbunden unter Verwendung von Standardtechniken zum Befestigen von Rotationsverbindungen, wie bekannt im Stand der Technik. In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung wird die optische Faser **1** zurückgezogen innerhalb des Gehäuses **11** des Guidewires. In diesem Fall wird die Schnellentriegelungseinheit **15** modifiziert um eine relative Längsbewegung zwischen der optischen single-mode Faser **1** und dem Guidewiregehäuse **11** zu ermöglichen. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung, in dem die optische Sonde/Guidewire Teil ist eines anderen einzusetzenden medizinischen Gerätes, so wie einem Katheter, kann die gesamte optische Sonde/Guidewire zurückgezogen werden. Dies verhindert, dass das Guidewire ein Gefäß **17** beschädigt und erlaubt ein einfaches Repositionieren der optischen Sonde/Guidewire nach einem Zurückziehen. Bei Verwendung der Zurückzugsoption kann die optische Sonde/Guidewire/Katheter/optisches System als diagnostischer Katheter verwendet werden, wodurch potentielle Gebiete des Eingriffs beispielsweise für einen Kardiologen kartiert werden.

[0084] In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der RFOJ **13** eliminiert anstelle eines

Hochgeschwindigkeitslängsscanningmechanismus, sowie einem Galvanometer getriebenen Translationsmechanismus. Dieser Typ eines Scanningmechanismus verwendet einen Galvanometermotor, der mit einem linearen Kugellagergleitblock verbunden ist, der seinerseits mit der optischen Faser **1** verbunden ist. Der Gleitblock ist mit dem Motor verbunden unter Verwendung einer Biegung, die die Drehbewegung des Galvanometers in eine lineare Translation des Gleitblocks und der optischen Faser **1** umwandelt. Der Hochgeschwindigkeitsscanningmechanismus wird verwendet, um die Faser durch "Schieben-Ziehen" zurück und vorwärts in einer hohen Geschwindigkeit entlang einer transparenten Sektion des Probengehäuses **11** (beispielsweise eines Fensters **24**) zu bewegen. Daher wird ein Längsbild anstelle eines Umfangsbildes erhalten. Ein Galvanometer getriebener Translationsmechanismus kann von kommerziellen Quellen erhalten werden (beispielsweise General Scanning, Incorporated, Watertown, Massachusetts).

[0085] Es sollte für den Fachmann klar sein, dass es andere Typen von Verbindungselementen gibt, die verwendet werden können und dass diese vom Umfang der Erfindung umfasst sind. Zum Beispiel sind in einem Ausführungsbeispiel der Erfindung die Schnelllöseeinheit **15** und der Wegwerfverbinder **12** trennbare Elemente, während in einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung die Schnelllöseeinheit **15** und der Wegwerfverbinder Teil eines einzigen Verbindungsteiles sind. In dem letzteren Ausführungsbeispiel hat der Ausgang des RFOJ **13** ebenso Ferulen **18**, wie von der gleichen Größe wie die des Schnellentrieglers **15** sind und das Schnellentriegelungsgehäuse **23** ist direkt verbunden, so dass der Wegwerfverbinder **12** und die Schnellentriegelung **15** dadurch in eine Anordnung integriert sind.

[0086] Ein Guidewiregehäuse **11** gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist detaillierter in [Fig. 10](#) gezeigt. In diesem Ausführungsbeispiel wird das proximale Ende des Gehäuses **11** mit der Schnellentriegelungseinheit **15** verbunden. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist die optische Faser **11** frei dazu, sich relativ zu dem Gehäuse **11** zu drehen aber in Längsrichtung fixiert, so dass die Schnellentriegelungsferule **18** und das Gehäuse **11** nicht getrennt werden können. Die Verbindung des Umfangsscannens von der sich drehenden Faser **1** innerhalb des Guidewiregehäuses **11**, und Längsscannen, wenn der Zurückziehmechanismus **25** verwendet wird, erlaubt es, ein dreidimensionales Profil eines Gefäßes **17** zu erhalten. Unter Verwendung des optischen Systems **16** kann eine Abbildung angezeigt werden und manipuliert werden, um dem Arzt/Benutzer zu erlauben, das Gefäß **17** auf dem Anzeigenmonitor des Abbildungssystems anzuzeigen und zu manipulieren.

[0087] Das Sondengehäuse **11** ist hergestellt, um Licht von der optischen single-mode Faser **1** durch zumindest eine Sektion des Gehäuses **11** zu der Probe zu führen. Ähnlich passiert Licht, das von der Probe zurückreflektiert wird durch zumindest einen Bereich des Gehäuses **11** zurück in die optische single-mode Faser **1**. Daher ist in einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ein Bereich des Gehäuses **11** zumindest partiell transparent.

[0088] In einer Ausführungsform der Erfindung, in der das Sondengehäuse **11** in der Form eines Guide-wires ist, umfasst das Gehäuse **11** eine Öffnung **24**, sowie ein Fenster, das in optischer Verbindung mit der Linse **2** und dem Strahlausrichter **3** steht. Die Öffnung/Fenster **24** ist in der Wand des Gehäuses **11** befestigt, um es der Linse **2**/Strahlausrichter **3** zu ermöglichen, durch das Guidewiregehäuse **11** und auf die Probe (beispielsweise ein Wand eines Blutgefäßes **17**) abzubilden. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist der Strahlausrichter **3** in der Nähe eines Bereiches des Gehäuses **11**, das zumindest teilweise transparent ist, beispielsweise die Öffnung/Fenster **24**. In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung ist das Gehäuse **11** selbst aus Plastik oder einem anderen geeigneten Material, das transparent für optische Strahlung sein kann. In diesem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird keine Öffnung oder Fenster **24** benötigt. In einem weiteren Ausführungsbeispiel kann das Gehäuse **11** ein Loch umfassen (beispielsweise einen Schlitz, einen Spalt, einen Kanal, einen Ausschnitt), oder eine Vielzahl von Löchern, durch die der Strahl von der optischen single-mode Faser **1** ausgerichtet werden kann zum Scannen der Probe. So wie es hierin definiert ist, ist eine "Öffnung" unbedeckt und komplett offen oder kann mit einem transparenten Material bedeckt sein.

