

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
03. Oktober 2019 (03.10.2019)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2019/185645 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:

A61B 1/00 (2006.01) G02B 6/04 (2006.01)
A61B 1/07 (2006.01) F21V 8/00 (2006.01)
G02B 6/26 (2006.01) G02B 6/32 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2019/057616

(22) Internationales Anmeldedatum:
26. März 2019 (26.03.2019)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2018 107 523.5
29. März 2018 (29.03.2018) DE

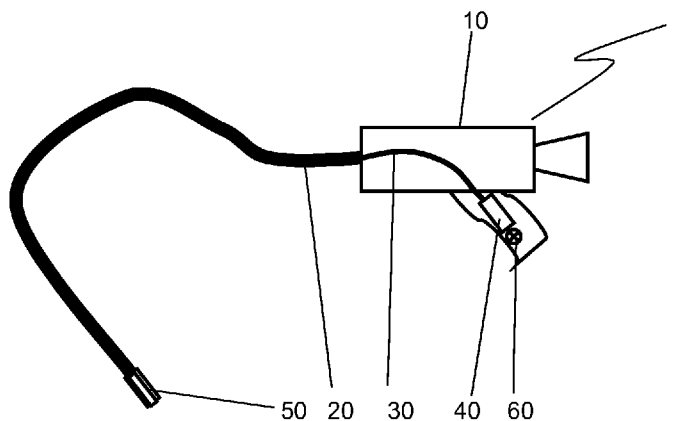
(71) Anmelder: SCHOTT AG [DE/DE]; Hattenbergstr. 10,
55122 Mainz (DE).

(72) Erfinder: SCHULTHEIS, Bernd; Silvanerweg 2, 55270 Schwabenheim (DE). BLEISINGER, Björn; Kirchstraße 6, 55499 Riesweiler (DE). DIETRICH, Andreas; Antoniusstraße 27, 55452 Guldenthal (DE). KAPPEL, Markus; In der Langgewann 13, 55595 Roxheim (DE). RUSSERT, Hubertus; Zum Wald 11, 55270 Jugenheim (DE). CRAMER, Martin; Oberriethstraße 19, 65187 Wiesbaden (DE). WEINGÄRTNER, Thomas; Kaiser-Karl-Straße 22, 55435 Gau-Algesheim (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO,

(54) Title: LIGHT GUIDE OR IMAGE GUIDE COMPONENTS FOR SINGLE-USE ENDOSCOPES

(54) Bezeichnung: LICHT- ODER BILDLEITKOMPONENTEN FÜR EINWEG-ENDOSKOPE



Figur 1

(57) Abstract: The invention relates to diagnostic, surgical and/or therapeutic devices for introduction into the human or animal body or for the in-vitro examination of human or animal blood samples or other body cells, in particular an endoscope or a single-use endoscope, containing at least one illuminating light guide and/or image guide for transmitting electromagnetic radiation, the illuminating light guide or image guide each having a proximal end face for coupling electromagnetic radiation in and out, and a distal end face for coupling electromagnetic radiation in and out. The proximal and/or distal end faces consist of plastic elements which are transparent at least partially or in sections or are moulded onto said elements from a transparent plastic, wherein the transparent plastic has biocompatible and/or non-toxic properties on human or animal cell cultures for exposure times of less than one day. Inexpensively produced assemblies can thus be implemented, inter alia, for single-use endoscopes.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegeräte zur Einbringung in den menschlichen oder tierischen Körper oder zur in-vitro Untersuchung von menschlichen oder tierischen Blutproben oder sonstigen Körperzellen, insbesondere ein Endoskop oder ein Einweg-Endoskop, beinhaltend zumindest einen Beleuchtungslichtleiter und/ oder Bildleiter zur Transmission elektromagnetischer Strahlung, wobei der Beleuchtungslichtleiter oder der Bildleiter jeweils eine proximale Endfläche zur Ein-



WO 2019/185645 A1

NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

beziehungsweise Auskopplung von elektromagnetischer Strahlung und eine distale Endfläche zur Aus- beziehungsweise Einkopplung elektromagnetischer Strahlung, aufweisen. Die proximalen und/ oder distalen Endflächen bestehen aus zumindest teil- oder abschnittsweise transparenten Kunststoff-Elementen oder sind aus einem transparenten Kunststoff an diese angeformt, wobei der transparente Kunststoff biokompatibel und/ oder nicht toxische Eigenschaften auf menschliche oder tierische Zellkulturen für Einwirkzeiten kleiner einem Tag aufweist. Damit können kostengünstig hergestellte Baugruppen unter anderem für Einweg-Endoskope realisiert werden.

Licht- oder Bildleitkomponenten für Einweg-Endoskope

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät zur Einbringung in den menschlichen oder tierischen Körper oder zur in-vitro Untersuchung von menschlichen oder tierischen Blutproben oder sonstigen Körperzellen, insbesondere ein Endoskop oder ein Einweg-Endoskop, beinhaltend zumindest einen Beleuchtungslichtleiter und/ oder Bildleiter zur Transmission elektromagnetischer Strahlung, wobei der Beleuchtungslichtleiter oder der Bildleiter jeweils eine proximale Endfläche zur Ein- bzw. Auskopplung von elektromagnetischer Strahlung und eine distale Endfläche zur Aus- bzw. Einkopplung elektromagnetischer Strahlung aufweisen.

Endoskope zur Diagnose, für minimalinvasive Eingriffe oder zur Therapie sind als starre oder flexible Ausführungen bekannt und in der Literatur hinreichend beschrieben. Einweg-Endoskope, oder auch „disposable Endoscopes“ genannt, werden heute zunehmend eingesetzt, um insbesondere die Patientensicherheit bei medizintechnische Untersuchungen, Therapien und/ oder minimal invasive Eingriffen zu erhöhen, in dem durch eine Einmal-Verwendung Kontaminationen verhindert werden. Zwar sind bisherige Endoskope dafür konzipiert, dass diese im Sinne der Medizintechnik aufbereitbar, das heißt reinigbar, sterilisierbar und vor allem autoklavierbar, sind.

Trotzdem kann es hier aufgrund falscher Anwendung der Aufbereitung bzw. ungünstigem Design derartiger Geräte vereinzelt vorkommen, dass nicht die erforderliche Keimzahlreduzierung erreicht wird, und damit Keime bei der nächsten Anwendung auf den Patienten übertragen werden können. Dies kann durch den Einsatz von derartigen Einweg-Endoskopen verhindert werden.

Ein weiterer Aspekt für den vermehrten Einsatz von Einweg-Endoskopen stellt auch eine Wirtschaftlichkeitsbetrachtung dar. Insbesondere der ordnungsgemäß und regelmäßig nach jeder Behandlung durchgeführte Aufbereitungsprozess erfordert

inzwischen hohe Kosten beim praktizierenden Arzt oder in der Klinik. Zudem sind hohe Investitionen für Reinigungsgeräte, wie Thermodesinfektoren, und Autoklaviergeräten und/ oder Plasma-Sterilisationsgeräte erforderlich, so dass insgesamt der Einsatz derartiger Einweg-Endoskope gerechtfertigt ist.

Ein weiterer Vorteil ergibt sich daraus, dass derartige Einweg-Endoskope zum einen mobil als „hand-held“-Geräte einsetzbar sind und daher auch in der Notfall-Medizin, im Militär-Sanitätseinsatz oder auch in schwer zugänglichen Regionen, zum Beispiel auch bei Katastropheneinsätzen, einsetzbar sind, wo insbesondere keine Aufbereitungsmöglichkeiten zur Verfügung stehen.

Derartige Einweg-Endoskope, „Single-Use“-Endoskope oder „disposable Endoscopes“, wie sie in der Literatur beschrieben sind, sind beispielhaft in folgenden Schriften beschrieben:

Die Schrift US 3581738 A1 offenbart ein Einweg-Endoskop, umfassend einen Körper aus synthetischem Harzmaterial mit einer im allgemeinen rohrförmigen Seitenwand, die ein Spekulum bildet, und ein einheitliches längliches Lichtleitelement, das in die Seitenwand eingebettet ist, wobei das Element aus einem Lichtleitmaterial gebildet ist, das mit einem transparenten Material mit einem Brechungsindex, der sich von dem des Lichtleitmaterials unterscheidet, überzogen ist, wobei der Körper aus zwei sich axial vom Endoskop geteilten Paarungshälften gebildet ist, wobei jede Hälfte ein Elementumschließungselement aufweist.

In der Schrift US 4964710 A1 wird ein starres Endoskop beschrieben, welches mit einem Objektivsystem, einer Okularlinse und einer Zwischenrelaislinse ausgestattet. Das Relaissystem ist ein Hybridsystem, das sowohl Kunststoff- als auch Glaselemente verwendet. Die Kunststoffelemente bestehen aus einer gleichmäßigen Mehrzahl (N) axial ausgerichteter Linsen, die jeweils eine Länge in der gleichen Reihenfolge wie ihr Durchmesser aufweisen. Die Kunststofflinsen sind eine Vielzahl (N minus 1) von axial ausgerichteten Glas-Planzylindern, deren Stirnflächen poliert sind.

Die Schrift EP 1890173 A1 beschreibt eine Methode zur Herstellung eines Lichtleiters, wie er in derartigen Endoskopen einsetzbar ist. Dabei werden eine Vielzahl von optischen Fasern gebündelt und anschließend das Faserbündel an einem Teil eines Mundstücks geschnitten, das an einem Zwischenteil des Faserbündels befestigt ist. So wird das Faserbündel in ein erstes optisches Faserbündel und ein zweites optisches Faserbündel aufgeteilt. Die Teilungsflächen des ersten und zweiten optischen Faserbündels haben die gleichen Eigenschaften und Bedingungen, da die ersten und zweiten optischen Faserbündel aus dem Faserbündel gebildet sind, das durch Bündelung der gleichen optischen Fasern erhalten wird. Das erste optische Faserbündel ist in einem Einführungsabschnitt eines Endoskops montiert und das zweite optische Faserbündel ist in einem flexiblen Schlauch montiert, womit ein erster Lichtleiter in dem Einführungsabschnitt des Endoskops und ein zweiter Lichtleiter in dem flexiblen Schlauch ausgebildet sind. Dadurch entsteht eine trennbare Lichttransmissionsstrecke des Lichtleiters.

Da aufgrund ihrer Einmal-Verwendung derartige Endoskope unter einem hohen Kostendruck stehen, müssen die Baugruppen bzw. Komponenten kostenoptimiert herstellbar sein. Eine der Hauptkomponenten zur Bildgebung und Beleuchtung stellen Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter dar. Diese werden derzeit noch in vergleichsweise aufwendigen Prozessschritten montiert bzw. bearbeitet. Oft sind es komplexe mechanische Komponenten, teils kombiniert mit optischen Elementen, wie Linsen, die diese Licht- bzw. Bildleiter beinhalten, und teils sind es auch aufwendige Bearbeitungsschritte, wie das Schleifen und Polieren der Endfläche, die derzeitige Beleuchtungslichtleiter bzw. Bildleiter vergleichsweise kostenaufwendig machen.

Andererseits müssen aber auch noch gewisse lichttechnische Anforderungen beim endoskopischen Einsatz insbesondere in der Medizintechnik berücksichtigt werden. Dies sind neben möglichst verlustfreier Bereitstellung des von einer Lichtquelle bereitgestellten Lichtes an den Untersuchungsort, farbtreue bzw. gezielt farbige Darstellung des Untersuchungsortes auch die Vermeidung unnötiger Wärme an den Untersuchungsort einzubringen.

Bei Verwendung von aktiven elektronischen Bauelementen, wie beispielsweise Kamera-Chips und/ oder LED zur Beleuchtung müssen zudem noch Anforderungen hinsichtlich elektrischer Isolation, elektrischer Abschirmung, sowie Patientenableitströmen berücksichtigt werden, die je nach Einsatzgebiet des Endoskops maximale Grenzwerte nicht überschreiten dürfen. So ist beispielsweise bei Anwendungen am Herzen ein max. Ableitstrom von 10 μ A gefordert, was einer CF-Klassifizierung entspricht (vergl. EN 60601-1, 3. Ausgabe Tab. 3).

Neben diesen lichttechnischen und elektrischen Anforderungen sind auch noch Anforderungen hinsichtlich der Biokompatibilität zu beachten. Für die Biokompatibilität ist es erforderlich sicherzustellen, dass das Material mit menschlichem Organismus verträglich ist. Für Medizinprodukte, die in Kontakt zum menschlichen Körper kommen können, ist es regulatorisch gefordert, mögliche Interaktionen und unerwünschte Nebenwirkungen zu bestimmen und zu bewerten. Die Wahl der erforderlichen Prüfungen ergibt sich aus der Kontaktart und der Kontaktdauer im menschlichen Körper. Entsprechend der europäischen Richtlinie für Medizinprodukte MDD 93/42 EWG ist diese biologische Beurteilung eines Produktes immer dann notwendig, wenn ein unmittelbarer Kontakt von Werkstoff/Produkt mit dem Patienten besteht.

Die Hauptregelwerke zur biologischen Untersuchung und Beurteilung von Werkstoffen sind die DIN EN ISO 10993 und die Prüfung nach United States Pharmacopeia Class VI (USP Class VI). Obwohl die deutlich umfangreichere ISO 10993 ursprünglich den Test nach USP Class VI ersetzen sollte, wird die USP-Prüfung heute insbesondere sehr häufig zur Beurteilung von biokompatiblen Kunststoffen herangezogen. Dazu werden die für eine invasive Applikation vorgesehenen Materialien zum einen hinsichtlich Ihrer chemischen Verbindung bewertet und zum anderen einem Zytotoxizitätstest unterzogen, bei dem möglichen toxischen Wirkungen auflebende Zellkulturen untersucht werden. Die Anforderungen hierfür sind in der DIN EN ISO 10993, insbesondere in den Teilen -1 und -5 zusammengefasst (DIN EN ISO 10993-1: 2010-04). In USA unterliegt dies den Anforderungen der FDA. Zur DIN EN ISO 10993 korrespondierende Anforderungen sind dort in der USP Class VI hinterlegt.

