



<p>(51) Internationale Patentklassifikation <sup>6</sup> : <b>A61B 17/12</b></p>	<p><b>A1</b></p>	<p>(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: <b>WO 99/13781</b></p> <p>(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 25. März 1999 (25.03.99)</p>
--	------------------	---

<p>(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/CH98/00393</p> <p>(22) Internationales Anmeldedatum: 14. September 1998 (14.09.98)</p> <p>(30) Prioritätsdaten: 2188/97 16. September 1997 (16.09.97) CH</p> <p>(71)(72) Anmelder und Erfinder: LÜSCHER, Patrik [CH/CH]; Steinwiesstrasse 7, CH-8330 Pfäffikon (CH).</p>	<p>(81) Bestimmungsstaaten: AL, AM, AT, AT (Gebrauchsmuster), AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, CZ (Gebrauchsmuster), DE, DE (Gebrauchsmuster), DK, DK (Gebrauchsmuster), EE, EE (Gebrauchsmuster), ES, FI, FI (Gebrauchsmuster), GB, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SK (Gebrauchsmuster), SL, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZW, ARIPO Patent (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SZ, UG, ZW), eurasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).</p> <p><b>Veröffentlicht</b> <i>Mit internationalem Recherchenbericht.</i></p>
--	--

<p>(54) Title: DEVICE FOR IMPLANTING FILAMENTOUS MATERIALS</p> <p>(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG FÜR DIE IMPLANTATION FADENFÖRMIGER MATERIALIEN</p> <p>(57) Abstract</p> <p>The invention relates to a device for applying a filamentous implant by means of a pressure-generating unit which is connected to a housing containing the thread to be implanted. The housing opens out into a channel used for delivering the thread externally. The pressure generation unit generates a static pressure on a fluid contained inside the device, said fluid pushing the thread to be implanted through the distal narrowed tip of the channel, towards the exterior or into a tissue or a body cavity. The fluid remains inside the device in the course of this process. The distal end of the device can be plugged in order to prevent the fluid from exiting after application of the implant. The application can be stopped once an adequate quantity of the implant material has been implanted by severing the thread in the vicinity of the distal end of the channel or at the proximal end.</p> <p>(57) Zusammenfassung</p> <p>Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist eine Vorrichtung zum Applizieren eines fadenförmigen Implantatmaterials mit Hilfe eines druckerzeugenden Mittels, das mit einem den zu implantierenden Faden enthaltenden Gehäuse verbunden ist. Das Gehäuse mündet in einen Kanal, durch den der Faden nach aussen abgegeben wird. Das druckerzeugende Mittel baut einen statischen Druck auf ein im Inneren der Vorrichtung enthaltenes Fluid auf, der den zu implantierenden Faden durch die distal verengte Spitze des Kanals nach aussen, beziehungsweise in ein Gewebe oder einen Körperhohlraum drückt. Das Fluid verbleibt bei diesem Vorgang in der Vorrichtung. Um einen Austritt des Fluids nach der Applikation des Implantats zu verhindern, ist das distale Ende der Vorrichtung verschliessbar. Um die Applikation nach der Implantation einer ausreichenden Menge des Implantatmaterials abzubrechen, wird der Faden in der Nähe des distalen Endes des Kanals oder weiter proximal durchtrennt.</p>	
--	--

### **LEDIGLICH ZUR INFORMATION**

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

<b>AL</b>	Albanien	<b>ES</b>	Spanien	<b>LS</b>	Lesotho	<b>SI</b>	Slowenien
<b>AM</b>	Armenien	<b>FI</b>	Finnland	<b>LT</b>	Litauen	<b>SK</b>	Slowakei
<b>AT</b>	Österreich	<b>FR</b>	Frankreich	<b>LU</b>	Luxemburg	<b>SN</b>	Senegal
<b>AU</b>	Australien	<b>GA</b>	Gabun	<b>LV</b>	Lettland	<b>SZ</b>	Swasiland
<b>AZ</b>	Aserbaidschan	<b>GB</b>	Vereinigtes Königreich	<b>MC</b>	Monaco	<b>TD</b>	Tschad
<b>BA</b>	Bosnien-Herzegowina	<b>GE</b>	Georgien	<b>MD</b>	Republik Moldau	<b>TG</b>	Togo
<b>BB</b>	Barbados	<b>GH</b>	Ghana	<b>MG</b>	Madagaskar	<b>TJ</b>	Tadschikistan
<b>BE</b>	Belgien	<b>GN</b>	Guinea	<b>MK</b>	Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien	<b>TM</b>	Turkmenistan
<b>BF</b>	Burkina Faso	<b>GR</b>	Griechenland	<b>ML</b>	Mali	<b>TR</b>	Türkei
<b>BG</b>	Bulgarien	<b>HU</b>	Ungarn	<b>MN</b>	Mongolei	<b>TT</b>	Trinidad und Tobago
<b>BJ</b>	Benin	<b>IE</b>	Irland	<b>MR</b>	Mauretanien	<b>UA</b>	Ukraine
<b>BR</b>	Brasilien	<b>IL</b>	Israel	<b>MW</b>	Malawi	<b>UG</b>	Uganda
<b>BY</b>	Belarus	<b>IS</b>	Island	<b>MX</b>	Mexiko	<b>US</b>	Vereinigte Staaten von Amerika
<b>CA</b>	Kanada	<b>IT</b>	Italien	<b>NE</b>	Niger	<b>UZ</b>	Usbekistan
<b>CF</b>	Zentralafrikanische Republik	<b>JP</b>	Japan	<b>NL</b>	Niederlande	<b>VN</b>	Vietnam
<b>CG</b>	Kongo	<b>KE</b>	Kenia	<b>NO</b>	Norwegen	<b>YU</b>	Jugoslawien
<b>CH</b>	Schweiz	<b>KG</b>	Kirgisistan	<b>NZ</b>	Neuseeland	<b>ZW</b>	Zimbabwe
<b>CI</b>	Côte d'Ivoire	<b>KP</b>	Demokratische Volksrepublik Korea	<b>PL</b>	Polen		
<b>CM</b>	Kamerun	<b>KR</b>	Republik Korea	<b>PT</b>	Portugal		
<b>CN</b>	China	<b>KZ</b>	Kasachstan	<b>RO</b>	Rumänien		
<b>CU</b>	Kuba	<b>LC</b>	St. Lucia	<b>RU</b>	Russische Föderation		
<b>CZ</b>	Tschechische Republik	<b>LI</b>	Liechtenstein	<b>SD</b>	Sudan		
<b>DE</b>	Deutschland	<b>LK</b>	Sri Lanka	<b>SE</b>	Schweden		
<b>DK</b>	Dänemark	<b>LR</b>	Liberia	<b>SG</b>	Singapur		
<b>EE</b>	Estland						

Vorrichtung für die Implantation fadenförmiger Materialien

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Applizieren eines fadenförmigen Implantats mit einem druckerzeugenden, ein Fluid enthaltendes Mittel, das mit einem den zu implantierenden Faden enthaltenden Gehäuse in Verbindung steht, wobei das Gehäuse in einen Kanal mündet. Der zu applizierende Faden ist in das distale Ende des Kanals eingeführt. Der durch das druckerzeugende Mittel auf das Fluid ausgeübte Druck ermöglicht den Transport des im Gehäuse befindlichen, zu implantierenden Fadens durch die distale Öffnung des Kanals, wo der Faden nach aussen, beziehungsweise in ein Gewebe oder eine Körperhöhle entlassen wird. Da die Vorrichtung das Implantat in fadenförmiger Form und durch den Kanal abgibt, ist eine Applikation in operativer Mikrotechnik möglich.

Vorrichtungen zum Applizieren eines fadenförmigen Implantats sind bereits aus der WO 96 04954 bekannt. Im Kanal dieser Vorrichtung wird ein Fluidstrom erzeugt, mit dem der zu implantierende Faden durch den Kanal transportiert wird. Das Fluid wird dann zusammen mit dem Faden durch die distale Öffnung des Kanals abgegeben.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zu schaffen, mit deren Hilfe es möglich ist, ein knäueförmiges Implantat in ein Gewebe oder eine Körperhöhle zu applizieren, wobei das für den Transport des Fadens notwendige Fluid in der Vorrichtung verbleibt. Die Aufgabe ist gemäss Kennzeichen des Anspruchs 1 gelöst.

Die vorliegende Erfindung ermöglicht den zu implantierenden Faden entgegen höhere Widerstände zu injizieren. Da mit der erfindungsgemässen Vorrichtung im Vergleich zu den Vorrichtungen in WO 96/04954 mehr Kraft auf den Faden ausgeübt werden kann, können auch weniger biegsame Fäden implantiert werden. Zudem erlaubt die erfindungsgemässe Vorrichtung die minimal invasive Implantation fadenförmiger Implantatmaterialien ohne gleichzeitig ein Fluid in den Körper abzugeben. Falls für gewisse medizinische Anwendungen fadenförmige Implantatmaterialien und ein Fluid zusammen implantiert werden sollen, kann dies über zwei verschiedene Kanäle geschehen. Im Gegensatz zu den im Stand der Technik geschilderten Vorrichtungen hat dies den Vorteil, dass das Implantatmaterial und das Fluid getrennt und unabhängig voneinander dosiert werden können. Ebenfalls kann das implantierte Fadenvolumen genau kontrolliert und dosiert werden, weil das von dem druckerzeugenden Mittel verdrängte Volumen dem implantierten Fadenvolumen entspricht.