[0089] Das Design der Öffnung/Fenster **24** (in [Fig. 8](#), [Fig. 10](#) und [Fig. 11A-C](#)) ist wichtiger Teil des gesamten optischen Sondendesigns. Das Fenster **24** erlaubt, dass Licht von einer optischen Faser **1** durch die Gehäusewand **11** hindurchtritt. Unter Verwendung von üblichen Präzisionsfräs- und Fügetechnologien ist es möglich, geeignete Materialien für Fenster **24** in das Gehäuse **11** einzubringen. Fenster **24**, die in transparenten Röhren eingeformt sind, die die gleichen oder ähnlichen Außendurchmesser und Formen wie das primäre Gehäuse **11** aufweisen, werden im Wesentlichen bevorzugt, da sie am einfachsten mit dem Gehäuse **11** zu verbinden sind. Dies ermöglicht, dass die fertiggestellte Anordnung keine scharfen Kanten oder Diskontinuitäten aufweist, was eine wichtige Überlegung in medizinischen Anwendungen ist. Flache Fenster **24** Materialien können verwendet werden, wie oben diskutiert mit Bezug auf die Abstandsrohre **9**. Während flache Fenster **24** Materialien die optischen Abbildungseigenschaften der Sonde einfacher zu handhaben machen, können flache Fenster nicht dazu ausgebildet werden, 360

Grad Scanning vorzusehen und können daher nicht verwendet werden, wenn ein Umfangsscanningguidewire optische Sonde gewünscht ist.

[0090] Wenn kreisförmige/zylindrische Fenster **24** gewählt sind, müssen Effekte des Materials des Fensters **24** und der Form des Fensters **24** berücksichtigt werden bei der Qualität der Abbildung, die die Sonde produzieren kann.

[0091] Standardgleichungen der klassischen Optik geben eine gute Einsicht in die Natur der auftretenden Probleme (**Fig. 13**):

Einfügen (9)

wobei n_1 der mittlere Index auf der linken Seite des Fensters **24** ist, n_2 der Index des Materials des Fensters **24** selbst, n_3 der Index des Mediums auf der rechten Seite des Fensters **24**, R_1 ist der innere Radius der Wölbung, R_2 der äußere Radius und t die Dicke des Fensters **24**. Es wird klar bei der Untersuchung der obigen Gleichung, dass, um die Effekte des Fensters **24** zu minimieren, die zu einer schlechten Abbildungsqualität führen könnten (also durch Treiben der Brennweiten f_1 und f_2 in Richtung ∞) das Wichtigste ist, die drei Indizes anzupassen, gefolgt von dem Reduzieren der Dicke des Materials des Fensters **24**. Reduktion der Dicke des Materials des Fensters **24** treibt ebenso die inneren und äußeren Radien der Wölbung näher zueinander und dadurch werden die zylindrischen Fokussiereffekte eines Fensters, das eine gewölbte Oberfläche hat, weiter minimiert durch die Angleichung der Radien der Wölbung.

[0092] Es ist klar, dass die obige Gleichung für ein Fenster mit einer sphärischen Oberfläche vorgesehen ist, wobei, wenn eine runde/zylindrische Scheibe der vorliegenden Erfindung verwendet wird, der Effekt nur in der Richtung parallel zu der Achse des Gehäuses **11** ist. Die obige Gleichung dient jedoch dazu, die Wichtigkeit des Angleichens der Brechungsindizes des Fensters **24** mit denen der Medien anzugleichen, um eine bessere Abbildungsqualität zu erhalten.

[0093] Ein flaches Fenster **24** (also Treiben der Radien in Richtung ∞) wird ebenso abträgliche Effekte auf die Abbildung minimieren. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist eine Sektion eines Fensters **24** in einer quadratischen oder hexagonalen Form hergestellt, um ein radiales Scannen einer Probe zu ermöglichen. In diesem Ausführungsbeispiel, da die flache Scheibe **24** immer noch das Scannen des Strahls verzerren würde, wird ein Scankorrekturalgorithmus in einen Prozessor programmiert, der Teil des optischen Systems **16** ist. Daher sind runde Scheiben bevorzugt. Materialien für Fenster **24**, die die gewünschten Qualitäten umfassen (Index, Materialstärke, optische Transmission, optische Materialqualität, Sterilisierbarkeit und so weiter) umfas-

sen, sind aber nicht beschränkt auf Fluoropolymere, andere Plastisorten, Glas und ähnliches.

[0094] In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung werden eine Serie schmaler Löcher in der proximalen Sektion der Gehäuse **11** Wand vorgesehen, um ein äußeres Probenmedium (beispielsweise Wasser oder Salz) irgendwelche in den Zwischenräumen gelegene Lücken zwischen der Linse **2**, dem Strahlausrichter **3** und dem Innenradius des Fensters **24** auszufüllen, um weiterhin das Anpassen der Indizes zu betreiben und ungewollte Fresnell-Reflektionen zu reduzieren. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung wird der Raum zwischen den Linsen **2** und dem Fenster **24** gefüllt und versiegelt mit einem optischen Transmitter umfassend ein Gel, ein Öl oder andere geeignete Materialien, um das gewünschte Brechungsindexanpassen durchzuführen.