Weiterhin kommt der Auslegung der Endoskope als Einweg-Endoskope zu Gute, dass die als Aufbereitungsmethoden bekannten Reinigungs-/ Desinfektionsverfahren mit stark basischen Lösungen und die Sterilisation mittels Autoklavieren bei Temperatur bis zu 135° C und typischen Dampfdrücken von etwa 3 bar bei der Materialauswahl nicht in diesem Maße berücksichtigt werden müssen, was insbesondere auch eine kostengünstigere Materialauswahl erlaubt. Lediglich sind RoHS- als auch REACH-Bestimmungen bei den Materialien zu berücksichtigen.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter für Einweg-Endoskope bzw. Baugruppen mit Beleuchtungslichtleitern, Bildleitern und/ oder Kameras bereitzustellen, die insbesondere kostengünstig in der Herstellung sind und andererseits typische lichttechnische Anforderungen für Endoskope in der Medizintechnik, insbesondere eine hohe Transmission und eine hohe Farbwiedergabetreue ermöglichen. Dies bei gleichzeitig hoher Biokompatibilität und geringer Zytotoxizität entsprechend der medizintechnischen Anforderungen und Wirkungen.

Die Aufgabe der Erfindung wird dadurch gelöst, dass die proximalen und/ oder distalen Endflächen aus zumindest teil- oder abschnittsweise transparenten Kunststoff-Elementen bestehen oder ein transparenter Kunststoff an diese angeformt ist, wobei der transparente Kunststoff biokompatibel und/ oder nicht toxische Eigenschaften auf menschliche oder tierische Zellkulturen für Einwirkzeiten kleiner einem Tag aufweist. Damit können sehr kostengünstig Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter hergestellt werden, bei denen eine ansonsten aufwendige Endenbearbeitung, das heißt das Schleifen und Polieren der proximalen bzw. distalen Endflächen entfallen kann. Die Biokompatibilität bzw. die nicht toxischen Eigenschaften der Kunststoffe erlauben einen invasiven Eingriff im Körper (in vivo) oder ermöglichen In-Vitro-Untersuchungen an Zellkulturen oder Blutproben, ohne diese zu schädigen bzw. zu verändern. Durch die Wahl des Kunststoffes können hier optisch hochwertige Systeme bereitgestellt werden, die insb. den lichttechnischen Anforderungen für Endoskope gerecht werden, zumal die Temperaturbeständigkeit des Kunststoffes insbesondere für Einweg-Endoskope weniger hoch sein muß, was die Auswahl weniger einschränkt. Geeignete Kunststoffe sind Kunststoffe aus

mindestens einer der Materialklassen Cyclo-Olefin-Co-Polymere, Polycarbonate, Polyethylen-Teraphthalaten, Perfluoralkoxy-Polymere, Polyvinylidenfluoride, Polymethylmethacrylate Polymethylmethacrylimide, Acryl- Styrol-Acrylnitril-Co-Polymere oder Raumtemperatur-vernetzende Silikon, heißvernetzende Flüssig-Silikone, Epoxid-Gießharze oder -Kleber, thermisch oder UV-vernetzende Acrylat-Gießharze, Polyurethan-Gießharze, Polyester-Gießharze oder aus Mischungen und/ oder Kombinationen derselben. Bei der Auswahl ist hier auf entsprechend biokompatible Varianten zu achten, die den eingangs erwähnten Norm-Anforderungen gerecht werden. Geeignet sind hier insbesondere thermoplastische Kunststoffe, die sich zum einen leicht spritzgießen lassen und transparent sind, beispielsweise PC, PMMA, COC etc., aber auch Kunststoffe, die als Gießharze applizierbar sind. Damit können entsprechend glatte Oberflächen mit sehr geringem Rauheitswert realisiert werden. Zudem sind o.g. Kunststoffe als biokompatible Version erhältlich.

Insbesondere zur mechanischen Anbindung an andere Komponenten des Endoskops kann vorgesehen sein, dass die proximale und/ oder die distale Endfläche zudem jeweils eine mechanische Schnittstelle in Form einer Hülsenkontur aufweist, welche aus Kunststoff besteht oder mittels Kunststoff-Spritzguß an den Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter angeformt ist, wobei dieser Kunststoff sich vom transparenten Kunststoff der proximalen oder distalen Endfläche zumindest teil- oder abschnittsweise hinsichtlich Material, Transparenz und/ oder Farbe unterscheiden kann. So lassen sich beispielsweise Kragen oder Absätze, aber auch Hinterschnittbereiche erzeugen, mit denen sich der Beleuchtungslichtleiter oder der Bildleiter mit einem Handstück und/ oder eines Schaftes des Endoskops verbinden lässt. Unter anderem können damit auch Rastverbindungen realisiert werden, die eine schnelle Montage ermöglichen, was wiederum die Herstellkosten senken kann.

Besonders bevorzugt sind Ausführungsvarianten, bei denen der transparente Kunststoff der proximalen und/ oder distalen Endflächen eine typischen Oberflächenrauigkeit Ra von $\leq 1,0 \mu\text{m}$, vorzugsweise $\leq 0,5 \mu\text{m}$, besonders bevorzugt $\leq 0,1 \mu\text{m}$ aufweist. Damit lassen sich Streuverluste an der Oberfläche minimieren, welche ansonsten zu einer Reduzierung der Beleuchtungsstärke bei

Beleuchtungslichtleiter führen würden. Bei Bildleitern kann damit eine scharfe Abbildung des beleuchteten Objekts erreicht werden.

Weist der transparente Kunststoff der proximalen oder distalen Endflächen einen Brechungsindex auf, der im Wesentlichen dem des Kernmaterials der in dem verwendeten Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter verwendeten Fasern oder Faserkomponenten entspricht, können Reflektionsverluste minimiert werden, was bei den Beleuchtungslichtleitern zu einer Steigerung der Beleuchtungsstärke führt und bei Bildleitern Artefakte infolge von Reflektionen unterdrückt. Beträgt die Abweichung zwischen dem Brechungsindex der Fasern oder den Faserkomponenten und dem klar transparenten Kunststoff maximal $\pm 0,1$, können bereits gute Ergebnisse erzielt werden. Bei einer Abweichung von maximal $\pm 0,05$ beträgt sind die Brechungsindices bereits nahezu perfekt angepaßt, so dass die Reflektionsverluste bei den Beleuchtungslichtleitern vernachlässigt werden können. Bei den Bildleitern können insbesondere Geisterbilder infolge von Mehrfachreflektionen ausgeschlossen werden.

In vorteilhafter Ausgestaltung der Erfindung umfassen die Beleuchtungslichtleiter und/ oder Bildleiter für Endoskope Faserbündel aus Glasfasern, Quarzfasern oder Kunststoff-Fasern. Glasfasern sind insbesondere zur Übertragung von Licht oder Bildinformationen im sichtbaren Spektralbereich bis in den nahen IR-Bereich geeignet. Dieses trifft auch für Kunststofffasern zu, wobei allerdings die Anwendungslänge der Kunststofffasern auf typischerweise wenige Zentimeter bis etwa max. 1 m begrenzt sind. Quarzfasern kommen insbesondere dann zum Einsatz, wenn die Anwendungswellenlänge in den IR-Bereich bis typischerweise $2,2 \mu\text{m}$ hineinreicht oder auch Lichtanteile im nahen UV-Bereich, unterhalb etwa 400 nm genutzt werden sollen. Dies ist insbesondere bei Fluoreszenz-Anwendungen von Interesse. Besonders vorteilhaft ist es dabei, wenn die Bündel oder Einzelfasern zumindest teil- oder abschnittsweise mit einem Mantel, Schlauch, Schrumpfschlauch oder Netzschlauchgewebe umgeben sind oder mittels eines Schafes des Endoskops geschützt ist. Dies erhöht die mechanische Robustheit des Systems.

Dabei kann vorgesehen sein, dass der Mantel aus einem weiteren Kunststoffmaterial besteht und als extrudiertes Kabel ausgeführt ist. Derartige Kabel lassen sich besonders kostengünstig in einem Endlos-Prozess herstellen.

Insbesondere können sowohl für das Kabel als auch für die Hülsen in den oben genannten Ausführungsvarianten kostengünstige, weniger temperaturstabile Kunststoffe eingesetzt werden, da bei den Single-Use-Anwendungen keinerlei insbesondere thermische/ chemische Aufbereitungsprozesse, wie Autoklavieren (typ. 130 bis 140°C in gesättigtem Wasserdampf) und/ oder Thermodesinfektor-Prozessen (bis 95°C, Reinigungsmittel mit pH 11) erforderlich sind. I.d.R. werden zur Sterilisation von Einweg-Instrumenten Ethylenoxid-Begasungen oder zum Teil Plasma-basierte Gas-Sterilisationen (STERAD, mit Wasserstoffperoxid und Plasma, oder STERIS, nur mit Wasserstoffperoxid) eingesetzt, welche bei max. 60° C stattfinden.

Der Kunststoff für den extrudierten Mantel kann aus einem zumindest teil- oder abschnittsweise transluzenten, opaken oder eingefärbten Kunststoff bestehen. Damit kann beispielsweise mit einer seitlich abstrahlenden Lichtleitfaser eine seitliche Beleuchtung am Endoskop ermöglicht werden.

Ist der Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter aus flexiblen oder semi-flexiblen Faserbündeln ausgeführt und der Mantel zumindest teil- oder abschnittsweise als starre Hülle ausgeführt, kann damit ein Schaft für ein starres Endoskop realisiert werden.

Die Erfindung bezieht sich auch auf starre faseroptische Licht- oder Bildleiter, zum Beispiel in Form von gezogenen Faserstäben oder in Form von gepreßten Faserstäben, welche in vorteilhafter Weise ebenfalls auf den gleichen Glassystemen basiert, wie sie für entsprechende flexible Glasfaserbündel verwendet werden. Auch hier können mit einer direkt angeformten Kunststoffkappe am proximalen und/ oder distalen Ende des Lichtleiters optische Elemente und / oder Hülsen kostengünstig ausgebildet werden.

Besonders vorteilhaft ist es, wenn die Glasfasern, Faserstäbe oder gepreßten Faserstäbe aus einem Pb- bzw. Schwermetall-freien Kernglas und Mantelglas bestehen. Derartige Fasersysteme bieten insbesondere eine hohe Transmission im VIS-Spektralbereich und zeigen aufgrund der vergleichsweise hohen Transmission im blauen Spektralbereich eine hohe Farbtreue, was insbesondere wichtig ist bei der medizinischen Beurteilung von Gewebe. Oft entscheiden hier nur geringfügige Farbunterschiede des Gewebes, ob es sich um eine gutartige oder bösartige Gewebeveränderung handelt. Daher kommt es auf einen hohen CRI-Wert des Gesamtsystems aus Lichtquelle, Beleuchtungslichtleiter und bildgebender Einrichtung an, wobei CRI (Color Rendering Index) eine Kennzahl einer photometrischen Größe ist, mit der die Qualität der Farbwiedergabe von Lichtquellen gleicher korrelierter Farbtemperatur beschrieben wird. Ein CRI-Wert von > 90 kann mit den oben beschriebenen Glasfasern, Faserstäbe oder gepreßten Faserstäbe erzielt werden. Derartige Fasersysteme sind seitens der Anmelderin unter dem Namen SCHOTT PURAVIS® bekannt und sind hinsichtlich ihrer Zusammensetzungen in der DE 102012100233 B4 und DE 102013208838 B4 beschrieben. Ähnliche Fasersysteme sind auch in der EP 2072477 B1 beschrieben, welche ebenfalls Pb-frei sind.

Insbesondere für die Verwendung in Endoskopen ist es von Vorteil, wenn Glasfasern, Faserstäbe oder gepreßten Faserstäbe aus einem Glassystem bestehen, welches für das zu leitende Licht einen Akzeptanzwinkel 2α von größer 80° , besonders bevorzugt von größer 100° aufweist. Zum einen kann erreicht werden, dass insbesondere Licht von LEDs, welche i.d.R. einen sehr breiten Abstrahlwinkel aufweisen, ohne komplexe Optiken am proximalen Ende in die Glasfasern bzw. Faserstäbe oder gepreßten Faserstäbe einkoppelbar sind, ohne dass erhöhte Einkoppelverluste entstehen. Andererseits kann am distalen eine weitwinklige Ausleuchtung ohne zusätzlich erforderliche Optik erreicht werden, was insbesondere endoskopische Untersuchungen bevorzugt. Damit kann eine optimale Ausleuchtung bei den derzeit üblichen Kamera-Sichtwinkeln (üblicherweise 120° diagonal) erzielt werden.

In einer besonders bevorzugten Ausführungsvariante ist vorgesehen, dass die distale und/ oder proximale Endfläche mit der mechanischen Schnittstelle als Hülse

ausgeführt ist, welche separat hergestellt ist, und mittels eines Klebers auf das Faserbündelende oder Faserstabende des Beleuchtungslichtleiters oder des Bildleiters fixiert ist, wobei der Kleber als wärmeaushärtender oder UV-Licht-aushärtender Kleber ausgeführt ist, welcher einen optischen Brechungsindex aufweist, der im Wesentlichen dem des Kernmaterials der in den verwendeten Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter verwendeten Fasern oder Faserkomponenten entspricht und die Abweichung dazu maximal $\pm 0,1$, bevorzugt maximal $\pm 0,05$ beträgt und wobei der Brechungsindex der Hülse geringfügig geringer ist als der des Klebers. Hiermit können hohe Koppeleffizienzen erzielt werden. Ein geringfügig niedrigerer Brechungsindex der Hülse gegenüber dem des Klebers hilft, Abstrahlverluste seitlich aus der Hülse zu minimieren. Derartige Hülsen lassen sich kostengünstig als Spritzgußteil, hier insbesondere als Präzisions-spritzgußteil herstellen. Die komplette Funktionalität hinsichtlich der Aufnahme der Fasern, der mechanischen Schnittstelle und der Ausbildung der proximalen bzw. distalen Endfläche hinsichtlich ihrer Topographie kann dabei im Spritzguss-Werkzeug implementiert werden. Werden wärmeaushärtende oder UV-Licht-aushärtende Kleber verwendet, können kurze Prozesszeiten im Bereich von typisch kleiner 60 s beim Montieren bzw. Verkleben der Faserkomponenten realisiert werden, was zudem die Herstellkosten senken kann.