Das mittels der erfindungsgemässen Vorrichtung applizierte Implantat ist durch ein Fadenknäuel in Form einer dreidimensionalen, offenporigen Struktur gekennzeichnet. Dieses Fadenknäuel wird an eine gewünschte Stelle im Gewebe oder eine sonstige Stelle des zu behandelnden Körpers durch einen kleinen Einstich oder eine Körperöffnung in operativer Mikrotechnik und in beliebiger Menge eingebracht. Das Fadenknäuel entsteht, indem der zu applizierende Faden nach Austritt aus dem distalen Ende des Kanals auf einen Widerstand im Gewebe stösst, so dass die nachfolgenden Fadenabschnitte gebogen und schliesslich zu dem gewünschten Fadenknäuel abgelegt werden. Durch Bewegungen des distalen Kanalendes während der Implantation eines Fadens kann die Form des Implantats in einem weiten Rahmen variiert und intraoperativ festgelegt werden. Dadurch ergibt sich eine breite Palette möglicher Anwendung-

gen. Die Porengrösse und die Struktureigenschaften des Implantats sind beispielsweise durch den Durchmesser des Fadens oder die Modifikation der Materialeigenschaften des Fadens, insbesondere der Biegesteifigkeit, variierbar und können entsprechend den klinischen Anforderungen eingestellt werden. Der Faden kann Träger von biologisch aktiven Substanzen sein und eignet sich dann insbesondere für die kontrollierte Arzneimittelabgabe oder die Induktion von Körpergewebe.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung findet beispielsweise bei der Therapie von Harninkontinenz Verwendung, bei der ein Fadenknäuel in das Gewebe unterhalb des Blasenhalses injiziert wird, um diesen anzuheben. Darüberhinaus findet sie, wie in der WO 96/04954 beschrieben, Anwendung bei der Behandlung von Knochendefekten und in der plastischen Chirurgie, indem gewebeinduzierende Fäden verwendet werden, die zum Beispiel durch die Freisetzung von Wachstumsfaktoren den Aufbau von neuem Knochen-, Knorpel- oder Bindegewebe induzieren. Des weiteren wird die Vorrichtung gemäss der vorliegenden Erfindung zur Behandlung von Fisteln, Aneurismen und zur therapeutischen Embolisation von Blutgefässen verwendet. Ein weiteres wichtiges Anwendungsgebiet ist die Verwendung als „drug delivery system“, beispielsweise durch die lokale Abgabe von Zytostatika für die Krebsbehandlung oder durch die Freisetzung von Antibiotika für die Behandlung von Infektionen. Als weiteres Beispiel sei die Zelltransplantation genannt, bei der Fäden mit inkorporierten Zellen, z.B. Langerhanszellen, mit Hilfe der erfindungsgemässen Vorrichtung implantiert werden.

Die hier aufgeführten Beispiele der erfindungsgemässen Vorrichtung stellen nur eine begrenzte Auswahl der verschiedenen Anwendungsmöglichkeiten dar.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung zeichnet sich durch eine Öffnung im Bereich des distalen Endes des genannten Kanals aus. Diese Öffnung entspricht im wesentlichen dem Durchmesser oder der Querschnittsfläche des fadenförmigen Implantatmaterials, das auch ein Faden mit unrundem Querschnitt sein kann. Das fadenförmige Implantatmaterial wird durch eine Druckdifferenz durch die Öffnung vorgeschoben, wobei, im Gegensatz zu der aus der WO 96 04954 bekannten Ausführung, kein Fluidstrom bewegt wird. Das Fluid wird nur eingesetzt, um den vom druckzeugenden Mittel aufgebauten hydrostatischen Druck hydraulisch auf den Faden zu übertragen, der dann dadurch aus der distalen Öffnung des Kanals der Vorrichtung herausgedrückt wird. Bei der erfindungsgemässen Vorrichtung ist es, im Gegensatz zu den aus dem Stand der Technik bekannten Vorrichtungen, nicht vorgesehen, dass Fluid neben dem Faden aus der Öffnung austritt.

Als ein gemäss der vorliegenden Erfindung zu verwendendes Fluid eignet sich ein nicht kompressibler Stoff, wie z.B. Wasser oder Öl, da sich die Abgabe des Fadens in das Gewebe besser kontrollieren lässt. Wird der notwendige Druck beispielsweise durch ein kolbenpumpenähnliches System aufgebracht, dann kann bei inkompressiblen Fluiden ein hoher Druck mit sehr wenig Kolbenweg aufgebracht werden, und die Menge des implantierten Materials entspricht dem verdrängten Volumen im Kolben. Inkompressible Fluide haben zudem den Vorteil, dass der Druck sehr schnell und ohne Expansion des Fluids abgebaut werden kann.

Als inkompressible Fluide gemäss der Erfindung eignen sich Wasser, wässrige Lösungen (z.B. Salzlösungen), Öle wie Sojaöl, Rizinusöl oder Paraffin, Flüssigkeiten mit verschiedenen Zusätzen, die das Gleiten des Fadens durch die Öffnung der erfindungsgemässen Vorrichtung erleichtern und als kom-

pressible Medien Gase, wie beispielsweise Stickstoff.

Ein weiterer Vorteil der Erfindung ist darin zu sehen, dass ausser biegefesten, auch sehr gut biegeeweiche Fäden, wie z.B. gummiartige Fäden eingesetzt werden können, die eher zu den gewünschten unregelmässigen, schwammartigen Knäuelsstrukturen führen, die für die meisten Anwendungen in der Medizin besser geeignet sind als regelmässige Strukturen. Regelmässige Strukturen können allerdings für verschiedene Anwendungen von Vorteil sein.

Als fadenförmige Implantatmaterialien können Strukturen verwendet werden, die im Vergleich zum Durchmesser eine grosse Länge aufweisen und die eine genügend kleine Biegesteifigkeit aufweisen, damit sie bei der Implantation zu knäuelartigen Strukturen geformt werden können. Diese Strukturen können kreisförmige oder anders geartete Querschnitte aufweisen, Monofilamente oder Multifilamente sein. Wesentlich ist, dass die fadenförmigen Materialien die distale Verengung des Kanals derart abdichten, dass im wesentlichen kein Fluid aus der Vorrichtung dringen kann. Die distale Verengung kann entsprechen der Fadenquerschnitte geformt sein, um einerseits eine gute Dichtung, andererseits gleichzeitig die Passage des Fadens durch die Verengung mit möglichst geringer Reibung zu erreichen.

In besonderen Fällen ist es auch denkbar, biegesteifere Fäden zu verwenden, die im Körper keine Knäuelstrukturen ausbilden können, z.B. um mittels der erfindungsgemässen Vorrichtung einen Faden im Gewebe linear vorzuschieben oder geordnete Strukturen, beispielsweise in der Form von Spiralfedern, zu applizieren.

Als Materialien für das fadenförmige Implantat eignen sich synthetische Polymere wie z.B. Silikonelastomere, Polyhydroximethacrylat (PHEMA) und Hydrogele aus PHEMA, Polyurethane, Dacron, Polyester wie Polylactide oder Polyglycolide und Polyorthoester. Als Biopolymere eignen sich zum Beispiel Collagen, Gelatine, Hyaluronsäure, Chitosan und Alginat. Des weiteren können Verbundmaterialien wie Monofilamente mit Faserverstärkung aus Glasfasern, Polymerfasern oder Keramikfasern, sowie Monofilamente mit mechanischer Verstärkung durch eine oder mehrere lange Fasern oder eines Multifilaments, Monofilamente mit inkorporierten Partikeln, Monofilamente aus verschiedenen Werkstoffen (resorbierbar oder nicht resorbierbar) beispielsweise mit schichtartigem Aufbau, poröse Monofilamente, Monofilamente, die im Körper aufquellen (quellbares PHEMA oder andere Hydrogele), Monofilamente mit Röntgenkontrast (auch durch Inkorporation von Partikeln oder Fasern oder Fäden mit Röntgenkontrast) verwendet werden.

Die Injektion von Fäden mittels den aus dem Stand der Technik bekannten Verfahren gestaltet sich unter Umständen schwierig, wenn der Raum für das Implantat im Gewebe während der Injektion geschaffen werden muss, wie das zum Beispiel beim sogenannten „tissue bulking“ der Fall ist. Die Kraft, die hierbei auf den Faden ausgeübt werden muss, um ihn in das umgebende Gewebe abzugeben, ist verhältnismässig gross. Gemäss dem in der WO96/04954 beschriebenen Verfahren gerät der Faden während des Implantiervorganges häufig ins Stocken, da eine verhältnismässig geringe Kraft aufgebracht wird, mit der der Faden gegen den Widerstand des Gewebes im Kanal vorgeschoben wird. Das Vorschieben des Fadens geschieht durch das in der WO 96/04954 verwendete Fluid, das mit einem entsprechenden Druck eingebracht werden kann. Die Kraft auf den Faden kann nur bewirken, dass der von dem Fluid geschaffene Hohlraum mit dem Fadenmaterial ausgefüllt wird. Die Struktur des Implan-

tats wird daher sehr locker sein und sich erst mit der Resorption bzw. mit dem Absaugen des Fluids verkleinern beziehungsweise verdichten. Bei dem obengenannten „tissue bulking“ ist eine gewisse Grösse des Implantats erforderlich. Häufig ist es nicht möglich den Raum für das Implantat zunächst durch Überdehnen zu schaffen, um dann später auf das gewünschte Volumen zu kommen. Ausserdem dürfte es sehr schwierig sein, unter diesen Umständen die notwendige Fadenmenge, d.h. das Implantatvolumen zu dosieren.