[0095] Die Auswahl eines guten Indexanpassungsfluids kann erreicht werden durch die folgende Beziehung:

Einfügen (10)

wobei die Parameter so sind wie oben angegeben. Hier ist n_1 der Index des Anpassungsfluids oder Gels, n_2 ist der Index des Materials des Fensters **24** und n_3 ist der Brechungsindex des umgebenden Probenmechanismus. Gegeben, dass die Dimension des Fensters **24** und der Brechungsindex fest sind, wird die Auswahl des Anpassungsmaterials gemäß der oben angegebenen Beziehung effektiv die optischen Effekte des Fensters **24** in der ersten Ordnung neutralisieren.

[0096] In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird das Indexanpassungsmaterial in der optischen Sonde/Guidewire genau vor der Verwendung mit dem Patienten angeordnet. Gaussche Strahlenmodellierung, wie voran beschrieben, kann verwendet werden, um den Effekt eines gewölbten Fensters **24** auf die Abbildungsqualität hin genauer zu ermitteln, wodurch Ingenieursdesignentscheidungen gemacht werden können, wenn Materialien und Formen gewählt werden. Endlich ist es möglich, ein Fenster vollständig zu eliminieren, durch lediglich Vorsehen einer Serie von Schlitzern oder Löchern in der Wand des Gehäuses **11**. In diesem Ausführungsbeispiel ist, je größer der Anteil der Löcher in der Wand des Gehäuses **11** ist (beispielsweise eine Hyporöhre), desto größer ist der scanbare Teilbereich. Die Anzahl der Löcher in dem Gehäuse **11** wird optimiert, um die Abbildungsqualität zu maximieren, während strukturelle Integrität aufrechterhalten wird.

[0097] Das Sondengehäuse **11** kann weiterhin Elemente umfassen, die in Standardguidewires gefunden werden können. In einem Ausführungsbeispiel ([Fig. 10](#)) ist eine Feder **25** an der Öffnung/Fenster **24** des Guidewiregehäuses **11** befestigt. Die Feder **25** erlaubt der optischen Sonde/Guidewire eine Flexibili-

tät beim Durchfahren von gewundenen Pfaden im Körper. Die Feder **25** ist so vorgesehen, dass sie zumindest den Teil des Gehäuses **11** nicht bedeckt, der die Öffnung/Fenster **24** umfasst. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ([Fig. 11A-C](#)) umfasst die Öffnung **24** einen klaren Bereich einer Hyporöhre und zwei Sätze von Federn **24** sind vorgesehen; jeder Satz endet kurz vor der Öffnung **24**/Hyporöhre. In einem Ausführungsbeispiel wird ein flaches Sicherheitsband verwendet, um zu ermöglichen, dass beide Enden der Federspule **25** angeordnet bleiben. In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung kann die Feder **25** kontinuierlich gewunden sein, um eine Einheit auszubilden. Die Öffnung **24**/Hyporöhre ist an beiden Enden der Feder mit einem Kleber oder durch mechanische Mittel befestigt. Sicherheitsbänder können auch verwendet werden. In einem anderen Ausführungsbeispiel der Erfindung umfasst die Feder **25** eine Radiofrequenz undurchlässige Spitze **28**. In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung umfasst die gesamte Feder **25** Radiofrequenz undurchlässiges Material. Durch das Vorsehen von einer Radiofrequenz undurchsichtigen Spitze **28** oder Radiofrequenz undurchlässige Material, kann das Durchgehen des optischen Sensors/Guidewires durch ein Lumen einfach visualisiert werden unter Verwendung beispielsweise eines Angiographiemonitors.

[0098] In einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung ist ein Mechanismus zum Spülen von Probenmedium (beispielsweise Blut) von der optischen Sonde/Guidewire aus vorgesehen, um die Eindringtiefe des Bildes zu verbessern. In einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird ein Spülen automatisch durchgeführt unter Verwendung des optischen Systems **16** (beispielsweise ein OCT-System) oder manuell, unter Verwendung von Standardspülkathetern, die übergestülpt sind oder neben dem Guidewiregehäuse **11** angeordnet sind.

[0099] Obwohl ein Guidewire in den Figuren [Fig. 8-Fig. 11A-C](#) gezeigt und diskutiert ist, ist es klar, dass die Technologie der Linse **2** und die Scanningmechanismen, die bezüglich der Figuren beschrieben wurden, verwendet werden können für einen weiten Bereich anderer medizinischer (und nicht medizinischer) Sonden, so, wie Miniaturkatheter, Endoskope, Bronchoskope, Nadeln und Trocare.

[0100] Durch die Diskussion unterschiedlicher Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung, werden unterschiedliche Veränderungen, Modifikationen und Verbesserungen den Fachleuten klar. Solche Variationen, Modifikationen und Verbesserungen liegen innerhalb des Umfangs der Erfindung. Entsprechend ist die vorgehende Beschreibung nur exemplarisch zu verstehen und nicht dazu gedacht, beschränkend zu sein.

Patentansprüche

1. Bildgebende, optische Sonde umfassend:

Eine optische single-mode Faser (1) umfassend einen Kern eines ersten Durchmessers und eine einen inneren und einen äußeren Durchmesser aufweisende Mantellage, wobei die optische single-mode Faser (1) einen optischen Strahl in dem ersten Durchmesser überträgt;

eine optische Gradientenfaser (8), die starr und optisch mit der optischen single-mode Faser (1) gekoppelt ist und die im Wesentlichen den gleichen Durchmesser aufweist, wie der äußere Durchmesser der Mantellage, wobei die optische Gradientenfaser (8) so ausgebildet ist, dass sie den optischen Strahl von dem ersten Durchmesser auf einen gewünschten Durchmesser aufweitet, während er die optische Gradientenfaser (8) durchläuft, und den optischen Strahl so fokussiert, dass er eine Punktgröße von kleiner als 100µm im Durchmesser in einem Arbeitsabstand größer als 1mm von einem Ende der optischen Gradientenfaser formt, wobei der optische Strahl eine Tiefenschärfe von mehr als 1mm in dem Arbeitsabstand aufweist;