Dabei ist in einer besonders vorteilhaften Ausführungsform vorgesehen, dass die Hülse Aufnahmeabschnitte zur Aufnahme von Faserbündeln aufweisen, die von einem zunächst leicht konischen Abschnitt in einen Abschnitt münden, der im Wesentlichen parallel angeordnete Seitenwände aufweist und die Hülse weiterhin Aufnahmen für elektronischen Komponenten aufweist, und diese Aufnahmeabschnitte den Bereich der Aufnahme für elektronische Komponenten zumindest bereichsweise umschließen. Damit können beispielsweise Anordnungen von Fasern und elektronischen Komponenten realisiert werden, bei denen ein elektronisches Bauteil von einer proximalen oder distalen Endfläche von dieser umschlossen ist. Weiterhin sind auch im Wesentlichen U-förmige Anordnungen oder Anordnungen denkbar, oder Anordnungen, bei denen das elektronische Bauteil von zwei D-förmig ausgebildeten distalen oder proximalen Endflächen gegenüberliegend umrandet ist.

Darüber hinaus sind auch 3- oder 4-geteilte distale oder proximale Endflächen denkbar, die das elektronische Bauteil als kreisförmige oder ovale beziehungsweise nierenförmige Austrittsflächen umschließen. Die komplette Funktionalität der Faserfixierung und Ausrichtung sowie der Anordnung der Endflächen lassen sich dabei in das technische Design der Hülse legen beziehungsweise im Werkzeugdesign implementieren. Aufgrund der sehr geringen Abmessungen sind hierbei insbesondere Präzisionsspritzgieß-Werkzeuge beziehungsweise Maschinen von Vorteil.

Eine alternative Ausführungsvariante sieht vor, dass die distale und/ oder proximale Endfläche mit der mechanischen Schnittstelle in Form einer Hülse mittels Spritzguss auf zuvor abgelängte Kabelabschnitte angeformt ist, wobei dieser Prozess als zweistufiger Prozess ausgelegt sein kann, wobei in einem ersten Schritt das Kabelende zumindest an zwei gegenüberliegenden Stellen mittels der Außenkontur des Kabels angepaßten Werkzeugen fixiert und zumindest teil- oder abschnittsweise mit einem ersten Kunststoffes umspritzt ist, und in einem zweiten Schritt die Hülsegeometrie mittels eines zweiten Kunststoffes angeformt ist, wobei in einem der Schritte die distale und/ oder proximale Endfläche mit dem klar transparenten Kunststoff ausformbar ist. Ein zweistufiger Prozess kann verhindern, dass die Fasern beim Spritzgießprozess, der üblicherweise mit Drücken von vielen 10 bar einhergeht, unkontrolliert aufspießt. Mit dem ersten Prozessschritt kann zumindest eine Art fester Kragen am Ende des Kabelabschnitts um das Kabel erzeugt werden, der das Aufspießen verhindert. Als Kunststoffe hierfür können auch opake beziehungsweise eingefärbte Kunststoffe verwendet werden. Im zweiten Schritt wird dann mit dem klar transparenten Kunststoff die eigentlichen proximalen und/ oder distalen Endflächen erzeugt.

Ein besonders kostengünstiger Prozess, welcher insbesondere für hohe Stückzahlen von Vorteil ist, wenn in einem Endlos-Prozess auf ein zuvor extrudiertes Kabel in bestimmten Abständen entsprechend der finalen Bauteillänge eine hinsichtlich ihrer Kontur doppelten Hülse als mechanische Schnittstelle angeformt ist, welche dann in einem nächsten Prozessschritt trennbar ist, in die damit erzeugten Kabelabschnitte mittels ein oder mehreren weiteren Spritzgieß-Prozessen mit klar transparenten

Kunststoff die proximalen und/ oder distalen Endflächen anformbar sind. Hiermit kann eine nahezu vollautomatisierte Fertigung realisiert werden, was insbesondere eine sehr kostengünstige Bereitstellung derartiger Lichtleiter ermöglicht.

Eine weitere alternative Ausführungsform sieht vor, dass ein zuvor extrudiertes Kabel in bestimmten Abständen entsprechend der finalen Bauteillänge geteilt ist oder ein entsprechender Faserbündelabschnitt, welcher mit einem Schlauch oder Schrumpfschlauch umgeben ist, und die im inneren des extrudierten Kabelabschnitts oder Faserbündelabschnitts vorhandenen Faserbündel nach innen verschoben sind und der Raum zwischen Faserbündelende und Mantelrand oder Rand des Schlauchs oder Schrumpfschlauches mit einem klar transparenten selbst nivellierendem Kunststoff gefüllt ist. Insbesondere mit Gießharzen lassen sich damit Lichteintritts- bzw. Lichtaustrittsflächen realisieren, die eine hinreichend glatte Oberfläche ausbilden.

Alternativ kann vorgesehen sein, dass ein zuvor extrudiertes Kabel in bestimmten Abständen entsprechend der finalen Bauteillänge geteilt ist oder ein entsprechender Faserbündelabschnitt, welcher mit einem Schlauch oder Schrumpfschlauch umgeben ist, und der Kabelmantel, der Schlauch oder Schrumpfschlauch gegenüber dem Faserbündel gelängt und die dabei entstehende Kavität mit optisch klarem Kunststoff aufgefüllt ist oder ein vorgefertigtes klar transparentes Kunststoffteil oder ein Lichtleitstab oder Faserstab aus Glas oder Kunststoff in die Kavität eingesetzt und fixiert ist. Auch damit lassen sich entsprechende Lichteintritts- beziehungsweise Lichtaustrittsflächen realisieren.

In einer Ausführungsvariante kann auch vorgesehen sein, dass der Mantelabschnitt, Schlauch- oder Schrumpfschlauchabschnitt, der die Kavität ausbildet, verformt ist und eine bestimmte Lichteintritts- oder Lichtaustrittskontur nach Aushärten des Kunststoffes oder nach Einsetzen des Kunststoffteils oder des Lichtleitstabs ausbildet. Dies kann mittels spezieller Werkzeuge geschehen. Damit können unterschiedliche proximale bzw. distale Konturen erzeugen, welche beispielsweise zur Aufnahme eines Kamera-Chips oder eines Arbeitskanals am distalen Ende genutzt werden können.

Besonders vorteilhaft hinsichtlich einer kostengünstigen aber auch platzsparenden Lichtleiter-Ausführung ist es, wenn aktive elektronische Elemente in Form von LEDs, Sensoren oder Kamera-Chips in die angeformten Hülsen integrierbar oder an diese mittels einer Rastverbindung ansteckbar sind. So lassen sich LED-Elemente beispielsweise in der proximalen Endhülse integrieren und ermöglichen so eine besonders hohe Einkoppel-Effizienz, was sich besonders vorteilhaft hinsichtlich der Beleuchtungsstärke am distalen Ende des Lichtleiters bemerkbar macht. Als LEDs können neben Weißlicht-LEDs auch RGBW-LEDs zum Einsatz kommen, bei denen zwischen verschiedenen Farben umgeschaltet werden kann. Dies ermöglicht neben einer normalen Betrachtung von Gewebe auch bestimmte diagnostische Untersuchungen, bei denen das Gewebe mit bestimmten Wellenlängen untersucht wird. Denkbar ist auch die Kombination von Weißlicht- beziehungsweise RGBW-LEDs mit LEDs, die im tief blauen Spektralbereich (zum Beispiel 405 nm) oder im nahen UV-Bereich emittieren. Damit können auch Fluoreszenz-Anregungen ermöglicht werden. Hinsichtlich eines Wärmemanagements kann vorgesehen sein, dass die LEDs mittels Metallstifte mit Wärmesenken im Handstück des Endoskops thermisch verbunden sind. Die Integration eines Kamera-Chips in der distalen Endhülse (Chip on Tip) ermöglicht, dass die zu untersuchende Gewebeoberfläche direkt abgebildet werden kann.

Vorteilhaft kann es sein, wenn die proximalen und/ oder distalen Endflächen als optisches Element zur Erzielung einer bestimmten Strahlformung ausgeführt sind, und dabei eine plane, konvexe, konkave Fläche oder eine hinsichtlich ihrer Topographie beliebig gestaltete Freiformfläche aufweisen. Durch eine entsprechende Werkzeuggestaltung kann beispielsweise zur besseren Lichteinkopplung die proximale Hülse mit Kondensor-Linsen ausgestattet sein, um beispielsweise das Licht der in der Regel eher breit abstrahlenden LEDs zu bündeln und entsprechend der numerischen Apertur der Fasern (zwischen 0,55 und 0,70; zum Beispiel SCHOTT PURAVIS® GOF70 mit einer numerischen Apertur von 0,57, SCHOTT PURAVIS® GOF85 mit einer numerischen Apertur von 0,68) in diese einzukoppeln. Eine entsprechende Ausbildung einer konvexen Linse am distalen Ende kann auch vorteilhaft genutzt werden, beispielsweise eine abbildende Optik für den

Kamera-Chip zu realisieren. Weiterhin kann auch eine Weitwinkel-Abstrahlcharakteristik, zum Beispiel mit sphärischer oder ringförmiger Abstrahlcharakteristik, am distalen Ende des Lichtleiters mit derart ausgebildeten optischen Elementen ermöglicht werden. Mit einer sphärischen Abstrahlcharakteristik kann beispielsweise eine homogene Ausleuchtung von Körperhohlräumen erfolgen.

Eine bevorzugte Ausführungsvariante sieht vor, dass zusätzliche Elemente aus Glas oder Kunststoff zur Abdeckung der aktiven elektronischen Elemente an den proximalen oder distalen Endflächen vorgesehen sind. Damit kann eine zusätzliche elektrische Isolation und/oder Abschirmung erzielt werden, mit der insbesondere Applikationen mit erhöhten Isolations- bzw. Ableitstromanforderungen adressiert werden können.

Zudem kann vorgesehen sein, dass die distale Hülse mit dem Kamera-Chip als 2-Komponenten-Spritzguß-Teil ausgebildet ist, wobei die den Kamera-Chip aufnehmenden Abschnitt als schwarz eingefärbtes bzw. opakes Kunststoffmaterial ausgebildet ist und die distale Endfläche aus transparentem Kunststoff besteht. Damit kann eine zusätzliche Abschirmung des Kamera-Chips hinsichtlich Streulicht erzielt werden.

Im Zusammenhang mit Einweg-Endoskopen für die Medizintechnik kann es besonders vorteilhaft sein, wenn sogenannte Hybrid-Kabel zum Einsatz kommen, bei denen neben optischen Licht- und/ oder Bildleitelementen auch elektrische Leiter in einem Kabel geführt sind. Damit können beispielsweise Kamera-Chips mit Spannung versorgt bzw. Bildinformationen zu einer Auswerteeinheit übertragen werden.

In einer Ausführungsvariante kann vorgesehen sein, dass das extrudierte Kabel für den Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter als Multilumen-Kabel ausgeführt ist, welches unterschiedliche Kammern aufweist, mit dem ein Faserbündel, einzelne Quarz-Fasern, Medien in Form von Gasen oder Flüssigkeiten in einem Fluid-Kanal und/ oder elektrische Leitungen getrennt führbar sind. Besonders vorteilhaft ist hier die trennbare, voneinander unabhängige Integration von Licht- beziehungsweise

Energieführenden Komponenten, die so auf kleinstem Raum eine hohe Funktionalität ermöglichen. So können die Faserbündel zur Lichtführung, Quarzfasern beispielsweise zur Energieübertragung eines Laserstrahls genutzt werden. Die elektrischen Leitungen können dabei zur Weiterleitung von Bildsignalen des Kamera-Chips an einen Monitor genutzt werden. Derartige Multilumen-Kabel lassen sich mittels entsprechender Extrudier-Werkzeuge sehr kostengünstig herstellen.

Dabei kann vorgesehen sein, dass das Multilumen-Kabel einen flexiblen Abschnitt des Endoskops oder das Multilumen-Kabel aus einem bei Raumtemperatur starren Kunststoff besteht und somit einen starren Schaft des Endoskops ausbildet. Damit lassen sich besonders kostengünstig flexible oder starre Einweg-Endoskope realisieren.

Ist das Multilumen-Kabel in einem Koextrusionsprozess gezielt segmentweise transparent oder opak ausgeführt, können beispielsweise auch Beleuchtungs- oder optische Detektionsaufgaben erfüllt werden. Das Multilumenkabel kann dabei zumindest teil- oder abschnittsweise, auch innerhalb einzelner Lumen, aus elektrisch leitfähigen Materialien, bspw. entsprechend gefüllten Kunststoffen ausgeführt sein und/oder von elektrisch leitfähigen Materialien umgeben sein.

All die zuvor ausgeführten Beispiele sind geeignet, entsprechend kostengünstige faseroptische Bauteile beziehungsweise Baugruppen bereitzustellen, welche in flexiblen oder starren Einweg-Endoskope verbaut werden können. Der Sammelbegriff Einweg-Endoskope umfaßt hier alle medizintechnische Geräte mit denen einerseits Licht in das Innere des Körpers geleitet wird und andererseits mittels Optiken, Bildleitern oder Kamera-Chips eine Bildinformation an den Operateur ausgegeben wird. Dies können beispielhaft Angioskope für Gefäßuntersuchungen mit flexiblem Endoskop, Laparoscope für Untersuchungen in der Bauchhöhle und Arthroskope für Gelenkuntersuchungen mit je starrem Endoskop, sowie Ohr-Endoskop, Rhino-Endoskop, Sinuskop oder Osopharyngoskop für HNO-Untersuchungen mit jeweils starrem Endoskop sein.