Ein weiterer Vorteil des vorliegenden Verfahrens ist daher darin zu sehen, dass der Faden direkt in das Gewebe gedrückt werden kann und allenfalls eine nur geringe Verkleinerung des Implantatvolumens durch Umlagerung der Knäuelstruktur zu erwarten ist. Darüberhinaus ist es möglich weiche und im Vergleich zur WO 96/04954 biegesteifere Fäden zu verwenden, die sich mit der in der WO 96/04954 beschriebenen Vorrichtung nicht applizieren lassen.

Je nach klinischer Anwendung kann es sinnvoll sein, einen oder mehrere Fäden mit vorbestimmter Länge zu applizieren oder die Applikation nach der Implantation einer ausreichenden Menge des fadenförmigen Implantatmaterials abzubrechen. Im ersten Fall wird mit dem Verschluss der distalen Öffnung oder mit dem Einsatz eines Rückschlagventils zwischen druckzeugendem Mittel und Gehäuse der plötzliche Austritt von unter Druck stehendem Fluid nach dem Ausstoss des proximalen Fadenendes verhindert. Im zweiten Fall wird der Faden in der Nähe des distalen Endes des Kanals oder weiter proximal nach der Applikation von genügend Implantatmaterial durchtrennt. Der distale Teil des durchtrennten Fadens kann dann allenfalls noch vollständig aus der Vorrichtung ausgestossen werden bevor der Kanal aus dem behandelten Körper zurückgezogen wird.

Weitere Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen, der Beschreibung und den Figuren. Ausführungsbeispiele der Erfindung werden nachfolgend anhand der Figuren erläutert:

- Figur 1: schematische Ansicht einer erfindungsgemässen Vorrichtung
- Figur 2a: Lippendichtung
- Figur 2b: Dichtungseinsatz
- Figur 2c: Dichtung durch Lochscheibe
- Figur 2d: Dichtungseinsatz und umgebogene Enden des Kanals
- Figur 2e: Dichtung durch Verengung am Kanalende
- Figur 2f: Dichtung durch Verengung des Kanals mit abgeschrägter Kanalspitze
- Figur 2g: Konischer Dichtungseinsatz
- Figur 2h: Seitlicher Ausgang für den Faden
- Figur 2i: Dichtung durch O-Ring
- Figur 3a: Abschervorrichtung in der Nähe des Fadenspeichers
- Figur 3b: Variante mit Bolzen und offenem Durchgang
- Figur 3c: Variante mit Bolzen, ohne offenen Durchgang
- Figur 4a: Abschervorrichtung an der Spitze des Kanals
- Figur 4b: Abschervorrichtung mit gebogenem Metallplättchen mit Loch
- Figur 4c: Abschneiden des Fadens mittels eines Drahts

- Figur 4d: Durchtrennen des Fadens beim Zurückziehen von proximal
- Figur 5a: Variante mit einer Kugel
- Figur 5b: Variante mit drehbar gelagertem Plättchen
- Figur 5c: Ventilverschluss
- Figur 6: Gestaltung des distalen Fadenendes

Die erfindungsgemässe Vorrichtung weist gemäss Figur 1 ein Gehäuse 1 auf, welches einen Innenraum 2 besitzt, der in einen Kanal 4 mündet und der über einen weiteren Kanal 6 beispielsweise mit einer spritzenähnlichen Pumpvorrichtung 7 verbunden ist. Der Innenraum der Vorrichtung (2, 7, 4) ist mit einem Fluid gefüllt.

Gemäss einer anderen, hier nicht dargestellten Ausführung kann die Pumpvorrichtung 7 auch direkt an den Kanal 4 unter Umgehung des Gehäuses 1 angeschlossen sein.

Im Innenraum 2 befindet sich ein zu einer Bobine 8 gewickelter Faden, der beispielsweise von innen über Kopf von der Bobine abgezogen werden kann. In einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung kann der Faden 9 auch zu einer Spule aufgewickelt und auf einer drehbaren Achse im Gehäuse 1 untergebracht sein oder in Form von weiteren, hier nicht gezeigten Vorratsmöglichkeiten. Ein auf der Spule bzw. der Bobine aufgewickelter Faden 9 ist durch eine proximale Öffnung 10 des Kanals 4, den Kanal 4 und die distale Öffnung 11 des Kanals 4 eingezo-gen. Der Kanal 4 ist so ausgebildet, dass der Faden 9 im wesentlichen ohne Reibung in ihm gleiten kann. Im Bereich der distalen Öffnung 11 ist der Kanal 4 derart verengt, dass der Faden 9 durch die Öffnung 11 nach aussen abge-

geben werden kann, gleichzeitig jedoch das Fluid in der Vorrichtung zurückgehalten wird. Der Faden 9 wird durch einen durch die Pumpvorrichtung 7 erzeugten hydrostatischen Druck im Inneren der Vorrichtung durch die distale Öffnung 11 nach aussen gedrückt. Je nach Höhe des Druckes im Fluid kann die Transportgeschwindigkeit des Fadens 9 erhöht oder verlangsamt werden. Auf diese Weise ist es möglich, eine zu bestimmende Fadenlänge durch die distale, verengte Öffnung 11 unter Abwicklung von beispielsweise einer Bobine nach aussen abzugeben, ohne dass gleichzeitig Fluid aus der Vorrichtung austritt.

Der Kanal 4 ist so ausgebildet, dass seine distale Öffnung 11 durch eine Einstichöffnung oder Körperöffnung in das Gewebe der zu behandelnde Körperstelle oder in einen Hohlraum des Körpers vorschiebbar ist. Der Kanal kann beispielsweise als biegbarer Katheter, starrer oder biegbarer Endoskopkanal, als Einsatz in einen Endoskopkanal oder Trokar oder als Hohlneedle ausgeführt sein. Das an der Öffnung 11 austretende distale Fadenende erfährt im Gewebe einen Widerstand, so dass die nachfolgenden Fadenabschnitte gebogen und schliesslich in einem Fadenknäuel 12 abgelegt werden, wie Figur 1 zeigt. Dies ist typischerweise für die in WO 96/04954 beschriebene Vorrichtung wichtig.

Ein wesentliches Merkmal der vorliegenden Erfindung liegt darin, dass im wesentlichen nur der Faden 9 aus der distalen Öffnung austritt und das Fluid mittels spezieller Ausführungsformen der distalen Öffnung zurückgehalten wird. Diese speziellen Ausführungsformen werden im folgenden beschrieben: Figur 2a zeigt eine Lippendichtung 35, die den Kanal 4 an der distalen Öffnung 11 verschliesst.

Figur 2b stellt einen Einsatz 36 dar, der den Kanal 4 über die Kante 37 abdichtet und durch Presssitz, Verschweissen und

Kleben montiert wird. Er dient als Aufsatz sowohl für Kanäle aus Metallen als auch harten und weichen Kanälen aus Polymeren.

Figur 2c zeigt eine Dichtung mittels einer Lochscheibe 38. Die Lochscheibe 38 kann aus harten oder weichen Materialien wie zum Beispiel Gummi bestehen. In der hier gezeigten Ausführungsform erfolgt die Fixierung der Scheibe 38 mit einer Kappe 39 aus Metall, wobei die Montage der Lochscheibe 38 unter plastischer Deformation der Kappe 39 erfolgt.

In Figur 2d ist ein Dichtungseinsatz 40 aus hartem oder weichem Material dargestellt, der durch die umgebogenen Kanten 41 des Kanals fixiert wird. Eine weitere Möglichkeit der Fixierung des Dichtungseinsatzes 40 besteht z.B. im Aufbringen einer Verengung des Kanals.

Figur 2e zeigt eine Verengung 42 am Ende eines beispielsweise metallischen Kanals 4, dessen Kante 43 mit speziellen Werkzeugen wie dargestellt verformt wird, wobei die Kante 43 auch abgerundet sein kann, um die Gleitreibung des Fadens 9 beim Vorschub durch die Verengung 42 zu reduzieren.

Figur 2f veranschaulicht eine Kanalausführung, bei der die Dichtung durch eine Verengung 45 des Kanals 4 bewirkt wird. Der Kanal 4 ist mit einer gebogenen und geschliffenen Spitze 46 ausgebildet, um das Vorschieben in das Gewebe zu erleichtern. Diese Ausführungsform hat den Vorteil, dass das distale Fadenende 47 während dem Vorschub geschützt ist und nicht von dem Gewebe durch die Verengung 45 zurückgestossen werden kann. In einer weiteren, hier nicht dargestellten Ausführungsform der Figur 2f, kann die Spitze auch gerade ausgebildet sein.