einen Strahlumleiter (3), der optisch mit der optischen Gradientenfaser (8) gekoppelt ist;

ein Gehäuse (11), das darin ein Bohrloch aufweist zur Aufnahme der optischen single-mode Faser (1), der optischen Gradientenfaser (8) und dem Strahlumleiter (3), wobei das Gehäuse (11) einen Abschnitt (24) aufweist, der zumindest teilweise transparent für den optischen Strahl ist; und

einen optischen Übertrager, der in dem Gehäuse (11) aufgenommen ist und zwischen dem Strahlumleiter (3) und dem zumindest teilweise transparenten Abschnitt (24) des Gehäuses angeordnet ist, wobei der optische Übertrager so ausgebildet ist, dass einen zylindrischen Fokussiereffekt von Licht neutralisiert, das durch den zumindest teilweise transparenten Abschnitt (24) des Gehäuses hindurch tritt.

2. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei der Strahlumleiter (3) eine Beschichtung zur selektiven Übertragung des optischen Strahls bei vorbestimmten Wellenlängen umfasst.

3. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei die optische Gradientenfaser (8) so ausgebildet ist, dass sie den optischen Effekten des Strahlumleiters (3) Rechnung trägt.

4. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei der Strahlumleiter (3) eine gewinkelte, polierte, kernlose Faser umfasst.

5. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei der Strahlumleiter (3) den optischen Strahl von einer reflektierenden Oberfläche an dessen einem Ende zu einer flachen, durchlässigen Oberfläche entlang dessen Länge transportiert.

6. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei der Strahlumleiter (3) einen gefalteten Spiegel umfasst.

7. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei der optische Übertrager einen Brechungsindex von ungefähr 1,3 aufweist.

8. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei der optische Übertrager ein Öl umfasst.

9. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei der optische Übertrager ein Gel umfasst.

10. Bildgebende, optische Sonde gemäß Anspruch 1, wobei das Gehäuse (11) eine Vielzahl von Löchern umfasst.

11. Verfahren zur Messung der optischen Eigenschaften einer Testprobe in situ, wobei das Verfahren die Schritte umfasst:

Bereitstellung einer optischen single-mode Faser umfassend einen Kern eines ersten Durchmessers und eine einen inneren und einen äußeren Durchmesser aufweisende Mantellage, wobei die optische single-mode Faser dazu ausgelegt ist, einen optischen Strahl in dem ersten Durchmesser zu übertragen;

Bereitstellen einer optischen Gradientenfaser, die starr und optisch mit der optischen single-mode Faser gekoppelt ist und im Wesentlichen den gleichen Durchmesser hat, wie der äußere Durchmesser der Mantellage;

Bereitstellung eines Strahlumleiters, der starr und optisch mit der optischen Gradientenfaser gekoppelt ist; Einführen der optischen single-mode Faser, der optischen Gradientenfaser und des Strahlumleiters in eine Bohrung, die in einem Gehäuse definiert wird, wobei das Gehäuse einen Abschnitt aufweist, der zumindest teilweise transparent für den optischen Strahl ist;

Übertragen des optischen Strahls an dem ersten Durchmesser zu der optischen Gradientenfaser über die single-mode Faser;

Aufweiten, mittels der optischen Gradientenfaser, des optischen Strahls von dem ersten Durchmesser auf einen gewünschten Durchmesser während er durch die optische Gradientenfaser hindurch tritt;

Fokussieren, mittels der optischen Gradientenfaser, des optischen Strahls, um eine Punktgröße von weniger als 100µm im Durchmesser in einem Arbeitsabstand größer als 1mm von einem Ende der optischen Gradientenfaser zu formen, wobei der Arbeitsabstand dem Ort der Testprobe in situ entspricht, wobei der optische Strahl eine Tiefenschärfe größer als 1mm im Arbeitsabstand hat;

Übertragen des fokussierten optischen Strahls durch einen optischen Übertrager, der zwischen dem Strahl-

lumleiter und dem Gehäuse angeordnet ist, wobei der optische Übertrager einen zylindrischen Fokussiereffekt, der mit dem zumindest teilweise transparenten Abschnitt des Gehäuses verbunden ist, neutralisiert; und

Detektieren des Lichts, das von der Testprobe zurückreflektiert wird und von der optischen Gradientenfaser empfangen wird.

12. Verfahren gemäß Anspruch 11, weiterhin die Schritte umfassend:

Bestimmung der optischen Eigenschaften der Testprobe aus dem Licht, das von dieser reflektiert wurde; und

Vergleichen der optischen Eigenschaften der Testprobe mit den optischen Eigenschaften einer Kontrollprobe.

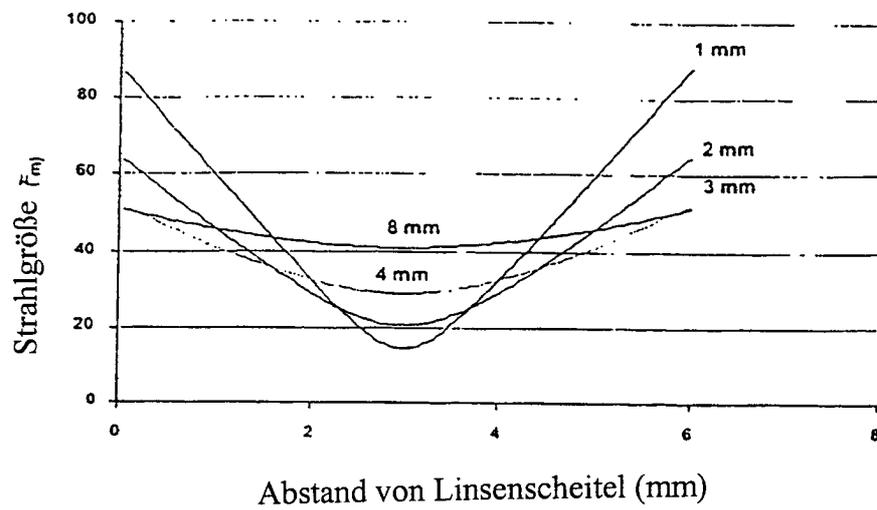
13. Verfahren gemäß Anspruch 11, weiterhin die Schritte umfassend:

Kompensieren, mittels der optischen Gradientenfaser, die optischen Effekte des Strahlumleiters.