Hier können die zuvor beschriebenen Ausführungsvarianten der

Beleuchtungslichtleiter und/ oder Bildleiter in einem Handstück des Endoskops integriert werden und können, teilweise direkt einen flexiblen Abschnitt oder einen Schaft des Endoskops ausbilden, je nach Bauart des Endoskops. Durch den Wegfall der teils sehr aufwendigen Schleif- und Polierprozesse und durch die erleichterte Montage selbst können damit Kosten eingespart werden.

Eine weitere Verwendung insbesondere der Beleuchtungslichtleiter, wie sie zuvor in den verschiedenen Ausführungsvarianten beschrieben wurden, sieht neben dem Einsatz im Medizingeräte-Bereich auch den Einsatz für In-vitro-Diagnostik-Geräte vor. Dabei können derartige Lichtleiter auch als Detektorlichtleiter eingesetzt werden. Hier werden beispielsweise oft eine große Zahl derartiger Beleuchtungs- beziehungsweise Detektorlichtleiter in einem Gerät zum Beispiel zur parallelen Untersuchungen an Blutproben verwendet. Hier sind insbesondere die Kostenvorteile, sei es infolge einer Reduzierung des Montageaufwandes oder der Integration von Zusatzfunktionen, zu nennen. Eine biokompatible Ausführung der Kunststoffe kann hier direkt genutzt werden um beispielsweise Blutproben oder Zellkulturen unmittelbar in Kontakt mit den Beleuchtungs- bzw. Detektorlichtleitern zu bringen. Zudem werden mit den zuvor beschriebenen Glas- oder Quarzfasern aufgrund Ihrer Vorteile bei der optischen Übertragung spektroskopische Untersuchungen und/ oder auch Untersuchungen mittels Fluoreszenzanregung ermöglicht.

Als weitere Verwendungsbeispiele sind hier unter anderem zu nennen:

Beleuchtungslichtleiter in Hausgeräten (Herde, Spülmaschinen, Kühl-/Gefrier-Schränke, Backöfen etc.) beziehungsweise Küchen-Klein-Geräte (Mixer, Toaster, Auftisch-Kochgeräten, Kaffee-Automaten etc.) zum Beispiel zur Kenntlichmachung von Betriebszuständen und/ oder zur Beleuchtung von Garräumen oder Innenräumen, insbesondere dann wenn diese mit Lebensmitteln in Kontakt kommen; Home-Ambiente-Beleuchtung; Automotive Exterieur-/Interieur-Beleuchtung.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand eines in den Figuren dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 schematisch stark vereinfacht ein Einweg-Endoskop, welches als flexibles Endoskop ausgeführt ist,

Figur 2 schematisch stark vereinfacht ein Einweg-Endoskop, welches als starres Endoskop ausgeführt ist,

Figur 3 schematisch einen Beleuchtungslichtleiter mit aufgeklebter distaler Hülse,
Figur 4 schematisch einen Beleuchtungslichtleiter mit angeformter distaler Hülse,
Figur 5 schematisch einen Beleuchtungslichtleiter mit distaler Hülse und integriertem Kamera-Chip,

Figur 6a bis 6c schematisch verschiedene Anordnungen einer distalen Endfläche mit einem Kamera-Chip,

Figur 7 in einer schematischen Schnittdarstellung eine distale Hülse mit einer Anordnung gem. Figur 6a,

Figur 8 schematisch einen Beleuchtungslichtleiter mit proximaler Hülse und darin integrierter Beleuchtungseinrichtung,

Figur 9 in einer stark vereinfachten Prozess-Sequenz eine Herstellmethode eines Beleuchtungslichtleiters und

Figur 10 schematisch ein Multilumen-Kabel zur Aufnahme unterschiedlicher Komponenten bzw. Funktionalitäten.

Figur 1 zeigt schematisch den Aufbau eines Endoskops 1 gemäß der Erfindung. Beispielhaft ist hier ein einfaches flexibles Endoskop 1 stark vereinfacht dargestellt, welches ein Handstück 10 und einen flexiblen Abschnitt 20 aufweist, wobei der flexible Abschnitt 20 zum Beispiel in einen Körper-Hohlraum einführbar ist. Schematisch dargestellt ist hier ein Beleuchtungslichtleiter 30, der eine proximale Hülse 40 an einer als LED 60 ausgeführten Beleuchtungseinrichtung im Handstück 10 und eine distale Hülse 50 am Ende des flexiblen Abschnitts 20 aufweist. Das Licht der LED 60 wird an der Endfläche der proximalen Hülse 40 eingekoppelt und über den Beleuchtungslichtleiter 30 zur distalen Hülse 50 geführt, und kann dann über entsprechende Auskoppeloptiken in das Körperinnere abgestrahlt werden. Nicht dargestellt sind in Figur 1 die bildgebenden Komponenten. Diese können beispielsweise C-MOS-Kameras sein, die in die distale Hülse 50 integriert sind, und die Bildinformation zu einem ebenfalls nicht dargestellten Monitor elektrisch

übertragen. Ebenso denkbar sind faseroptische Bildleiter, die die Bildinformation zu einer Kamera oder direkt zu einer Okularoptik übertragen. Derartige Bildleiter bestehen aus mehreren Tausend feiner, nur wenige μm dicke Einzel-Glasfasern, die entsprechend pixelweise die Bildinformation übertragen.

Je nach Endoskop-Typ und Anwendung sind folgende typischen Abmessungen für derartige Lichtleiter denkbar: Länge zwischen 100 mm und 3000 mm, typ. 500 bis 1000 mm, Lichtleiter-Durchmesser zwischen 0,5 mm und 5 mm, typ. zwischen 1 und 2 mm.

Figur 2 zeigt ebenfalls schematisch und stark vereinfacht ein Endoskop 1, welches als starres Endoskop 1 ausgeführt ist. Der Beleuchtungslichtleiter 30 ist hier in einem starren Schaft 25 geführt. Auch hier sind die bildgebenden bzw. bildübertragenden Komponenten, wie sie zuvor beschrieben wurden, der Übersicht wegen nicht dargestellt.

Im Folgenden werden insbesondere Ausführungsbeispiele beziehungsweise Herstellverfahren beschrieben, die sich auf Beleuchtungslichtleiter 30 beziehen. Grundsätzlich können diese auch auf die Bildleiter übertragen werden.

In Figur 3 ist ein Beleuchtungslichtleiter 30 in einer Teilansicht mit einer distalen Hülse 50 dargestellt. Der Beleuchtungslichtleiter 30 besteht in diesem Fall aus einem extrudierten Kabel 31, wobei ein Mantel aus Kunststoff ein Faserbündel 32 umschließt.

Die Faserbündel-Terminierung erfolgt hier derart, dass der Mantel des extrudierten Kabels 31 am Ende ab isoliert wird, und eine zuvor in einem Spritzgießprozess hergestellte klar transparente Hülse als distale Hülse 50 mit seinem Aufnahmeabschnitt 52 auf das freiliegende Faserbündel 32 geschoben wird und mit zuvor in diese Hülse appliziertem klar transparentem Harz zum Beispiel in Form eines vorzugsweise schnell heißvernetzenden oder UV-vernetzenden Klebers die Hülse fixiert wird. Damit ist die distale Endfläche 53 des Faserbündels 32 mit einem klar transparenten Kunststoff abgedeckt. Diese Art der Terminierung lässt sich auch auf

die proximale Hülse 40 des Beleuchtungslichtleiters 30 übertragen. In diesem Fall kann damit die proximale Endfläche 43 mit einem klar transparenten Kunststoff abgedeckt werden.

Zudem können die proximalen und distalen Hülsen 40, 50 mechanische Schnittstelle 44, 54 aufweisen, die aus der äußeren Kontur der proximalen und distalen Hülsen 40, 50 heraus resultieren. Dies können umlaufende Nuten, Rastnasen, Einkerbungen, Flansche und dergleichen sein.

Diese Hülsen können neben einer planen Endfläche auch als optische Elemente 51 in Form von Linsen (konvex oder konkav) oder als irregulär ausgebildete Endfläche zur Strahlformung ausgeführt sein. Figur 3 zeigt lediglich schematisch die distale Hülse 50 mit einem optischen Element 51 in Form einer beim Spritzgießprozess ausgeprägten Linsenkuppe, mit der das austretende Licht zum Beispiel gebündelt werden kann. Die Funktionalität der Ein- und/ oder der Auskoppelhülse bzw. der proximalen und/ oder distalen Hülse 40, 50 kann besonders kostengünstig in das Design des Werkzeuges implementiert werden und ermöglicht eine extrem kostengünstige Terminierung der proximalen bzw. distalen Endflächen 43, 53.

Das Faserbündel 32 des Beleuchtungslichtleiters 30 oder auch des Bildleiters kann aus Glasfasern (GOF), Quarzfasern oder Kunststoff-Fasern (POF) bestehen, welches mit einem extrudierten Mantel, wie in Figur 3 dargestellt, einem Schlauch oder Netzschlauchgewebe umgeben ist. Der Mantel-Kunststoff des extrudierten Kabels 31 besteht aus einem opak eingefärbten Kunststoff. In einer weiteren Ausführungsform kann das Faserbündel 32 selbst und/oder dessen einzelne Fasern zumindest teil- oder abschnittsweise eine elektrisch leitfähige Beschichtung aufweisen und/oder der Mantel-Kunststoff zumindest teil- oder abschnittsweise aus oder mit einem elektrisch leitfähigen Material ausgebildet sein.

Die nachfolgende Tabelle zeigt in einer Materialübersicht Kunststoffe, welche für den Mantel des Kabels 31 sowie für die klar transparente Abdeckung der proximalen bzw. distalen Endfläche 43, 53 beziehungsweise für die proximale bzw. distale Hülse 40, 50 geeignet sind.

Bei den thermoplastischen Elastomeren (TPE) unterscheidet man folgende Gruppen:

- TPE-A oder TPA = Thermoplastische Co-Polyamide
- TPE-E oder TPC = Thermoplastische Polyesterelastomere / Thermoplastische Co-Polyester
- TPE-O oder TPO = Thermoplastische Elastomere auf Olefin-Basis, vorwiegend PP/EPDM
- TPE-S oder TPS = Styrol-Blockcopolymer (SBS, SEBS, SEPS, SEEPS und MBS)
- TPE-U oder TPU = Thermoplastische Elastomere auf Urethanbasis
- TPE-V oder TPV = Thermoplastische Vulkanisate oder vernetzte thermoplastische Elastomere auf Olefin-Basis, vorwiegend PP/EPDM.

Material-Bezeichnung	Typ	Basis-Kunststoff	Besonders geeignet für Kabel-Mantel	Besonders geeignet für proximale/distale Endfläche	Dauer-Temperatur-Beständigkeit > 130° C	Kurzzeit-Temperatur-Beständigkeit bis 130° C (einige Stunden)	Kosteneinstufung von preiswert (\$) bis sehr teuer (\$\$\$) (Mantelmaterial)
Cyclo-Olefin-Copolymer	COC	transparent		X			
Ethylen-Tetrafluor-ethylen-Copolymer	ETFE	transparent	X		X		\$\$\$
Fluorethylen-propylen	FEP	transparent	X		X		\$\$\$
Polycarbonat	PC	transparent		X			\$
Polyethylen	PE	transparent	X				\$

Polyethylen-teraphthalat	PET	transparent		X			
Perfluoralkoxy-Polymere	PFA	transparent		X	X		\$\$\$
Polymethylmethacrylat	PMMA	transparent		X			
Polymethylmethacrylimid, Acryl	PMMI	transparent		X			
Polypropylen	PP	transparent	X				\$
Polyvinylchlorid	PVC	transparent	X				\$
Polyvinylidenfluorid	PVDF	transparent	X		X		\$\$\$
Styrol-Acrylnitril-Co-Polymere (siehe TPE-S)	SAN	transparent		X			\$
Styrol-Ethylen-Butylen-Styrol-Blockpolymere (siehe TPE-S)	SEBS	leicht transluzent	X				\$
Styrol-Ethylen-Butylen-Blockpolymere (siehe TPE-S)	SEB	leicht transluzent	X				\$
Tetrafluor-ethylen-Hexafluor-propylen-Vinylidenfluorid	THV	transparent	X				\$\$\$
Thermoplastische Co-Polyamide	TPE-A	transparent	X			X	\$\$
Thermoplastische Elastomere	TPE-E	transparent	X				\$\$
Styrol-Blockcopoly-mere	TPE-S	transparent	X				\$

Thermoplastische Vulkanisate oder vernetzte thermoplastische Elastomere auf Olefin-Basis, vorwiegend PP/EPDM, oder vulkanisierte (vernetzte) PP/EPDM-Compounds	TPE-V	beige	X			X	\$\$
Thermoplastisches Polyurethan	TPU	transparent	X				\$\$
Silikon (heißvernetzend)	HT-Silikon	transparent	X		X		\$\$
Silikon (Raumtemperatur-vernetzend)	RT-Silikon	transparent / transluzent		X	X		\$\$
Liquid Silicone Rubber (thermisch, kondensationsvernetzend oder UV-härtend)	LSR	transparent	X	X	X		\$\$\$
Epoxid-Gießharze oder -Kleber		transparent		X	teilweise		\$/\$\$
Acrylat-Gießharze oder -Kleber (thermisch oder UV-härtend)		transparent		X			\$

Polyurethan- Gießharze oder -Kleber		transparent		X			\$
Polyester- Gießharze oder -Kleber		transparent		X			\$

Insbesondere die Kunststofftypen TPE-E, TPE-V und TPE-U sind für eine Extrusion besonders interessant, da diese eine sehr gute Extrudierbarkeit aufweisen und insbesondere eine gute bis sehr gute Eignung für einen medizinischen Einsatz besitzen. Hinsichtlich einer kostengünstigen Herstellung besitzen diese Materialien zudem noch vergleichsweise günstige Materialkosten. Günstige Kunststoffe wie PVC, Compounds und Blends aus PP, PE, TPE-S (SEBS) haben teilweise gerade im Bereich Temperaturbeständigkeit zwar erhebliche Defizite. Meist sind diese nicht über 100° C einsetzbar. Allerdings liegen die Temperaturanforderungen für Einweg-Endoskope deutlich darunter, so dass diese Materialien auch aufgrund ihrer niedrigen Materialkosten und problemlosen Verarbeitung für diesen Einsatz besonders geeignet sind. Die sonst übliche Mindest-Temperaturbeständigkeit von größer 133° C bis 137° C, was der Temperaturbandbreite beim Autoklavieren für wiederverwendbaren bzw. aufbereitbaren medizinischen Geräten beziehungsweise Komponenten entspricht, ist hier nicht erforderlich, da für die bei Einweg-Medizinprodukten üblichen Sterilisationsprozesse, i.d.R. Prozesse verwendet werden, welche nur im Bereich von Raumtemperatur bis max. 60° C ablaufen. Als Beispiel einer üblicherweise eingesetzten Sterilisationsmethode ist hier die Begasung mit Ethylen-Oxid zu nennen.