Figur 2g veranschaulicht einen konischen Dichtungseinsatz 48, der durch Kleben, Verschweissen oder Presssitz fixiert wird. In einer weiteren Ausführungsform ist der Konus nicht wie dargestellt nach innen, sondern nach aussen orientiert.

Figur 2h zeigt eine Variante, bei der der Faden 9 seitlich aus dem Kanal 4 ausgeführt wird. In einer weiteren Ausführungsform kann der Fadenausgang auch vom distalen Ende 5 des Kanals 4 weiter entfernt sein.

Figur 2i zeigt eine Ausführung, bei der der Kanal 4 mit einem O-Ring gedichtet wird. Der O-Ring 44 ist bei der dargestellten Ausführung mit einem Einsatz 3 fixiert, der durch Kleben, Verschweißen oder Presssitz montiert wird.

Figur 3a zeigt als weitere Ausführungsform der vorliegenden Erfindung eine Abschervorrichtung 15 für den Faden 9 proximal der distalen Öffnung 11 des Kanals, die manuell bedienbar ist. Die Abschervorrichtung 15 ist identisch oder vergleichbar mit herkömmlichen Ventilen, z.B. einem Dreiweghahn. Figuren 3a.i und 3a.ii zeigen einen schematischen Schnitt durch verschiedene Ausführungsformen der Abschervorrichtung 15. In Figur 3a.i wird der in einer Bohrung 17 verlaufende Faden 9 durch eine Drehung des Zylinders 16 um  $90^\circ$  am Zylindergehäuse abgeschert. Danach verbleibt wegen der zweiten Bohrung 51 ein offener Kanal, um den distalen Teil des Fadens zu applizieren.

Figur 3a.ii zeigt eine Abscherung an scharfen Kanten 13 und 14. Der Faden 9 verläuft in der konischen Bohrung 52 im Zylinder 16. Das Abscheren erfolgt durch Drehen des Zylinders 16 um ca.  $45^\circ$ : Bei der Ausführungsform 3a.ii bleibt ein durchgängiger Kanal nach Zurückdrehen des Zylinders erhalten, um die Applikation des distalen Teils des in dem Kanal 4 verbleibenden Fadens 9 zu ermöglichen. Je nach Materialeigenschaften des Fadens 9 ist das Abscheren an stumpfen oder scharfen Kanten vorteilhaft.

Figur 3b zeigt eine weitere Ausführungsform der Abschervorrichtung, bei der ein Bolzen 18 mit zwei Querbohrungen, wobei durch eine davon (19) der Faden vor und während der Applikation geführt wird, seitlich in den Kanal gedrückt wird und

beim Hineindrücken den Faden 9 abschert. Auch bei dieser Abschervorrichtung verbleibt wegen der zweiten Querbohrung ein durchgängiger Kanal nach dem Abscheren.

Figur 3c zeigt eine weitere Ausführung der Abschervorrichtung gemäss Figur 3b mit einem Bolzen 18 mit nur einer Querbohrung. Bei dieser Ausführung ist nach dem Abscheren des Fadens durch Hineindrücken des Bolzens 18 der Kanal 4 verschlossen. Diese Variante ist beispielsweise anwendbar, wenn das druckzeugende Mittel 7 unter Umgehung des Gehäuses 1 distal der Abschervorrichtung direkt in den Kanal 4 eingeleitet wird.

Figuren 4a bis 4d zeigen verschiedene Abschervorrichtungen an der distalen Öffnung 11 der erfindungsgemässen Vorrichtung, d.h. am Ende des Kanals 4.

Figur 4a veranschaulicht ein ähnliches System wie für Figur 3a beschrieben. Ein zylindrischer Einsatz 20 mit Bohrung 21 ist in einer Halterung 22 drehbar eingeschnappt. Über einen Zugdraht 23 kann der zylindrische Einsatz 20 rotiert werden, wodurch der Faden 9 abgeschert und das Lumen 25 gleichzeitig verschlossen wird (Figuren 4a.i und 4a.ii). Vorzugsweise werden doppellumige Kanäle 24 verwendet, wobei der Zugdraht 23 durch Lumen 26 und der Faden 9 durch Lumen 25 läuft. Die Figuren 4a.i und 4a.ii zeigen schematisch die Drehbewegung des zylindrischen Einsatzes 20. Diese Ausführung enthält auch gleichzeitig eine distale Verengung 53 des Lumens 25 um das Lumen 25 während der Applikation abzudichten.

Figur 4b zeigt ein ähnliches, wie in Figur 4a beschriebenes System zum Abscheren des Fadens 9. Hier befindet sich an der distalen Öffnung 11 des Kanals 4 ein um die Achse 28 drehbar gelagertes, gebogenes Metallplättchen 27 mit einem Loch 54, an dessen Kanten der Faden abgeschert wird (Fig. 4b.i). Das Plättchen wird dabei über einen Zugdraht 23 bewegt. Der Kanal wird bei bei der hier dargestellten Ausführungsform nicht verschlossen.

Figur 4c zeigt eine Abschervorrichtung, bei der das Mittel zum Abscheren des Fadens 9 ein Draht 29 ist. Der Faden 9 und der Draht 29 verlaufen in getrennten Lumen des doppelumigen Kanals 24, wobei sich die Volumina am distalen Ende des Kanals 24 vereinen. Die Spitze des Kanals ist asymmetrisch gestaltet, um eine gradlinige Führung des Drahts zu gewährleisten. Nach dem Abscheren des Fadens ist die distale Verengung 30 durch den Draht 29 verschlossen.

Figur 4d stellt eine Abschervorrichtung dar, bei der der Faden 9 beim Zurückziehen nach proximal durchtrennt wird. In der dargestellten Ausführung erfolgt dies mittels eines gebogenen Plättchens 55 mit scharfen Kanten 56 und 57 und einem Loch 58, durch welches der Faden 9 während der Applikation geleitet wird. Die Kanten 56 und 57 stehen mit dem Faden 9 in Kontakt. Beim Zurückziehen des Fadens nach proximal (Figur 4d.i) schneiden sich die Kanten 56 und 57 in den Faden 9. Der Faden 9 wird ganz durchgeschnitten oder reißt an der geschwächten Stelle. Das Zurückziehen des Fadens kann beispielsweise dadurch erfolgen, dass das Gehäuse 1 vom Kanal 4 getrennt wird und am Faden 9 von Hand gezogen wird.

Figuren 5 zeigen verschiedene Verschlussvorrichtungen für den Kanal 4. Je nach verwendetem Fluid und klinischer Applikation ist es wünschenswert, dass kein oder nur sehr wenig Fluid mit dem Faden 9 in den Körper eingebracht wird. Nach Applikation einer definierten Fadenlänge ist ein automatisches Verschliessen des Kanals 4 erforderlich, um zu verhindern, dass das Fluid mit erhöhtem Druck aus der distalen Öffnung 32 des Kanals 4 austritt, nachdem diese nicht mehr durch den Faden 9 verschlossen ist.

Figur 5a zeigt eine Ausführungsform des Verschlusses des Kanals 4 durch eine Kugel 31, die wie in Figur 5a.i gezeigt, nach dem Austritt des proximalen Fadenendes 49 aus dem Kanal 4 durch das Fluid auf die distale Verengung 32 des Kanals verschoben wird und diesen dadurch verschliesst.

Figur 5b zeigt eine Ausführungsform mit einem drehbar gelagerten Plättchen 33, das zuklappt und die Öffnung des Kanals 4 verschliesst, wenn das proximale Fadenende 49 die Verengung 32 passiert hat. Die Kraft zum Verschliessen der Öffnung kann entweder wie hier dargestellt durch das Fluid aufgebracht werden oder in einer anderen, hier nicht dargestellten Variante durch eine Feder, die das Plättchen bewegen kann.

Figur 5c stellt ein Rückschlagventil 34 dar, das zwischen der spritzenähnlichen Pumpvorrichtung 7 und dem die Bobine 8 umschliessenden Gehäuse 1 geschaltet ist. Das Ventil 34 schliesst bei plötzlich höherem Fluiddurchsatz, wie dies beim Austritt des proximalen Fadenendes durch die distale Öffnung des Kanals 4 auftritt, den Kanal 6 zwischen der Pumpvorrichtung 7 und dem Gehäuse 1 und stoppt somit die Injektion von Fluid.