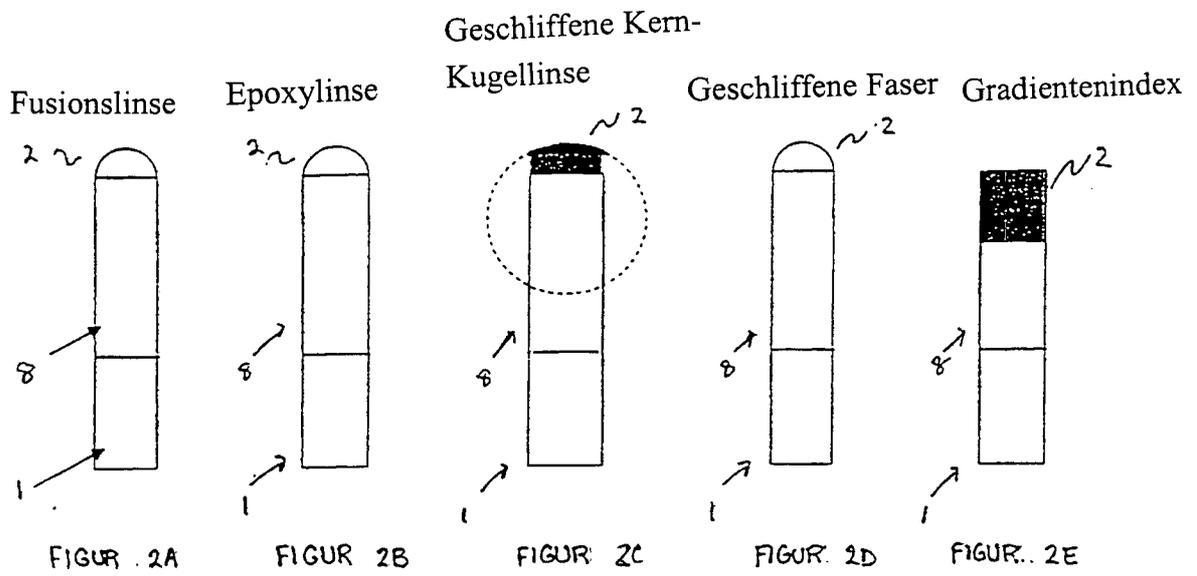
Es folgen 12 Blatt Zeichnungen

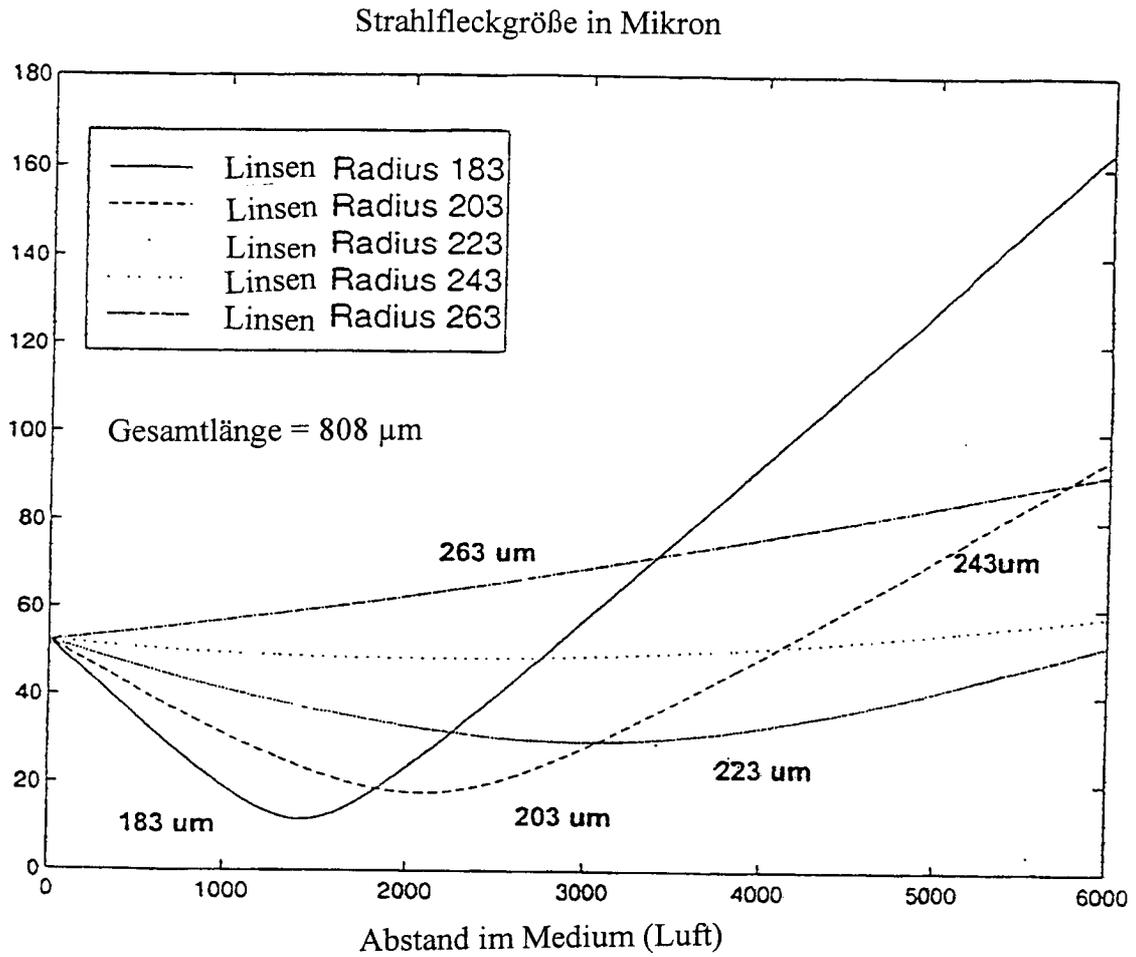
Anhängende Zeichnungen

Gaussche Strahlausbreitung

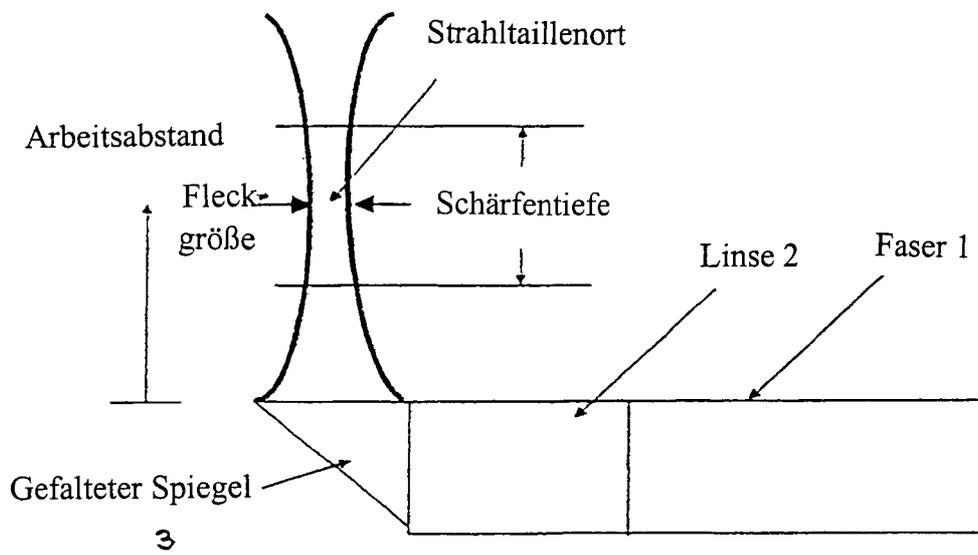