Die Gruppe der preiswerten und mittelteuren Kunststoffe stehen in der Regel meist in einer großen Bandbreite hinsichtlich ihrer Elastizität und Härtegrades zur Verfügung beziehungsweise können durch Mischen von mehreren Kunststofftypen zu einem Poly-Blend gewünschter Performance hergestellt werden. Dies hat den Vorteil gegenüber den „teuren“ Kunststoffen, beispielsweise FEP, PVDF, dass sich hieraus Beleuchtungslichtleiter 30 mit fast identischen Eigenschaften jedoch unterschiedlicher Flexibilität herstellen lassen.

Die teuren Kunststoffe, zum Beispiel FEP, PFA, PVDF, sind zwar universell einsetzbar und besitzen insbesondere eine hohe Dauertemperaturbeständigkeit, oft kombiniert mit einer hohen chemischen Beständigkeit, sind jedoch nur sehr eingeschränkt mit anderen Kunststoffen zu kombinieren oder als Poly-Blend zu mischen, um zum Beispiel die Flexibilität zu erhöhen.

Alle genannten Kunststoffe werden mehr oder weniger bereits für medizinische Produkte eingesetzt.

Als Material für die transparenten Hülsen ist neben PC und PA auch COC sehr gut geeignet, da es eine hohe optische Qualität hinsichtlich hoher Transparenz und geringer Trübung aufweist und insbesondere für Spritzen und pharmazeutische Behälter eingesetzt wird. Diese sind insbesondere auch als biokompatible Varianten erhältlich.

Hinsichtlich der Ausbildung einer ebenen Fläche als proximale oder distale Endfläche 43, 53 können in vorteilhafter Ausführung auch Gießharze eingesetzt werden, welche insbesondere niedrig-viskos sind und gewisse selbst-nivellierende Eigenschaften besitzen.

Alternativ zu einem Extrusionsprozess können die Glasfaser-Bündel oder die Kunststofflichtleiter zu ihrem Schutz auch in einem dünnwandigen Schlauch oder in einem Schrumpfschlauch eingeschlaucht sein. Bei Schrumpfschläuchen können in vorteilhafter Weise extrem dünnwandige Schrumpfschläuche verwendet werden (Beispiel: PET-Schrumpfschlauch mit 6 µm Wandstärke). Denkbar sind auch dünnwandige Netzgewebe-Schläuche aus Glasseide oder Kunststoffseide.

Die Glasfasern können besonders bevorzugt für medizintechnische Anwendungen aus einem Pb- bzw. Schwermetall-freiem Kernglas und Mantelglas bestehen, was insbesondere die RoHS- und REACH-Anforderungen und die medizinische Zulassung begünstigt. Derartige Glassysteme sind zur Herstellung Pb- und schwermetallfreier Fasern, welche seitens der Anmelderin unter dem Namen SCHOTT PURAVIS® bekannt sind, sind u.a. in den Schriften WO 2013/104748 A1

und DE 102007063463 B4 beschrieben. Pb- und schmermetallfreie starre faseroptische Elemente sind in der DE 102013208838 B4 beschrieben. Für Anwendungen im Bereich der Endoskopie eignen sich besonders Glasfasern mit hohen NA-Werten, das heißt mit Akzeptanzwinkeln $2\alpha > 80^\circ$, bevorzugt $2\alpha > 100^\circ$, um eine breite Ausleuchtung einerseits und eine optimale Lichteinkopplung mittels LEDs andererseits zu ermöglichen. Derartige Fasern sind beispielsweise unter dem Namen SCHOTT PURAVIS® GOF85 oder GOF120 bekannt.

Figur 4 zeigt ausschnittsweise einen alternativen Ansatz eines Beleuchtungslichtleiters 30 mit distaler Hülse 50, was in gleicher Weise auch für die proximale Hülse 40 ausgeführt sein kann.

Hierzu werden, wie schon in Figur 3 beschrieben, die Faserbündel beispielsweise zuvor extrudiert, das heißt das Faserbündel 32 mit einem Kunststoff zu einem Kabel 31 ummantelt, abgelängt und anschließend entweder einem Spritzgieß-Prozess zugeführt, bei dem die Kabelabschnitte direkt mit dem transparenten Kunststoff umspritzt werden und dabei eine Hülse, hier eine distale Hülse 50, ausgeprägt wird. Um ein Auffächern der Faserenden zu verhindern muß gegebenenfalls in einem ersten Schritt das Kabelende zumindest an 2 gegenüberliegenden Stellen mittels halbkreisförmigen Spannzangen gepackt werden und zumindest teil-umspritzt werden. In einem 2. Spritzgieß-Prozess kann dann vorgesehen sein, die finale Hülsegeometrie anzuspritzen. Damit ist es möglich, zum einen eine klar transparente Abdeckung der distalen Endfläche 53, gegebenenfalls mit integriert optischer Funktionalität in Form von ausgeformten Linsenelementen (optisches Element 51), sowie eine mit einem anderen Kunststoff, welcher gegebenenfalls ein anderer Kunststoff-Typ und auch opak sein kann, mechanische Schnittstelle 54 auszuprägen. Gleiches gilt für die proximale Hülse 40, bei der mit diesen Verfahrensschritten zum einen eine klar transparente Abdeckung der proximalen Endfläche 43 mit gegebenenfalls angeformten optischen Elementen 41 sowie eine mechanische Schnittstelle 44 herstellbar ist.

Figur 5 zeigt eine Variante der in Figur 3 dargestellten Ausführungsform. Die hier wieder exemplarisch gezeigte distale Hülse 50 am Beleuchtungslichtleiter 30, als

extrudiertes Kabel 31 mit dem Faserbündel 32 dargestellt, weist hier zentral einen Bereich auf, indem beispielsweise ein Kamera-Chip 70 (C-MOS-Chip) eingesetzt werden kann, wobei das Faserbündel 32 des Beleuchtungslichtleiters 30 ringförmig, zumindest abschnittsweise ringförmig oder in mindestens zwei Teilsträngen um den Kamera-Chip 70 geführt angeordnet sind. Dazu ist der Aufnahmebereich 52 des Faserbündels 32 entsprechend konisch erweitert. Auch können optische Elemente 51 bei der Herstellung der Hülse angeformt werden, oder können in einem nachgeschalteten Verklebeprozess zusätzlich aufgebracht werden. Damit kann einerseits eine optimale, vor allem schattenfreie Ausleuchtung der zu untersuchenden Gewebe-Fläche und zum anderen eine abbildende Optik für den Kamera-Chip 70 realisiert werden. Ebenso denkbar ist die Integration von sensorischen Elementen, wie Fotodioden oder dgl. zur Detektion von bestimmten Wellenlängen des von der zu untersuchenden Fläche zurückgestreuten Lichtes.

Figur 6a bis 6c zeigen schematisch typische Anordnungen der distalen Endfläche 53 des Beleuchtungslichtleiters 30 in Verbindung mit einem Kamera-Chip 70, wobei in diesen Beispielen die distale Hülse 50 den Abschluß des Schaftes 25 des Endoskops 1 darstellt. Figur 6a zeigt eine Anordnung, bei dem der Kamera-Chip 70 im Wesentlichen von der distalen Endfläche 53 umschlossen ist. Figur 6b zeigt eine im Wesentlichen U-förmig ausgebildeten distalen Endfläche 53. Figur 6c zeigt beispielhaft eine Anordnung, bei der der Kamera-Chip 70 von zwei D-förmig ausgebildeten distalen Endflächen 53 gegenüberliegend umrandet ist. Darüber hinaus sind auch 3- oder 4-geteilte distale Endflächen 53 denkbar, die den Kamera-Chip 70 als kreisförmige oder ovale beziehungsweise nierenförmige Austrittsflächen umschließen.

Die geometrische Anordnung ist dabei entsprechend in der distalen Hülse 50 konstruktiv vorgegeben. Derartige Hülsen lassen sich mittels Spritzgießen besonders kostengünstig herstellen.

Figur 7 zeigt in der Schnitt-Ansicht beispielsweise eine distale Hülse 50 entsprechend der in Figur 6a gezeigten Anordnung von distaler Endfläche 53 und Kamera-Chip 70.

Beispielhaft ist hier die distale Hülse 50 als Abschluss eines starren Schaftes 25 des Endoskops 1 dargestellt, welcher beispielsweise als Edelstahl-Rohr ausgebildet sein kann. Die distale Endfläche 53 ist hier im Wesentlichen ringförmig um den zentral angeordneten Kamera-Chip 70 angeordnet. Das hiervon abgestrahlte Licht wird von beispielsweise einer zu untersuchenden Gewebeoberfläche 90 reflektiert und von dem Kamera-Chip 70 aufgefangen. Der Kamera-Chip 70 ist zum einen zum Schutz abgedeckt, wobei die Abdeckung als optisches Element 51, zum Beispiel als Sammellinse ausgeführt sein kann. Ebenso denkbar sind mehrlinsige Anordnungen als optisches Element 51. Der Kamera-Chip 70 ist dabei mit elektrischen Leitungen 210 kontaktiert, welche durch eine Durchführung 56 in der distalen Hülse 50 in das Innere des Schaftes 25 geführt sind. Das Faserbündel 32, hier aus Glasfasern mit hoher NA (Akzeptanzwinkel $2\alpha > 100^\circ$) ausgeführt, ist hier ringförmig aufgefächert und in einem um die Durchführung 56 angeordneten ringförmigen Aufnahmeabschnitt 52 fixiert. Dieser Aufnahmeabschnitt 52 weist hierbei nahezu zueinander parallel Wandungen auf, um hier möglichst eine parallele Ausrichtung der Fasern zu ermöglichen. An den Aufnahmeabschnitt 52 anschließend weist die distale Hülse 50 konisch ausgeformte Bereiche auf, um das Einfädeln der Fasern zu erleichtern. Das Faserbündel 32 ist im Inneren des Schaftes 25 mit einer Schutzhülle 33 umgeben, welche ein extrudierter Mantel, ein Netzschlauch oder ein Schrumpfschlauch sein kann. Hinsichtlich des nur sehr geringen Bauraums im Schaft 25 ist es besonders vorteilhaft, wenn als Schutzhülle beispielsweise ein dünnwandiger PET-Schrumpfschlauch verwendet wird. Diese weisen eine Wandstärke von $< 10 \mu\text{m}$ auf. Die distale Hülse 50 weist an ihrer Außenkontur ggf. noch weitere mechanische Schnittstellen 54, zum Beispiel in Form von Kragen oder wie gezeigt einen Durchmessersprung auf, um die distale Hülse 50 mit dem Schaft 25 zu verbinden. Weiterhin sind verschiedene Klebebereiche 55 vorgesehen, einerseits zum Fixieren der Fasern des Faserbündels 32 und zum anderen zur Befestigung des Kamera-Chips 70 bzw. zur zusätzlichen Abdichtung der Durchführung 56 der elektrischen Leitungen 210. Besonders vorteilhaft ist es hinsichtlich der Prozesszeiten und damit der Kosten, wenn die gesamte distale Hülse 50 aus einem klar transparenten Kunststoff, zum Beispiel aus PC oder PMMA, ausgeführt ist und als Kleber beziehungsweise Gießharz für die Klebebereiche 55 ein

UV-aushärtender Kleber verwendet wird, wobei insbesondere im Aufnahmeabschnitt 52 zur Fixierung der Fasern ein Kleber beziehungsweise ein Gießharz verwendet wird, dessen optischer Brechungsindex im Wesentlichen an den des Kernmaterials der Fasern angepasst und eine Abweichung dieser Brechungsindices maximal $\pm 0,1$, bevorzugt maximal $\pm 0,05$ beträgt und wobei der Brechungsindex der Hülse geringfügig geringer ist als der des Klebers ist.

Eine derartige Ausführung mit den beispielhaft aufgeführten Merkmalen ist natürlich auch für eine proximale Hülse 40 vorstellbar, wobei hier statt des Kamera-Chips 70 eine LED 60 integrierbar sein kann.

In einer hier nicht dargestellten Variante kann auch vorgesehen sein, dass der Kamera-Chip 70 rückseitig in die distale Hülse 50 montiert ist und die distale Endfläche 53 eine Abdeckung ausbildet. Damit kann ohne zusätzliches Abdeckelement eine verbesserte elektrische Isolation erzielt werden.

In Figur 8 ist eine proximale Hülse 40 am Beleuchtungslichtleiter 30 gezeigt, bei der in die proximale Hülse 40 eine Led 60 mit LED-Controller-Einheit 70 integriert ist. Damit kann insbesondere eine platzsparende Lichtquelle realisiert werden. LED 60 und LED-Kontroller-Einheit 70 sind dabei in einer gem. Figur 3 separat hergestellten proximalen Hülse 40 integriert, wobei das Ende des Faserbündels 32 in eine in der proximalen Hülse 40 ausgeprägten Aufnahme 42 montiert bzw. fixiert sind. Die proximale Endfläche 43 kann dabei mit einer klar transparenten Abdeckung versehen sein, die als Kondensor-Linse bzw. den LED-Chip umfassende -struktur ausgeführt sein, um eine optimale Lichteinkopplung in das Faserbündel 32 zu ermöglichen.