Um ein Durchschlüpfen des distalen Fadenendes 50 durch die Verengung 32 an der Spitze des Kanals 4 während des Vorschiebens der erfindungsgemässen Vorrichtung im zu behandelnden Gewebe zu verhindern, werden Verdickungen am Fadenende angebracht. Verschiedene Möglichkeiten der Gestaltung des Fadenendes sind in Figur 6 dargestellt.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Applizieren eines fadenförmigen Implantatmaterials mit einem druckerzeugenden, ein Fluid enthaltendes Mittel, das mit einem den zu implantierenden Faden enthaltenden Gehäuse (1) in Verbindung steht, wobei das Gehäuse (1) in einen Kanal (4) mündet und das druckerzeugende Mittel mittels dem Fluid den im Gehäuse (1) befindlichen, zu implantierenden Faden aus der Vorrichtung transportiert, dadurch gekennzeichnet, dass das druckerzeugende Mittel auf das Fluid einen statischen Druck erzeugt und die distale Öffnung (11) des Kanals (4) eine Verengung umfasst, so dass das Fluid in der Vorrichtung verbleibt.
2. Vorrichtung gemäss Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das distale Ende des Kanals (4) mit einer den Austritt des Fluids aus dem Kanal verhindernden Dichtung versehen ist.
3. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Dichtung in Form einer Lippendichtung (35) ausgebildet ist.
4. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 und 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Dichtung aus einem Einsatz (36) besteht.
5. Vorrichtung gemäss Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Einsatz (36) durch Presssitz, Verschweissen, Formschluss oder umgebogenen Kanten angebracht wird.

6. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1, 2 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Dichtung aus einer Lochscheibe (38) besteht.

7. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Dichtung (42) aus einer Verengung im Bereich des distalen Ende (11) des Kanals (4) besteht.

8. Vorrichtung gemäss Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Kanten (43) des Kanals zum Kanalinnenraum hin verformt ist.

9. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Dichtung (45) durch eine Verengung des Kanals (4) proximal der distalen Öffnung (11) des Kanals gebildet wird.

10. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1, 2, 4 oder 5 dadurch gekennzeichnet, dass die Dichtung als ein sich nach aussen verengender konischer Einsatz (48) ausgebildet ist.

11. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1, 2 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Dichtung als O-Ring ausgebildet ist.

12. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1-11, dadurch gekennzeichnet, dass die distale Öffnung (11) des Kanals (4) zu einer Spitze (46) angeschrägt ist.

13. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1-12, dadurch gekennzeichnet, dass sich proximal der Öffnung (11) des Kanals (4) ein Mittel zum Durchtrennen des Fadens befindet.

14. Vorrichtung gemäss Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass das Mittel zum Durchtrennen des Fadens (9) einen Zylinder (16) mit einer den Faden führenden Bohrung (17, 52) umfasst, durch dessen Drehung der Faden (9) am Zylindergehäuse abgesichert wird.

15. Vorrichtung gemäss Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Durchtrennung des Fadens (9) mit einem Bolzen (18) erfolgt, der seitlich in den Kanal (4) hineingeschoben wird.

16. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1-12, dadurch gekennzeichnet, dass sich ein Mittel zum Durchtrennen des Fadens (9) im Bereich der distalen Öffnung (11) des Kanals (4) befindet.

17. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 und 16, dadurch gekennzeichnet, dass das Mittel zum Durchtrennen des Fadens (9) einen zylindrischen Einsatz (20) mit einer Bohrung (21) umfasst, welcher mittels eines Zugdrahts (23) gedreht werden kann.

18. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 und 16, dadurch gekennzeichnet, dass das Mittel zum Abscheren des Fadens (9) ein Plättchen (27) mit einem Loch (54) umfasst, welches mittels eines Zugdrahts (23) bewegt werden kann.

19. Vorrichtung gemäss Anspruch 16, 17 oder 18, dadurch gekennzeichnet, dass ein doppellumiger Kanal (24) verwendet wird, wobei der Zugdraht (23) durch ein Lumen (26) und der Faden (9) durch ein Lumen (25) läuft.

20. Vorrichtung gemäss Anspruch 1 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass das Mittel zum Abscheren des Fadens (9) ein Draht (29) ist und das Durchtrennen des Fadens (9) durch das Verschieben des Drahts (29) und mit Hilfe des distalen Endes (59) des Drahts (29) erfolgt.

21. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 16 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass gleichzeitig mit dem Durchtrennen des Fadens (9) der Kanal (4) verschlossen wird.

22. Vorrichtung gemäss Anspruch 1 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass mit geeigneten Mitteln der Faden von einer oder mehreren scharfen Kanten durchtrennt wird, wenn er nach proximal durch den Kanal (4) zurückgezogen wird.

23. Vorrichtung gemäss Anspruch 1, 15 oder 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zum Durchtrennen des Fadens (9) ein gebogenes Plättchen (55) umfassen, welches an seiner der Öffnung zugewandten Seite zwei mit dem Faden in Kontakt stehende scharfe Kanten aufweist.

24. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1-23, dadurch gekennzeichnet, dass sich am distalen Ende des Kanals (4) ein Verschlussmittel befindet, welches nach Austritt des proximalen Fadenendes (49) aus dem Kanal (4) denselben unter Zurückhaltung des sich in dem Kanal (4) befindlichen Fluids verschliesst.

25. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 und 24, dadurch gekennzeichnet, dass die distale Verengung des Kanals (4) mittels einer Kugel (31) verschlossen wird.

26. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1 und 24 dadurch gekennzeichnet, dass das Verschlussmittel ein drehbar gelagertes Plättchen (33) umfasst, welches nach Austritt des proximalen Fadenendes (49) in Richtung der distalen Öffnung (11) des Kanals (4) klappt und diesen verschliesst.

27. Vorrichtung gemäss Ansprüchen 1-26, dadurch gekennzeichnet, dass ein Rückschlagventil (34) nach dem druckerzeugenden Mittel geschaltet ist, welches nach Austritt des proximalen Fadenendes (49) aus dem Kanal (4) aufgrund des Anstieges des Fluidstroms schliesst und damit ein Einspritzen von Fluid in den Körper verhindert.

Fig. 1

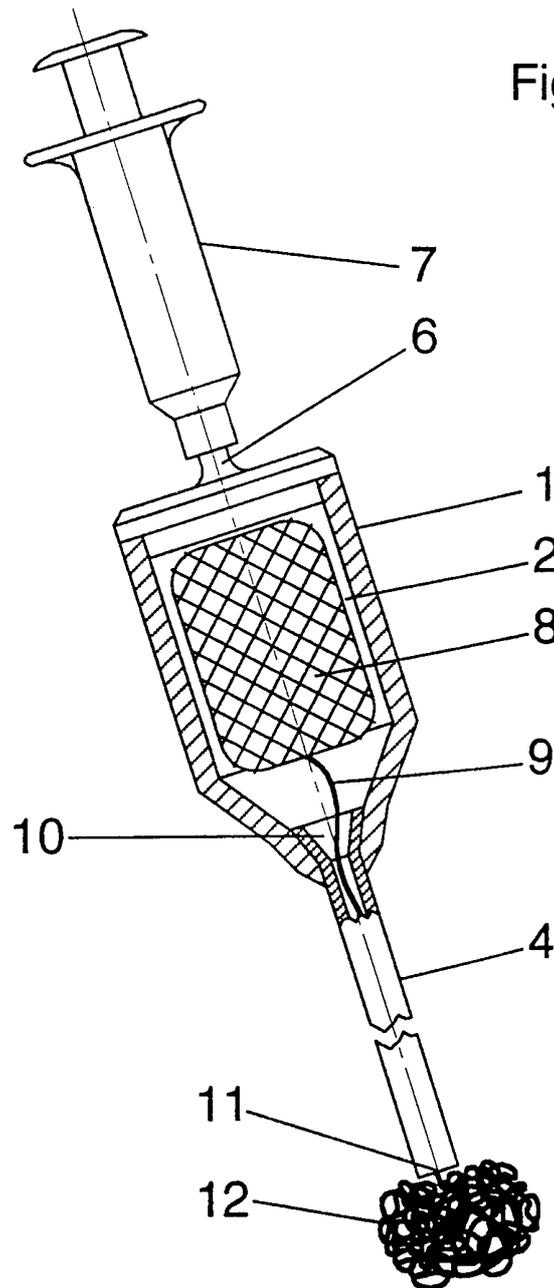


Fig. 2a

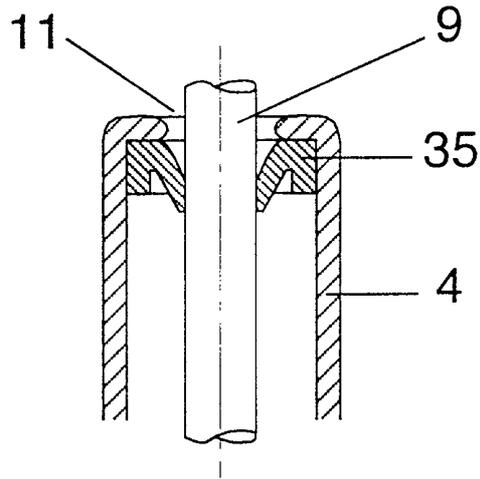


Fig. 2b

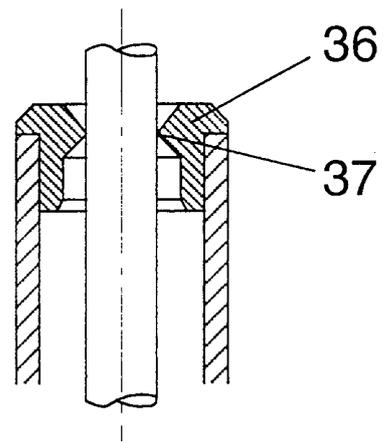


Fig. 2c

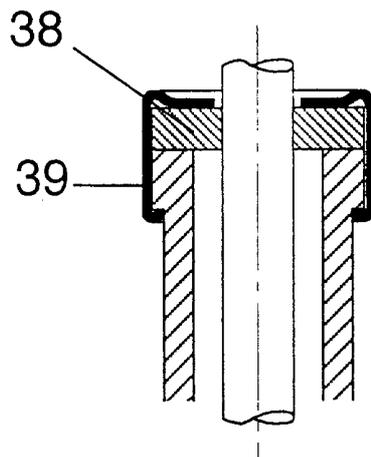
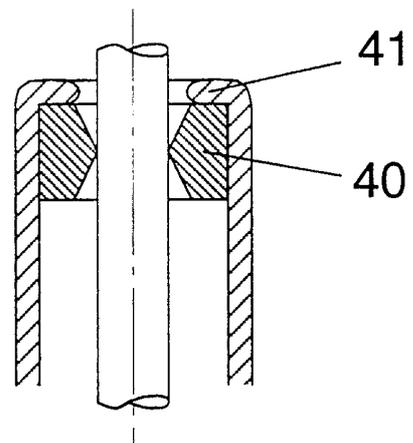