FIGUR . 1

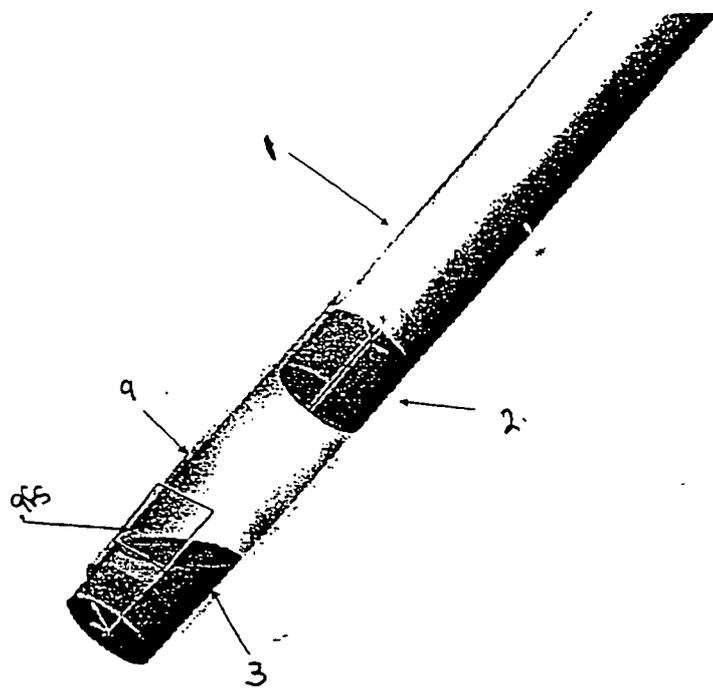




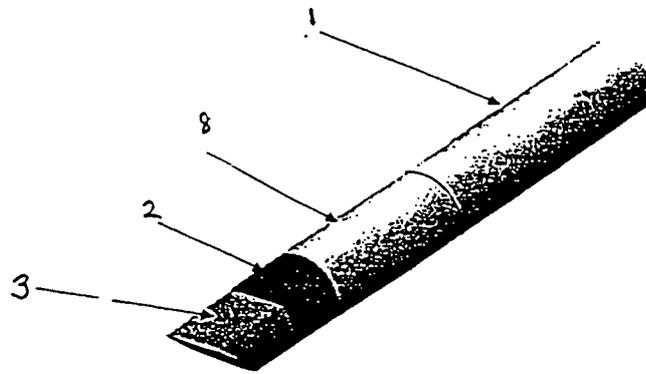
FIGUR 3



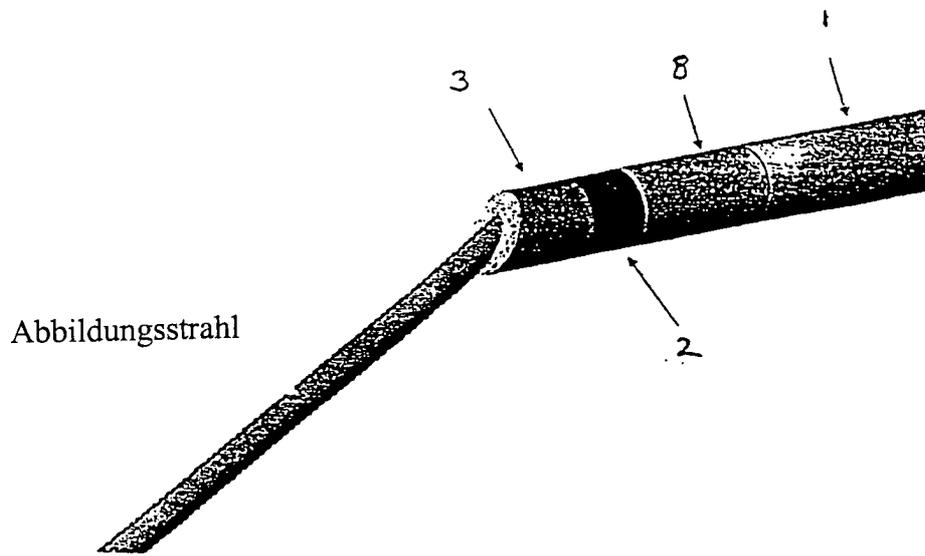
FIGUR. 4