Alternativ kann, wie dies eine stark vereinfachte Prozess-Sequenz in Figur 9 zeigt, in einem „endlos“-Prozess vorgesehen sein, dass ein zuvor extrudiertes Kabel 31 mit dem Faserbündel 32 von einem Abwickler zu einem Aufwickler umgespult wird, und in bestimmten Abständen die Umspaltung angehalten und mittels eines 1. Spritzgieß-Werkzeuges 100 eine doppelt ausgeführt Kunststoffhülse aufgespritzt wird. An dieser Stelle wird um das Kabel 31 formschlüssig ohne Zwischenschicht eine Doppel-Hülse aufgeprägt, welche mittels Trennvorrichtungen 110 in einem

nachfolgenden Cut-Prozess mit dem Kabel 31 getrennt wird. Dies ist auch direkt nach dem Extrusionsprozess denkbar, insofern dabei ggf. entsprechende Maßnahmen vorgesehen sind die Prozess-Geschwindigkeiten anzupassen beziehungsweise auszugleichen, beispielsweise eine Pufferzone zum Zwischenlagern des extrudierten Kabels. Die so terminierten Kabelabschnitte, welche dem Beleuchtungslichtleiter 30 später entsprechen, können dann in weiteren Schritten mittels einem 2. Und einem 3. Spritzgieß-Werkzeug 120, 130 mit dem finalen Hülsendesign und hier insbesondere mit optisch klar transparenten Kunststoff umspritzt werden, so dass damit dann unter anderem auch einfache Ein- beziehungsweise Austrittsoptiken (optische Elemente 41, 51) an den proximalen bzw. distalen Endflächen 43, 53 des Beleuchtungslichtleiters 30 realisiert werden können. Alternativ kann dies auch in einem Klebe-Prozess realisiert werden, wobei auch weitere Komponenten, unter anderem zum Beispiel auch C-MOS-Kameras oder Sensoren, damit montiert werden können. Der Vorteil liegt hier darin, dass zum einen feste Hülsen herstellbar sind und insbesondere auch die Fixierung im Werkzeug für den 2. finalen Umspritz-Prozess durch eine Ausprägung von entsprechenden mechanischen Schnittstellen 44, 54 erleichtert wird. Damit lassen sich dichte Bündelterminierungen realisieren. Damit lassen sich insbesondere einfache Beleuchtungslichtleiter 30 sehr kostengünstig in hohen Stückzahlen realisieren, was insbesondere für Anwendungen im Disposable-Bereich und aber auch im Konsum-Bereich von hohem Interesse ist.

In einer bevorzugten Ausführungsform können sogenannte Multilumen-Kabel 200 hergestellt werden, wie dies Figur 10 schematisch zeigt. Diese können Faserbündel 32, Quarz-Fasern 220, elektrische Kabel 210 sowie einen Fluid-Kanal 230 für eine Medienführung von Gas (zum Beispiel Stickstoff), Wasser, Medikamente bzw. Spülflüssigkeiten aufweisen. Die Quarz-Fasern 220 können dabei bspw. zum optischen Datentransfer bzw. zur Steuerung genutzt werden. Multilumen-Schläuche sind bereits aus der Literatur bekannt. Besonders vorteilhaft ist hier die Integration von Licht- beziehungsweise Energieführenden Komponenten, die hier auf kleinstem Raum eine hohe Funktionalität ermöglichen. Unter anderem kann dabei auch vorgesehen sein, dass die Kabel in einem Koextrusionsprozess gezielt

segmentweise transparent oder opak ausgeführt werden und so auch Beleuchtungs- oder optische Detektionsaufgaben erfüllen können.

Eine weitere Alternative zu einer kostengünstigen Terminierung stellen gecrimpte Hülsen dar, wie sie in der DE 102004048741 B3 beschrieben sind. Alternativ dazu können auch Kunststoff-Crimp- bzw. Rasthülsen zum Einsatz kommen, die zuvor im Spritzgussverfahren hergestellt und faltbar mit einem Faltscharnier (hier Filmscharnier) ausgeführt sind. Diese Hülsen werden dann am Ende des Kabelabschnitts des extrudierten Kabels rastbar montiert und können dann mit optisch transparentem Kleber ausgegossen beziehungsweise ausgespritzt. Vorteilhaft sind hier auch UV-härtende Kleber. Neben einer Verrastung kann auch vorgesehen sein, dass die Hülsen mittels Laserschweißen, Ultraschallschweißen auf dem Kabel fixiert werden.

Eine weitere Methode ergibt sich aus den elastischen Eigenschaften eines Kabels. Dabei ist vorgesehen, ein extrudiertes Kabel zu schneiden und anschließend den Kabelmantel zu längen und die dabei entstehende Kavität mit optisch klarem Kleber aufzufüllen oder ein vorgefertigtes klar transparentes Kunststoffteil oder einen Lichtleitstab oder Faserstab aus Glas oder Kunststoff in die Kavität einzusetzen und zu fixieren. Zusätzlich kann durch gezieltes Verformen der freiliegenden Kabelabschnitte ein Befestigungselement ausgeformt werden. Insbesondere eignen sich hier thermoplastische Elastomere (TPE) oder Elastomere, wie Gummi oder Silikon, als Mantelmaterial.

Eine weitere Alternative einer kostengünstigen Terminierung von Lichtleitern kann ein partielles Erhitzen eines mit Gel gefüllten Kabels sein, damit dort das Gel aushärtet und dabei das Kabel geschnitten und ggf. auch umgeformt bzw. Hülsen ausgeformt werden können. Das Kabel kann auch mittels Koextrusion hergestellt sein und einen transparenten Abschnitt entlang der Achse des Kabels aufweisen, über den dann gezielt mittel UV-Licht abschnittsweise, partiell das Gel ausgehärtet werden kann. Hiermit kann ebenfalls ein Endlosprozess für eine Terminierung realisiert werden.

Bezugszeichenliste:

1	Endoskop
10	Handstück
20	flexibler Abschnitt
25	Schaft
30	Beleuchtungslichtleiter
31	Kabel
32	Faserbündel
33	Schutzhülle
40	proximale Hülse
41	optisches Element
42	Aufnahmeabschnitt
43	proximale Endfläche
44	mechanische Schnittstelle
50	distale Hülse
51	optisches Element
52	Aufnahmeabschnitt
53	distale Endfläche
54	mechanische Schnittstelle
55	Klebebereich
56	Durchführung
60	LED
70	Kamera-Chip
80	LED-Controller-Einheit
90	Gewebeoberfläche
100	1. Spritzgießwerkzeug
110	Trennvorrichtung
120	2. Spritzgießwerkzeug
130	3. Spritzgießwerkzeug
200	Multilumen-Kabel
210	Elektrische Leitungen
220	Quarz-Fasern
230	Fluid-Kanal

Ansprüche

1. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät zur Einbringung in den menschlichen oder tierischen Körper oder zur in-vitro Untersuchung von menschlichen oder tierischen Blutproben oder sonstigen Körperzellen, insbesondere
Endoskop (1) oder ein Einweg-Endoskop, beinhaltend zumindest einen Beleuchtungslichtleiter (30) und/ oder Bildleiter zur Transmission elektromagnetischer Strahlung, wobei der Beleuchtungslichtleiter oder der Bildleiter jeweils eine proximale Endfläche (43) zur Ein- beziehungsweise Auskopplung von elektromagnetischer Strahlung und eine distale Endfläche (53) zur Aus- beziehungsweise Einkopplung elektromagnetischer Strahlung aufweist,
dadurch gekennzeichnet,
dass die proximalen und/ oder distalen Endflächen (43, 53) aus zumindest teil- oder abschnittsweise transparenten Kunststoff-Elementen bestehen oder ein transparenter Kunststoff an diese angeformt ist, wobei
der transparente Kunststoff biokompatibel ist und/ oder nicht zytotoxisch auf menschliche oder tierische Zellkulturen für Einwirkzeiten kleiner einem Tag aufweist, und ausgewählt ist aus der Gruppe der Cyclo-Olefin-Co-Polymere, Polycarbonate, Polyethylen-Teraphthalaten, Perfluoralkoxy-Polymere, Polyvinylidenfluoride, Polymethylmethacrylate Polymethylmethacrylimide, Acryl Styrol-Acrylnitril-Co-Polymere oder Raumtemperatur-vernetzende Silikon, heißvernetzende Flüssig-Silikone, Epoxid-Gießharze oder -Kleber, thermisch oder UV-vernetzende Acrylat-Gießharze, Polyurethan-Gießharze, Polyester-Gießharze oder aus Mischungen und/ oder Kombinationen derselben.
2. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,

dass die proximale und/ oder die distale Endfläche (43, 53) des Beleuchtungslichtleiters (30) und/ oder Bildleiters zudem jeweils eine mechanische Schnittstelle (44, 54) in Form einer Hülsenkontur aufweist, welche aus Kunststoff besteht oder mittels Kunststoff-Spritzguss an den Beleuchtungslichtleiter (30) oder Bildleiter angeformt ist, wobei dieser Kunststoff sich vom transparentem Kunststoff der proximalen oder distalen Endfläche zumindest teil- oder abschnittsweise hinsichtlich Material, Transparenz und/ oder Farbe unterscheidet.

3. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der transparente Kunststoff der proximalen und/ oder distalen Endflächen (43, 53) des Beleuchtungslichtleiters (30) und/ oder Bildleiters eine Oberflächenrauigkeit R_a von $\leq 1,0 \mu\text{m}$, vorzugsweise $\leq 0,5 \mu\text{m}$, besonders bevorzugt $\leq 0,1 \mu\text{m}$ aufweist.
4. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass der transparente Kunststoff der proximalen oder distalen Endflächen (43, 53) des Beleuchtungslichtleiters (30) und/ oder Bildleiters einen Brechungsindex aufweist, der im Wesentlichen dem des Kernmaterials der in dem verwendeten Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter verwendeten Fasern oder Faserkomponenten entspricht und die Abweichung dazu maximal $\pm 0,1$, bevorzugt maximal $\pm 0,05$ beträgt.
5. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Beleuchtungslichtleiter (30) oder Bildleiter aus einem Faserbündel (32) aus Glasfasern, Quarzfasern oder Kunststoff-Fasern und/ oder aus Einzelfasern aus diesen Materialien besteht, welche zumindest teil- oder abschnittsweise mit einem Mantel, Schlauch, Schrumpfschlauch oder

Netzschlauchgewebe umgeben ist oder mittels eines Schaftes (25) des Endoskops (1) geschützt ist.

6. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Mantel aus einem weiteren Kunststoffmaterial besteht und als extrudiertes Kabel (31) ausgeführt ist.
7. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass der Kunststoff für den extrudierten Mantel aus einem zumindest teil- oder abschnittsweise transluzenten, opaken oder eingefärbten Kunststoff besteht.
8. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Beleuchtungslichtleiter (30) oder Bildleiter aus flexiblen oder semi-flexiblen Faserbündeln besteht und der Mantel zumindest teil- oder abschnittsweise als starre Hülle ausgeführt ist.
9. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass der Beleuchtungslichtleiter (30) oder Bildleiter aus gezogenen Faserstäben oder gepressten Faserstäben besteht und einen starren Beleuchtungslichtleiter (30) oder Bildleiter ausbildet.
10. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach zumindest einem der Ansprüche 5 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern, Faserbündel, Faserstäbe oder gepressten Faserstäbe aus einem Pb- bzw. Schwermetall-freiem Kernglas und Mantelglas bestehen.

11. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach zumindest einem der Ansprüche 5 bis 9,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Fasern, Faserbündel, Faserstäbe oder gepressten Faserstäbe aus einem Glassystem bestehen, welches für das zu leitende Licht einen Akzeptanzwinkel 2α von größer 80° , besonders bevorzugt von größer 100° aufweist.
12. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11,
dadurch gekennzeichnet,
dass die distale und/ oder proximale Endfläche (43, 53) mit der mechanischen Schnittstelle (44, 54) als Hülse ausgeführt ist, welche separat hergestellt ist, und mittels eines Klebers oder Gießharzes auf das Faserbündelende oder Faserstabende des Beleuchtungslichtleiters (30) oder des Bildleiters fixiert ist, wobei der Kleber als wärmeaushärtender oder UV-Licht-aushärtender Kleber ausgeführt ist, welcher einen optischen Brechungsindex aufweist, der im Wesentlichen dem des Kernmaterials der in den verwendeten Beleuchtungslichtleiter oder Bildleiter verwendeten Fasern oder Faserkomponenten entspricht und die Abweichung dazu maximal $\pm 0,1$, bevorzugt maximal $\pm 0,05$ beträgt und wobei der Brechungsindex der Hülse geringfügig geringer ist als der des Klebers oder des Gießharzes.
13. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach Anspruch 12,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Hülse Aufnahmeabschnitte (42, 52) zur Aufnahme eines Faserbündels (32) aufweisen, die von einem zunächst konischen Abschnitt in einen Abschnitt münden, der im Wesentlichen parallel angeordnete Seitenwände aufweist und die Hülse weiterhin Aufnahmen für elektronische Komponenten aufweist, und diese Aufnahmeabschnitte (42, 52) den Bereich der Aufnahme für elektronische Komponenten zumindest bereichsweise umschließen.

14. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 2 bis 11,
dadurch gekennzeichnet,
dass die distale und/ oder proximale Endfläche (43, 53) mit der mechanischen Schnittstelle (44, 54) in Form einer Hülse mittels Spritzguss auf zuvor abgelängte Kabelabschnitte angeformt ist, wobei dieser Prozess als zweistufiger Prozess ausgelegt sein kann, wobei in einem ersten Schritt das Kabelende zumindest an zwei gegenüberliegenden Stellen mittels der Außenkontur des Kabels angepassten Werkzeugen fixiert und zumindest teil- oder abschnittsweise mit einem ersten Kunststoffes umspritzt ist, und in einem zweiten Schritt die Hülsegeometrie mittels eines zweiten Kunststoffes angeformt ist, wobei in einem der Schritte die distale und/ oder proximale Endfläche (43, 53) mit dem transparenten Kunststoff ausformbar ist.
15. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11,
dadurch gekennzeichnet,
dass in einem Endlos-Prozess auf ein zuvor extrudiertes Kabel (31) in bestimmten Abständen entsprechend der finalen Bauteillänge eine hinsichtlich ihrer Kontur doppelten Hülse als mechanische Schnittstelle (44, 54) angeformt ist, welche dann in einem nächsten Prozessschritt trennbar ist, in die damit erzeugten Kabelabschnitte mittels ein oder mehreren weiteren Spritzgieß-Prozessen mit klar transparenten Kunststoff die proximalen und/ oder distalen Endflächen (43, 53) anformbar sind.
16. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11,
dadurch gekennzeichnet,
dass ein extrudiertes Kabel (31) in bestimmten Abständen oder ein entsprechender Faserbündelabschnitt, welcher mit einem Schlauch oder Schrumpfschlauch umgeben ist, entsprechend der finalen Bauteillänge geteilt ist und die im inneren des extrudierten Kabelabschnitts oder Faserbündelabschnitts vorhandenen Faserbündel (32) nach innen verschoben

sind und der Raum zwischen Faserbündelende und Mantelrand oder Rand des Schlauchs oder Schrumpfschlauches mit einem transparenten selbst nivellierendem Kunststoff gefüllt ist.

17. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 11,

dadurch gekennzeichnet,

dass ein zuvor extrudiertes Kabel (31) in bestimmten Abständen oder ein entsprechender Faserbündelabschnitt, welcher mit einem Schlauch oder Schrumpfschlauch umgeben ist, entsprechend der finalen Bauteillänge geteilt ist und der Kabelmantel, der Schlauch oder Schrumpfschlauch gegenüber dem Faserbündel gelängt und die dabei entstehende Kavität mit optisch transparenten Kunststoff aufgefüllt ist oder ein vorgefertigtes klar transparentes Kunststoffteil oder ein Lichtleitstab oder Faserstab aus Glas oder Kunststoff in die Kavität eingesetzt und fixiert ist.

18. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 15 oder 17,

dadurch gekennzeichnet,

dass der Mantelabschnitt, Schlauch- oder Schrumpfschlauchabschnitt, der die Kavität ausbildet, verformt ist und eine bestimmte Lichteintritts- oder Lichtaustrittskontur nach Aushärten des Kunststoffes oder nach Einsetzen des Kunststoffteils oder des Lichtleitstabs ausbildet.

19. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 18,

dadurch gekennzeichnet,

dass die proximalen oder distalen Endflächen (43, 53) der Beleuchtungslichtleiter (30) oder Bildleiter weitere aktive elektronische Elemente in Form von LEDs (60), Laser-Dioden, Sensoren oder Kamera-Chips (70) aufweisen, welche in die angeformten Hülsen integrierbar oder an diese mittels einer Rastverbindung ansteckbar sind.

20. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 19,
dadurch gekennzeichnet,
dass zusätzliche Elemente aus Glas oder Kunststoff zur Abdeckung der aktiven elektronischen Elemente an den proximalen oder distalen Endflächen (43, 53) vorgesehen sind.
21. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 20,
dadurch gekennzeichnet,
dass die proximalen und/ oder distalen Endflächen (43, 53) als optisches Element zur Erzielung einer bestimmten Strahlformung ausgeführt sind, und dabei eine plane, konvexe, konkave Fläche oder eine hinsichtlich ihrer Topographie beliebig gestaltete Freiformfläche aufweisen.
22. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 21,
dadurch gekennzeichnet,
dass das extrudierte Kabel (31) für den Beleuchtungslichtleiter (30) oder Bildleiter als Hybrid-Kabel ausgeführt ist.
23. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 1 bis 22,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Hybrid-Kabel als Multilumen-Kabel (200) ausgeführt ist, mit dem Faserbündel (32), einzelne Quarz-Fasern (220), Medien in Form von Gasen oder Flüssigkeiten in einem Fluid-Kanal (230) und/ oder elektrische Leitungen (210) getrennt führbar sind.
24. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Multilumen-Kabel (200) einen flexiblen Abschnitt (20) des Endoskops (1) oder das Multilumen-Kabel (200) aus einem bei

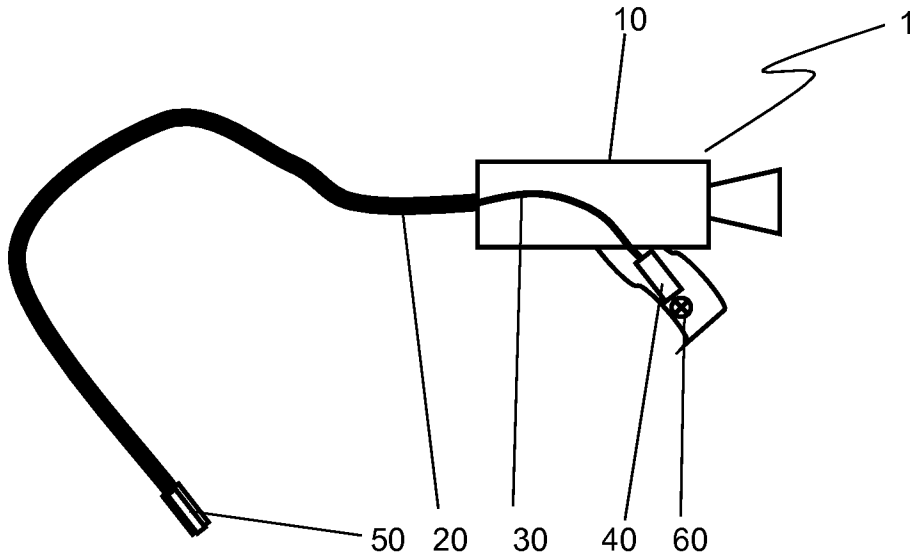
Raumtemperatur starren Kunststoff besteht und einen starren Schaft (25) des Endoskops (1) ausbildet.

25. Diagnose-, Operations- und/ oder Therapiegerät nach einem der Ansprüche 22 bis 24,
dadurch gekennzeichnet,
dass das Hybrid-Kabel oder Multilumen-Kabel (200) in einem Koextrusionsprozess segmentweise transparent oder opak ausgeführt ist.

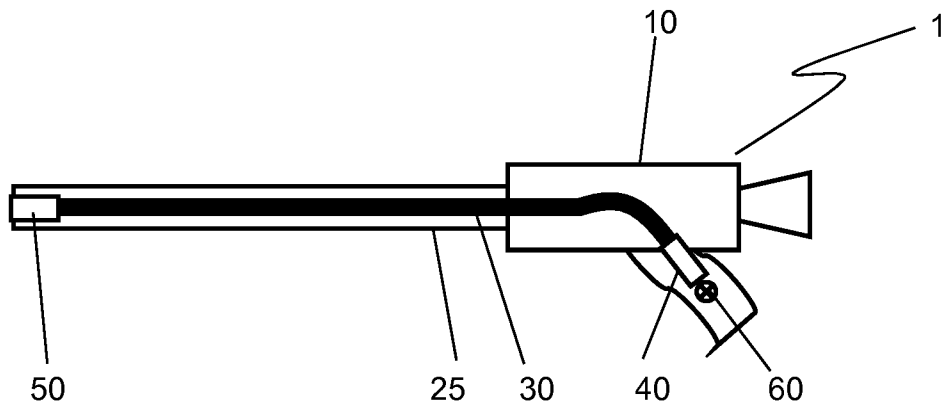
26. Verwendung der Beleuchtungslichtleiter (30) und/ oder Bildleiter nach mindestens einem der vorstehenden Ansprüche in flexiblen oder starren Einweg-Endoskopen.

27. Verwendung der Beleuchtungslichtleiter (30) nach mindestens einem der Ansprüche 1 bis 25 für In-Vitro-Diagnostik-Geräten.