Fig. 2d



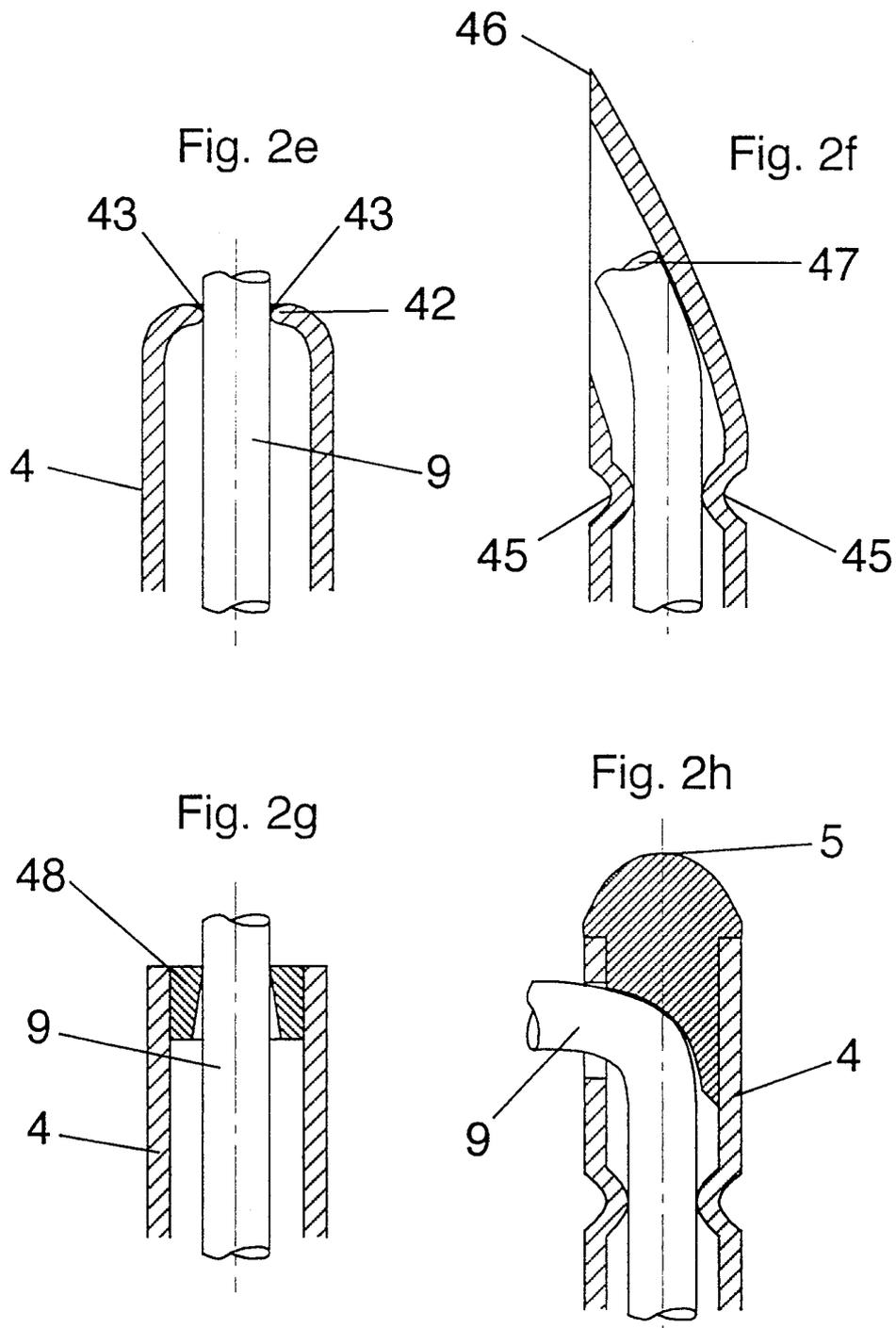


Fig. 2i

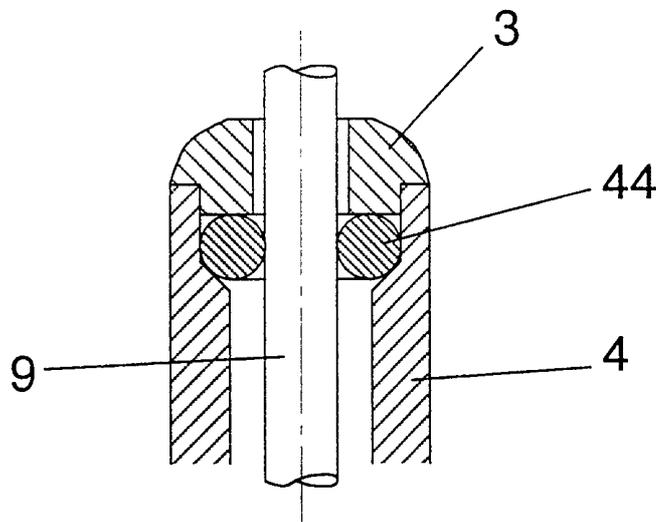


Fig. 3a

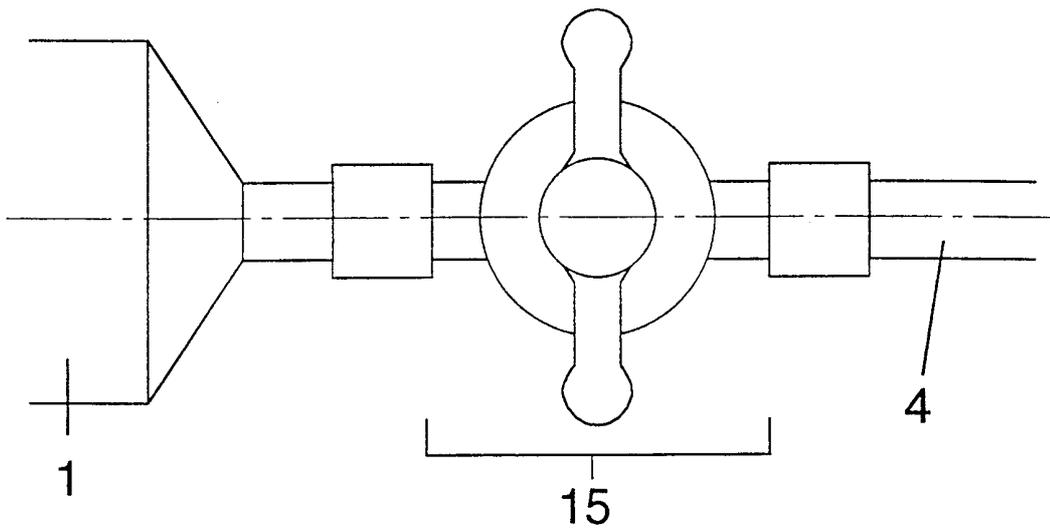


Fig. 3a.i

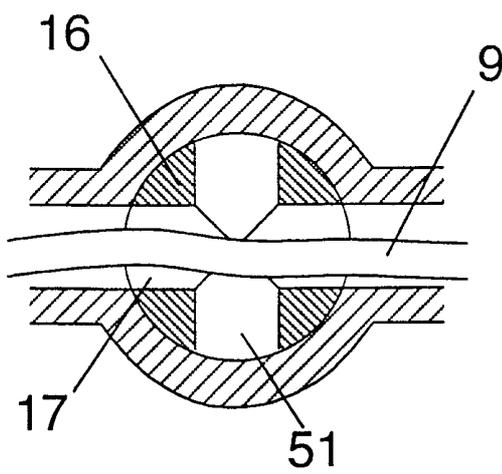
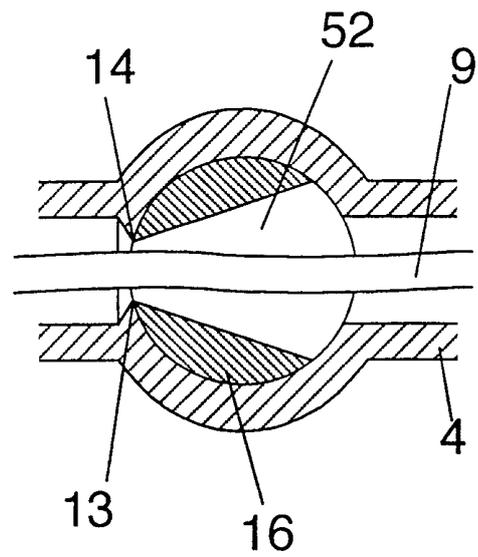
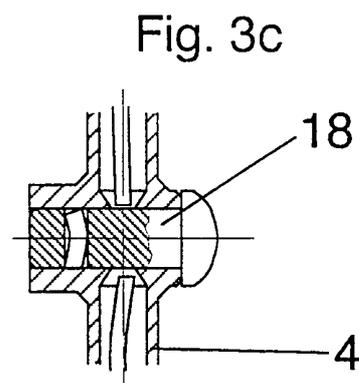
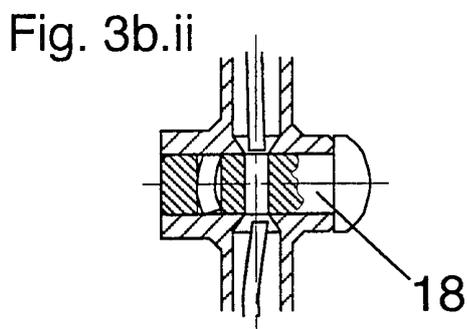
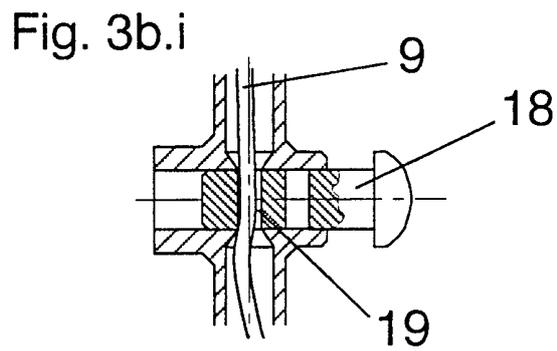
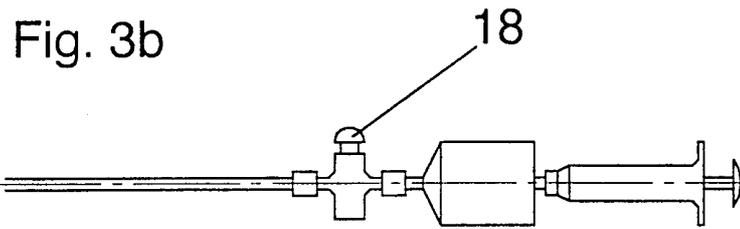