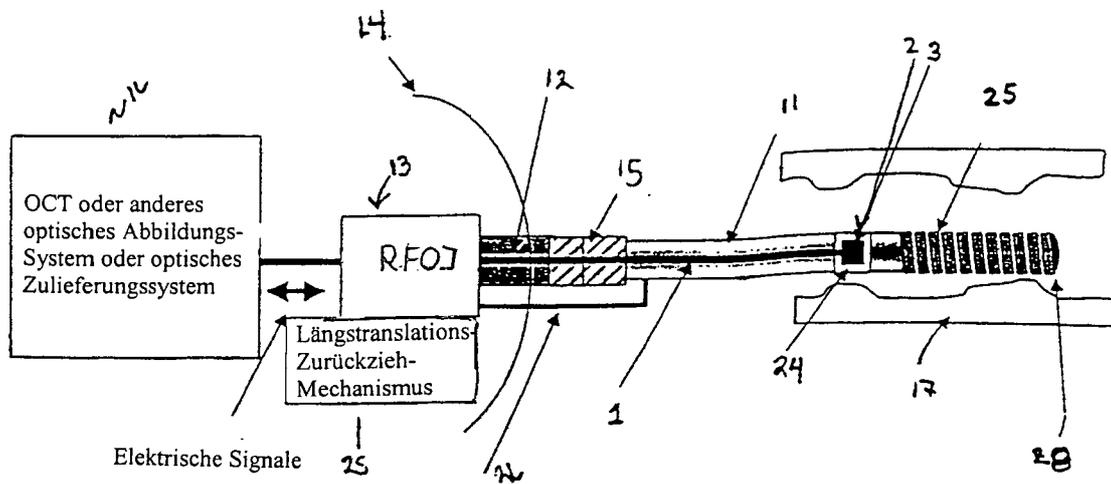
FIGUR 5



FIGUR 6

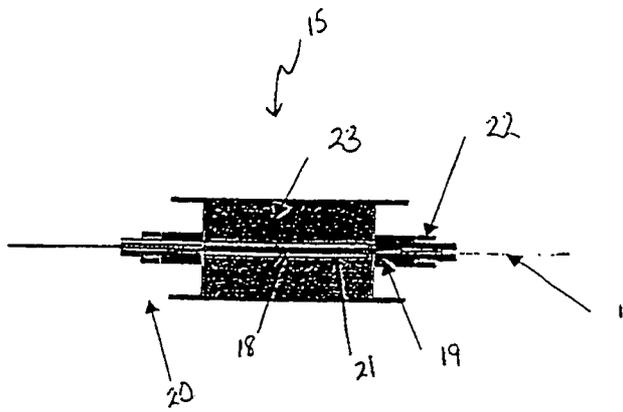


FIGUR 7

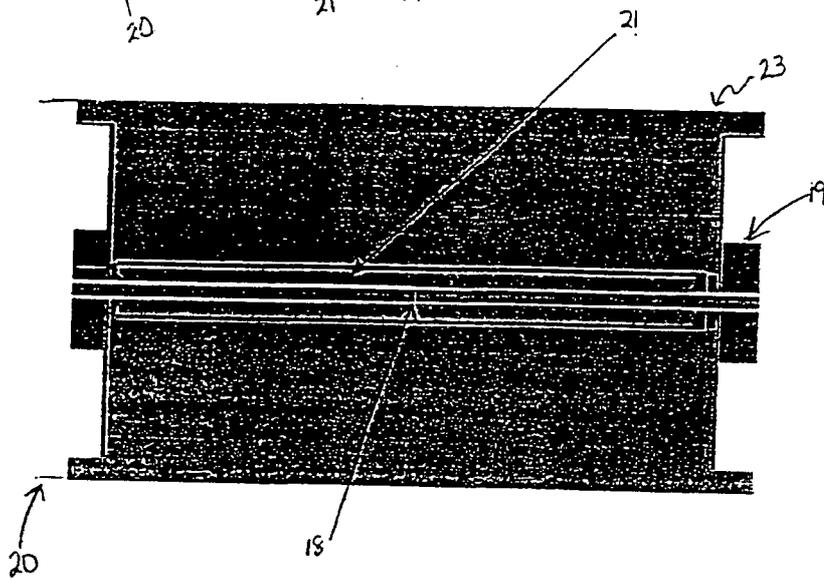
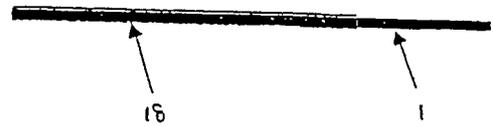