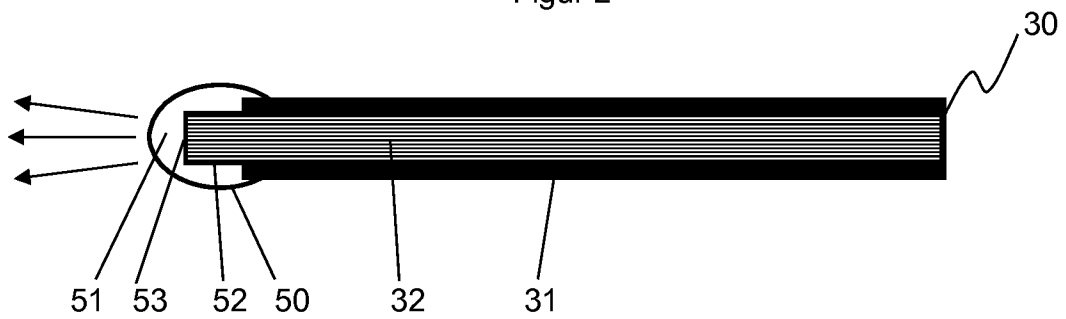
Figuren



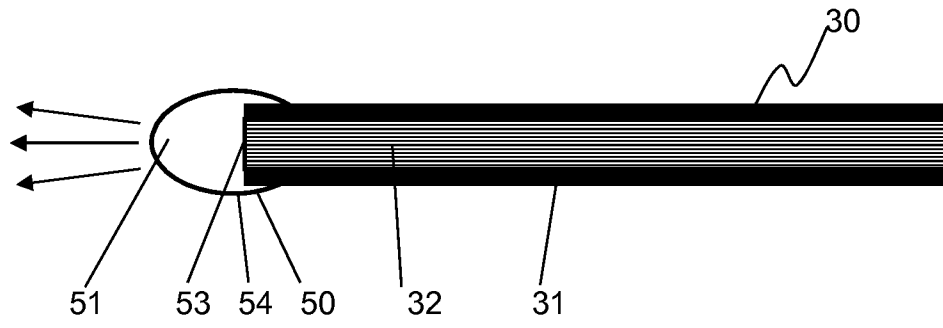
Figur 1



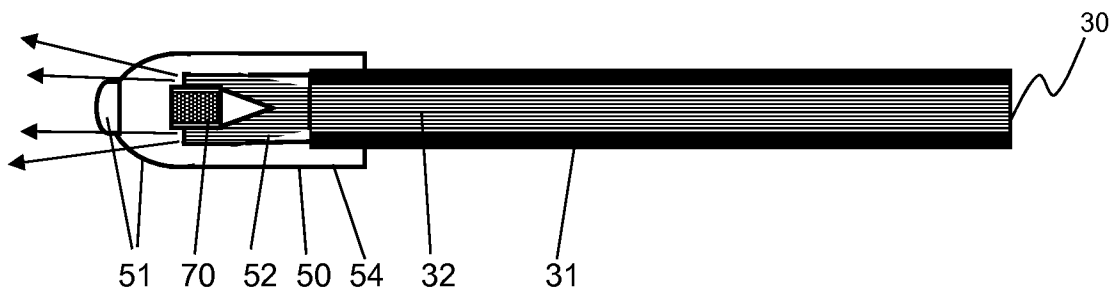
Figur 2



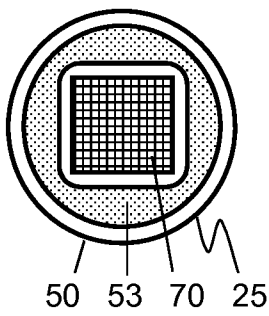
Figur 3



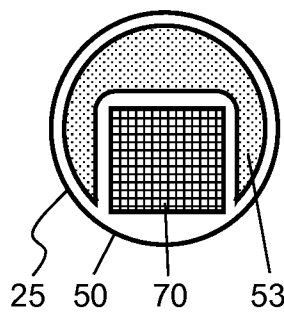
Figur 4



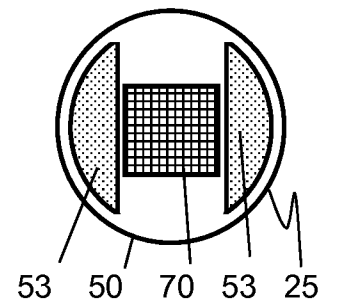
Figur 5



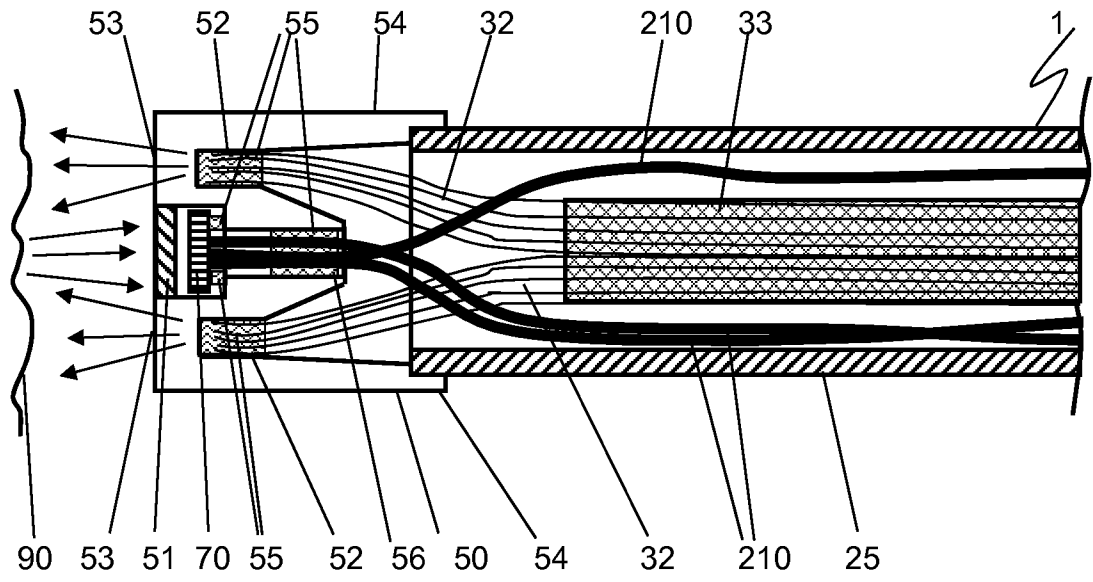
Figur 6a



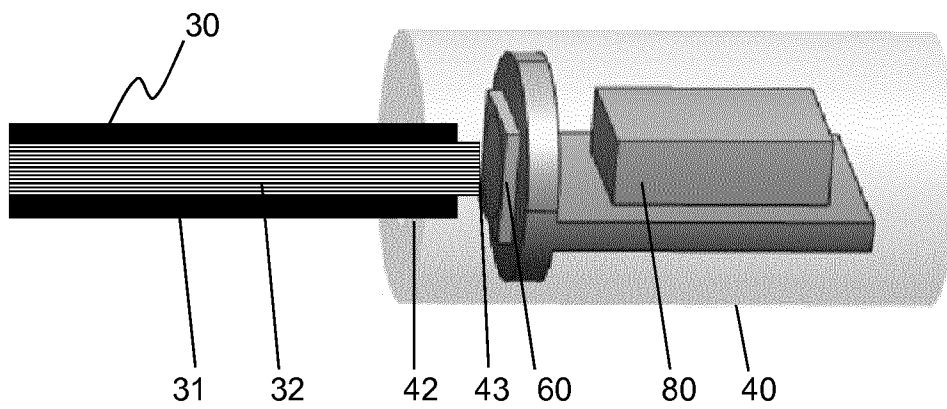
Figur 6b



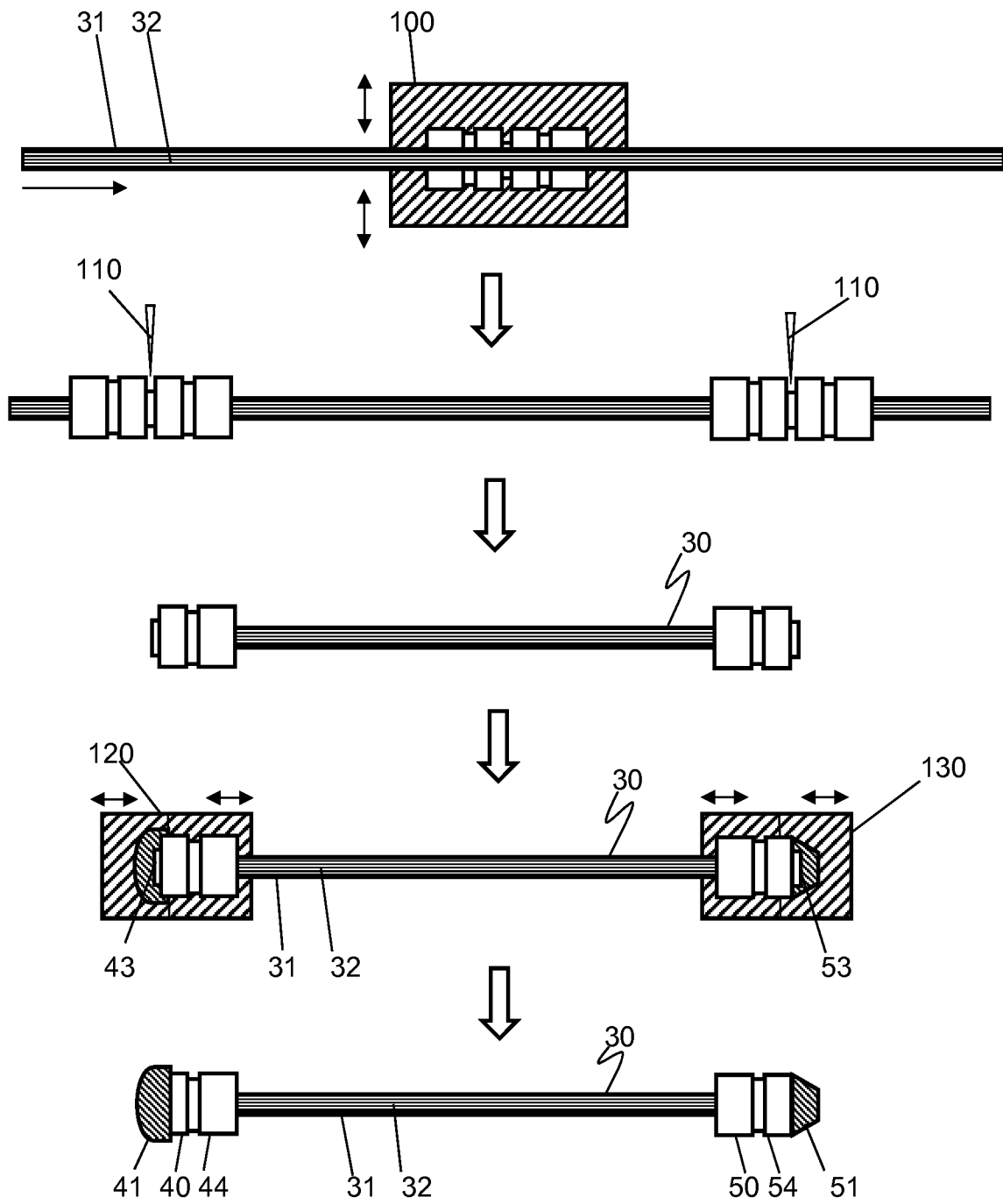
Figur 6c



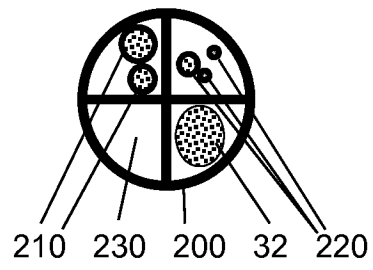
Figur 7



Figur 8



Figur 9



Figur 10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2019/057616

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61B 1/00</i> (2006.01)i; <i>A61B 1/07</i> (2006.01)i; <i>G02B 6/26</i> (2006.01)i; <i>G02B 6/04</i> (2006.01)i; <i>F21V 8/00</i> (2006.01)i; <i>G02B 6/32</i> (2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B; G02B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	DE 102014208756 A1 (SCHOTT AG [DE]) 12 November 2015 (2015-11-12) abstract; figures 1,5,6,7 paragraphs [0001], [0003], [0010], [0032], [0034], [0038], [0040] - [0047]	1-5,9-12,14-21,26,27 13
Y	DE 102008044938 A1 (SCHOTT AG [DE]) 04 March 2010 (2010-03-04) abstract; figures 2-4 paragraphs [0011] - [0037], [0002], [0003], [0041], [0045], [0046]	13
X	US 2015374217 A1 (SINOFSKY EDWARD L [US]) 31 December 2015 (2015-12-31) paragraphs [0003] - [0024]	1,6-8
X	US 2012289779 A1 (KINOSHITA HIROAKI [JP] ET AL) 15 November 2012 (2012-11-15) abstract; figure 2 paragraphs [0002] - [0012], [0025] - [0028]	1-5,10-12,19-27
A	US 2016334616 A1 (VAYSER ALEX [US] ET AL) 17 November 2016 (2016-11-17) abstract; figures 1-3 paragraphs [0007], [0016] - [0021]	1-27
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 06 June 2019		Date of mailing of the international search report 04 July 2019
Name and mailing address of the ISA/EP European Patent Office p.b. 5818, Patentlaan 2, 2280 HV Rijswijk Netherlands Telephone No. (+31-70)340-2040 Facsimile No. (+31-70)340-3016		Authorized officer Pfeiffer, Uwe Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/EP2019/057616

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 1890173 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 20 February 2008 (2008-02-20) cited in the application paragraphs [0007] - [0017]	1,3-5,8-12,14-18,26,27
X	US 2014350343 A1 (KIM HUN TAE [KR]) 27 November 2014 (2014-11-27) the whole document	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/EP2019/057616

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
DE	102014208756	A1	12 November 2015	CN	106415123	A	15 February 2017
				DE	102014208756	A1	12 November 2015
				EP	3140688	A1	15 March 2017
				JP	6336130	B2	06 June 2018
				JP	2017523554	A	17 August 2017
				US	2017052319	A1	23 February 2017
				WO	2015169685	A1	12 November 2015
DE	102008044938	A1	04 March 2010	CN	102138090	A	27 July 2011
				DE	102008044938	A1	04 March 2010
				EP	2318869	A2	11 May 2011
				US	2011182552	A1	28 July 2011
				WO	2010022957	A2	04 March 2010
US	2015374217	A1	31 December 2015	AU	2015253193	A1	10 November 2016
				CA	2947293	A1	05 November 2015
				CN	106455937	A	22 February 2017
				EP	3136942	A1	08 March 2017
				JP	2017514591	A	08 June 2017
				US	2015374217	A1	31 December 2015
				WO	2015168247	A1	05 November 2015
US	2012289779	A1	15 November 2012	CN	102791177	A	21 November 2012
				EP	2520213	A1	07 November 2012
				JP	5031936	B2	26 September 2012
				JP	WO2012050116	A1	24 February 2014
				US	2012289779	A1	15 November 2012
				WO	2012050116	A1	19 April 2012
US	2016334616	A1	17 November 2016	EP	2013649	A2	14 January 2009
				JP	2009535107	A	01 October 2009
				US	2007286548	A1	13 December 2007
				US	2009136177	A1	28 May 2009
				US	2012330107	A1	27 December 2012
				US	2014049979	A1	20 February 2014
				US	2016085064	A1	24 March 2016
				US	2016334616	A1	17 November 2016
				WO	2007127438	A2	08 November 2007
				EP	1890173	A1	20 February 2008
EP	1890173	A1	20 February 2008				
JP	2006343402	A	21 December 2006				
US	2008118212	A1	22 May 2008				
WO	2006132098	A1	14 December 2006				
US	2014350343	A1	27 November 2014	CN	103826527	A	28 May 2014
				KR	101238765	B1	04 March 2013
				US	2014350343	A1	27 November 2014
				WO	2013042974	A1	28 March 2013

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES		
INV.	A61B1/00 G02B6/32	A61B1/07 G02B6/26
		G02B6/04
		F21V8/00
ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)		
A61B G02B		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
EPO-Internal, WPI Data		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	DE 10 2014 208756 A1 (SCHOTT AG [DE]) 12. November 2015 (2015-11-12)	1-5, 9-12, 14-21, 26,27
Y	Zusammenfassung; Abbildungen 1,5,6,7 Absätze [0001], [0003], [0010], [0032], [0034], [0038], [0040] - [0047]	13
Y	DE 10 2008 044938 A1 (SCHOTT AG [DE]) 4. März 2010 (2010-03-04) Zusammenfassung; Abbildungen 2-4 Absätze [0011] - [0037], [0002], [0003], [0041], [0045], [0046]	13
X	US 2015/374217 A1 (SINOFSKY EDWARD L [US]) 31. Dezember 2015 (2015-12-31) Absätze [0003] - [0024]	1,6-8
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
6. Juni 2019		04/07/2019
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Pfeiffer, Uwe

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2012/289779 A1 (KINOSHITA HIROAKI [JP] ET AL) 15. November 2012 (2012-11-15) Zusammenfassung; Abbildung 2 Absätze [0002] - [0012], [0025] - [0028] -----	1-5, 10-12, 19-27
A	US 2016/334616 A1 (VAYSER ALEX [US] ET AL) 17. November 2016 (2016-11-17) Zusammenfassung; Abbildungen 1-3 Absätze [0007], [0016] - [0021] -----	1-27
X	EP 1 890 173 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 20. Februar 2008 (2008-02-20) in der Anmeldung erwähnt Absätze [0007] - [0017] -----	1,3-5, 8-12, 14-18, 26,27
X	US 2014/350343 A1 (KIM HUN TAE [KR]) 27. November 2014 (2014-11-27) das ganze Dokument -----	1

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2019/057616

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102014208756 A1	12-11-2015	CN 106415123 A	15-02-2017
		DE 102014208756 A1	12-11-2015
		EP 3140688 A1	15-03-2017
		JP 6336130 B2	06-06-2018
		JP 2017523554 A	17-08-2017
		US 2017052319 A1	23-02-2017
		WO 2015169685 A1	12-11-2015

DE 102008044938 A1	04-03-2010	CN 102138090 A	27-07-2011
		DE 102008044938 A1	04-03-2010
		EP 2318869 A2	11-05-2011
		US 2011182552 A1	28-07-2011
		WO 2010022957 A2	04-03-2010

US 2015374217 A1	31-12-2015	AU 2015253193 A1	10-11-2016
		CA 2947293 A1	05-11-2015
		CN 106455937 A	22-02-2017
		EP 3136942 A1	08-03-2017
		JP 2017514591 A	08-06-2017
		US 2015374217 A1	31-12-2015
		WO 2015168247 A1	05-11-2015

US 2012289779 A1	15-11-2012	CN 102791177 A	21-11-2012
		EP 2520213 A1	07-11-2012
		JP 5031936 B2	26-09-2012
		JP WO2012050116 A1	24-02-2014
		US 2012289779 A1	15-11-2012
		WO 2012050116 A1	19-04-2012

US 2016334616 A1	17-11-2016	EP 2013649 A2	14-01-2009
		JP 2009535107 A	01-10-2009
		US 2007286548 A1	13-12-2007
		US 2009136177 A1	28-05-2009
		US 2012330107 A1	27-12-2012
		US 2014049979 A1	20-02-2014
		US 2016085064 A1	24-03-2016
		US 2016334616 A1	17-11-2016
		WO 2007127438 A2	08-11-2007

EP 1890173 A1	20-02-2008	CN 101189540 A	28-05-2008
		EP 1890173 A1	20-02-2008
		JP 2006343402 A	21-12-2006
		US 2008118212 A1	22-05-2008
		WO 2006132098 A1	14-12-2006

US 2014350343 A1	27-11-2014	CN 103826527 A	28-05-2014
		KR 101238765 B1	04-03-2013
		US 2014350343 A1	27-11-2014
		WO 2013042974 A1	28-03-2013