Fig. 3a.ii





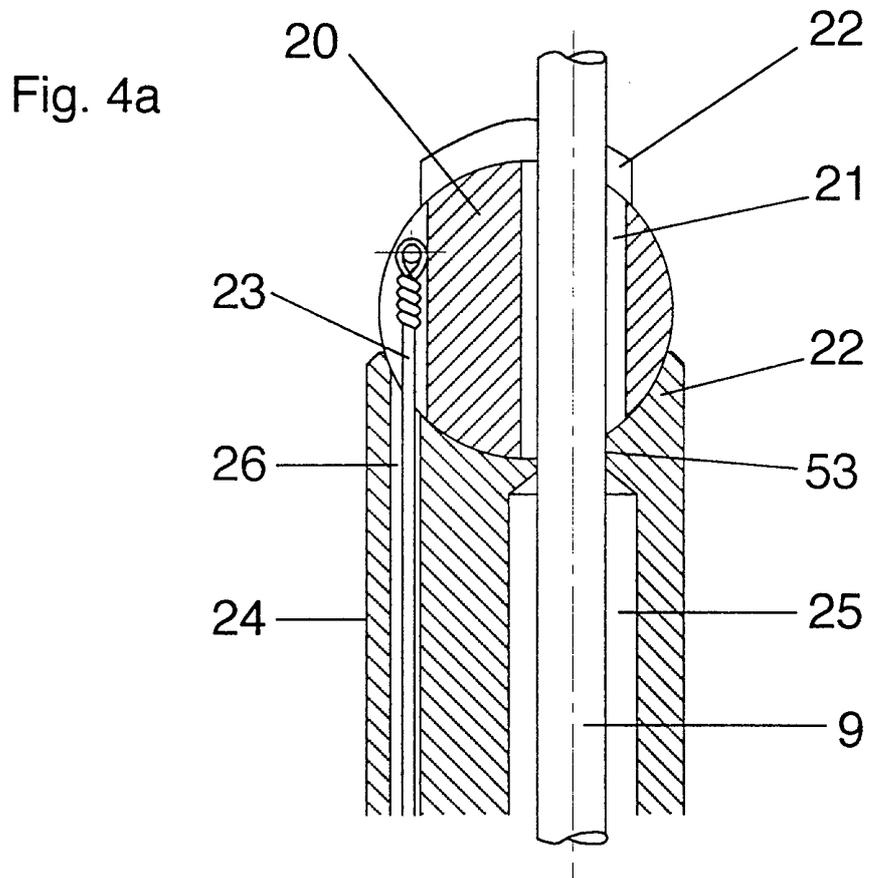


Fig. 4a.i

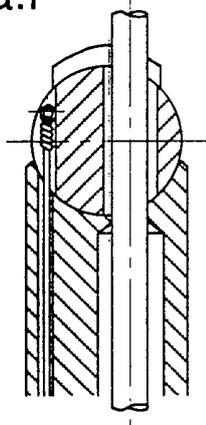


Fig. 4a.ii

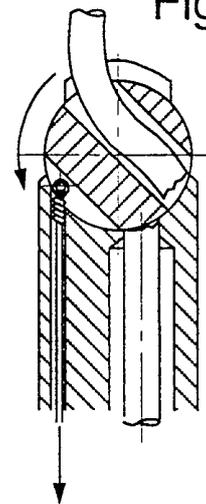


Fig. 4b

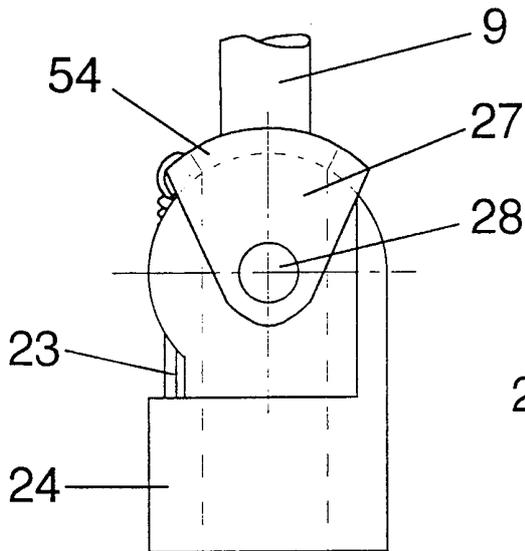


Fig. 4b.i

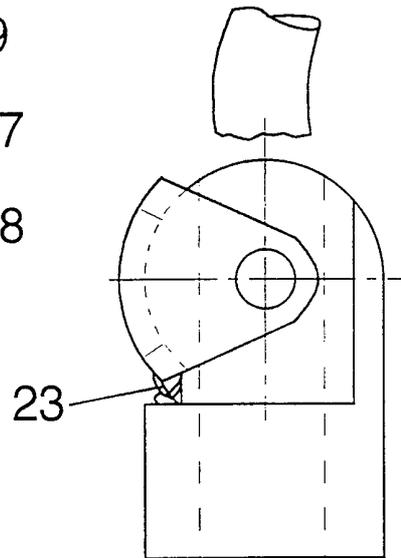


Fig. 4c

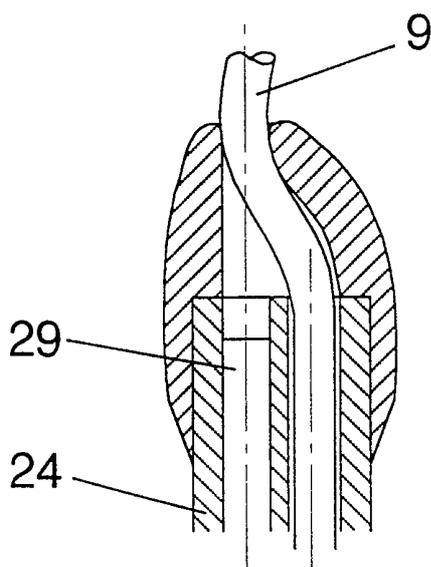


Fig. 4c.i

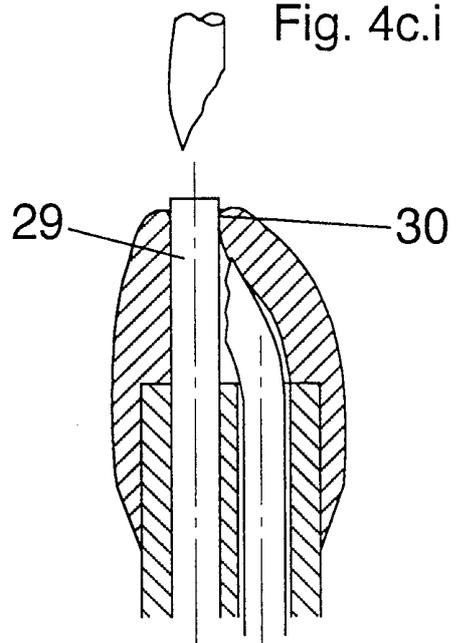