FIGUR. 8

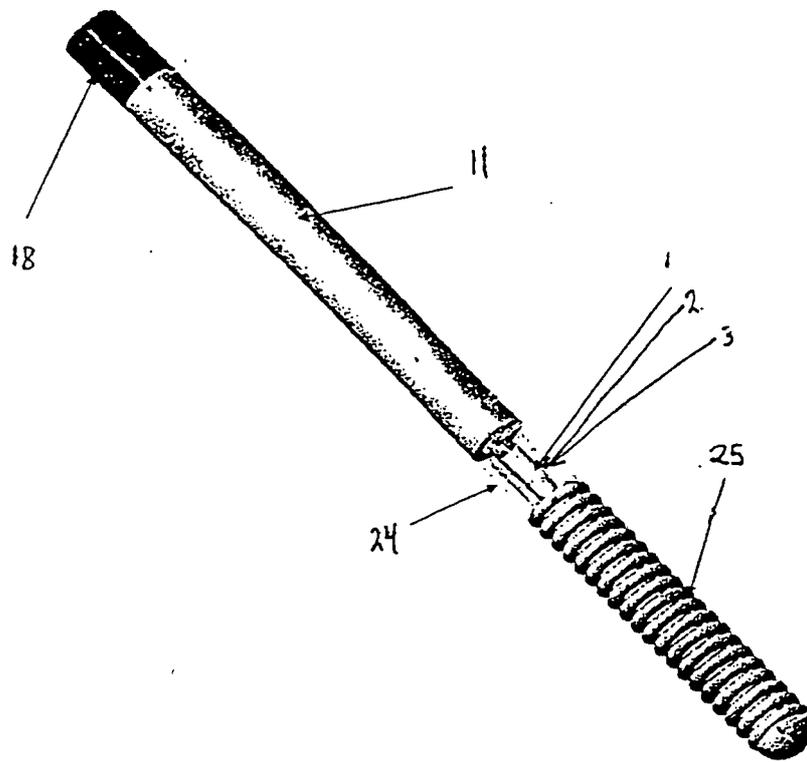
FIGUR 9B



FIGUR 9A

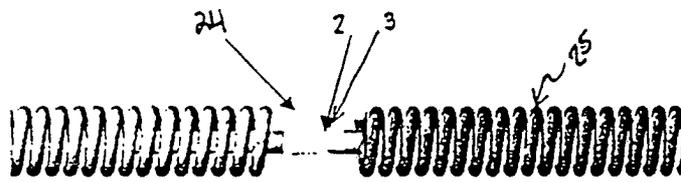


FIGUR 9C

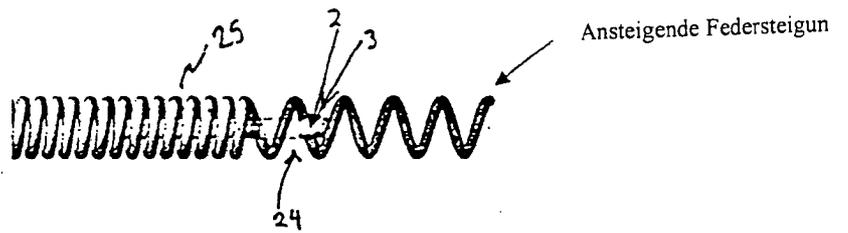


FIGUR. 10

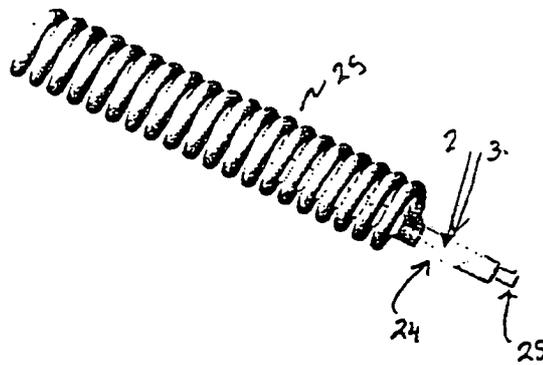
FIGUR II A

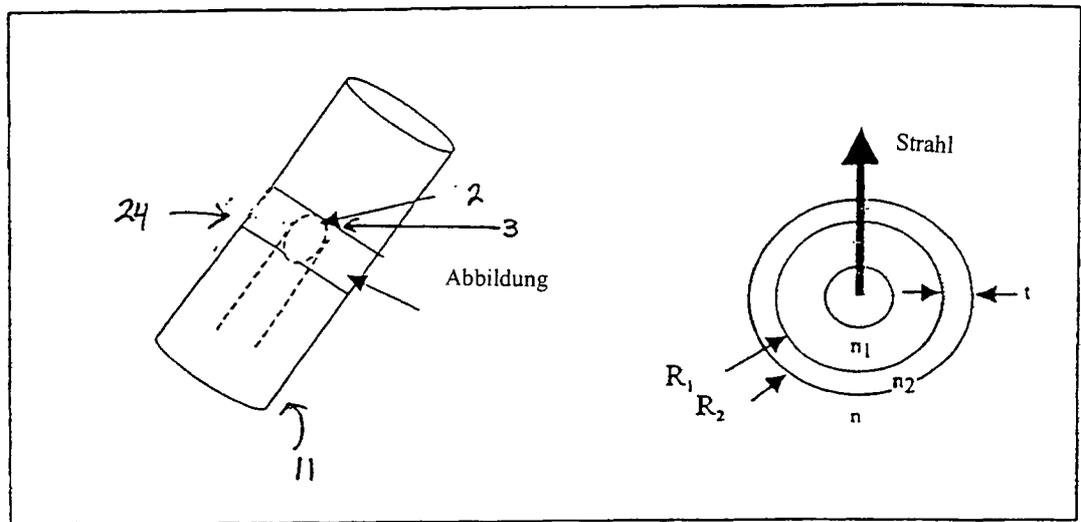


FIGUR II B



FIGUR II C





FIGUR 12