Fig. 4d.i

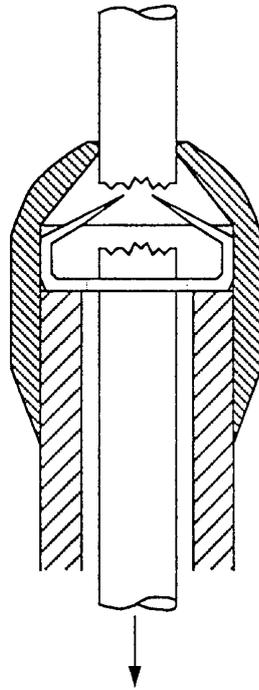


Fig. 4d

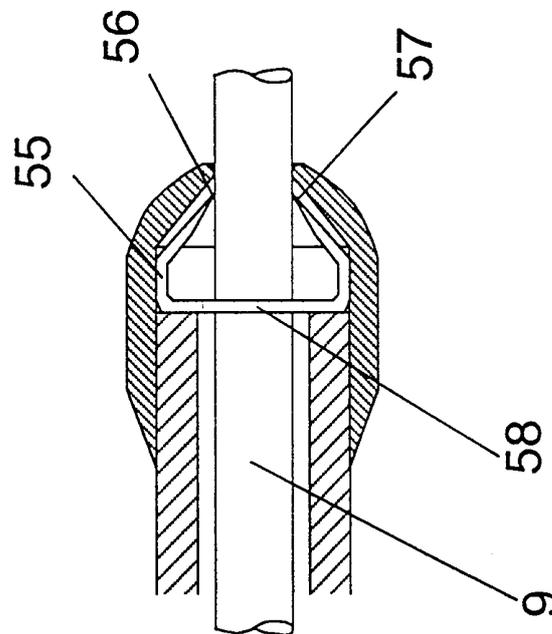


Fig. 5a

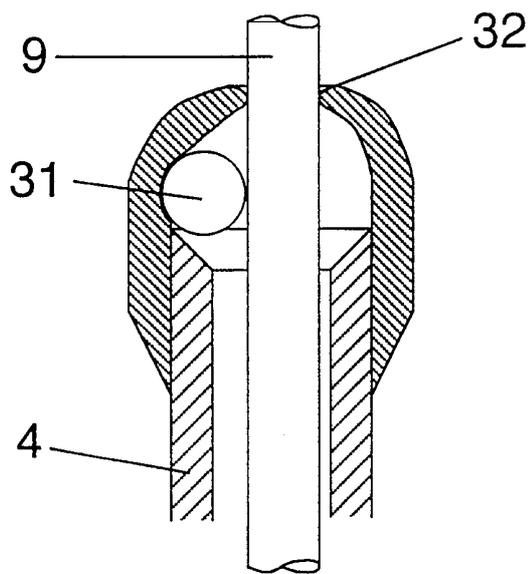


Fig. 5a.i

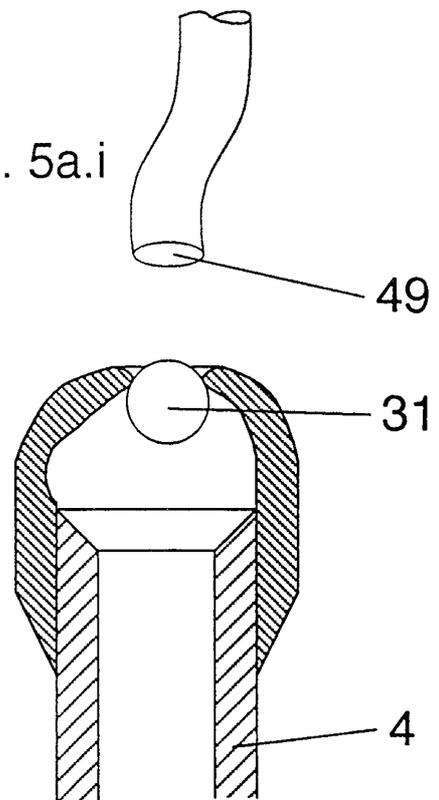


Fig. 5b

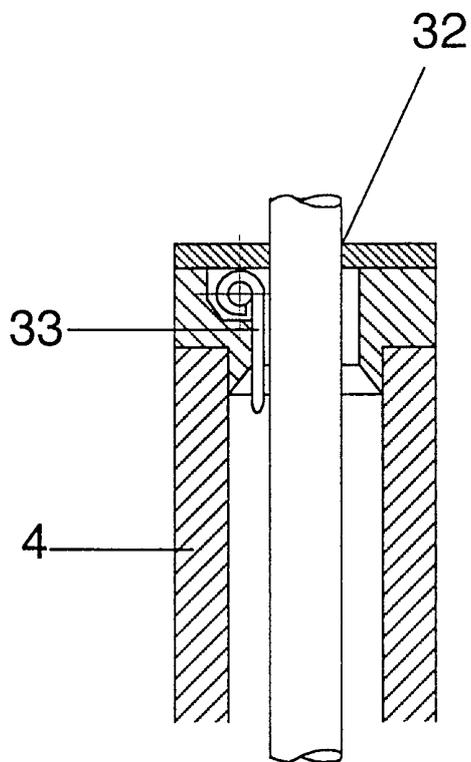


Fig. 5b.i

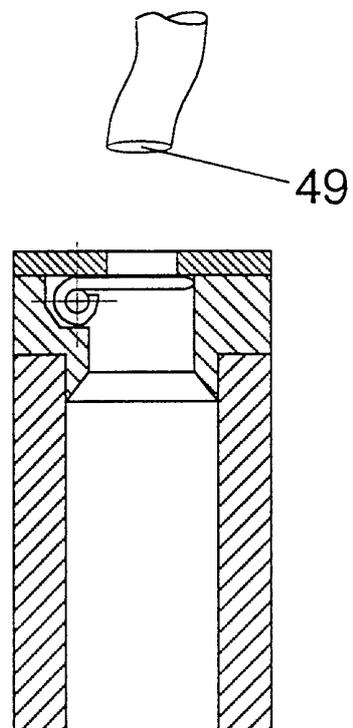


Fig. 5c

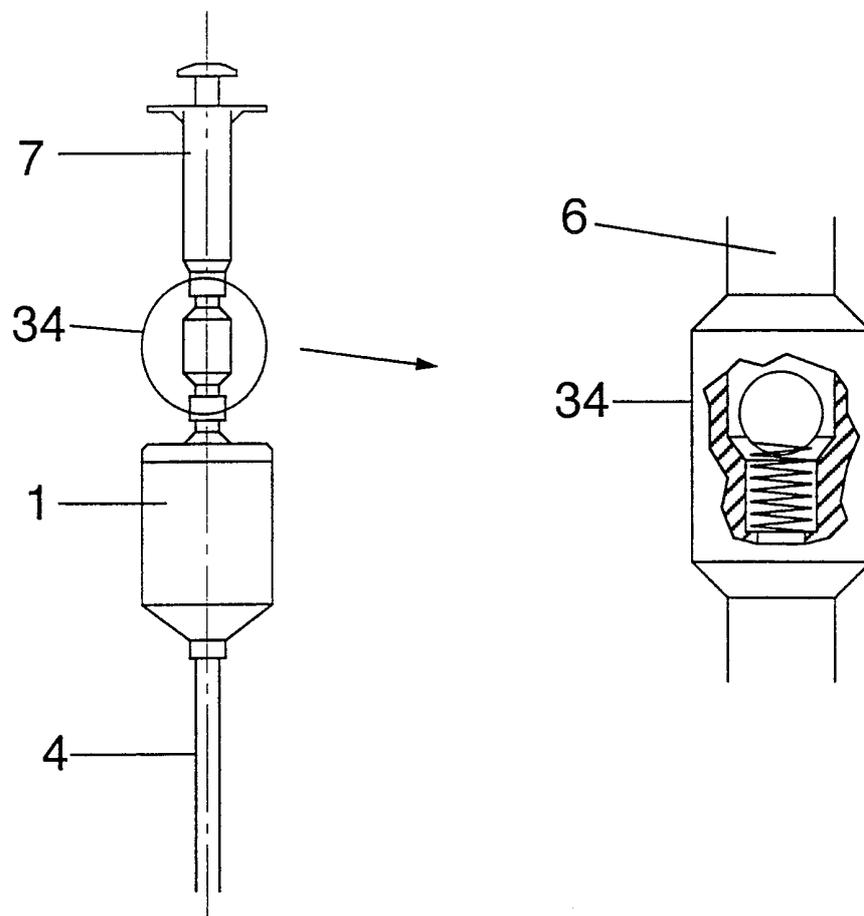
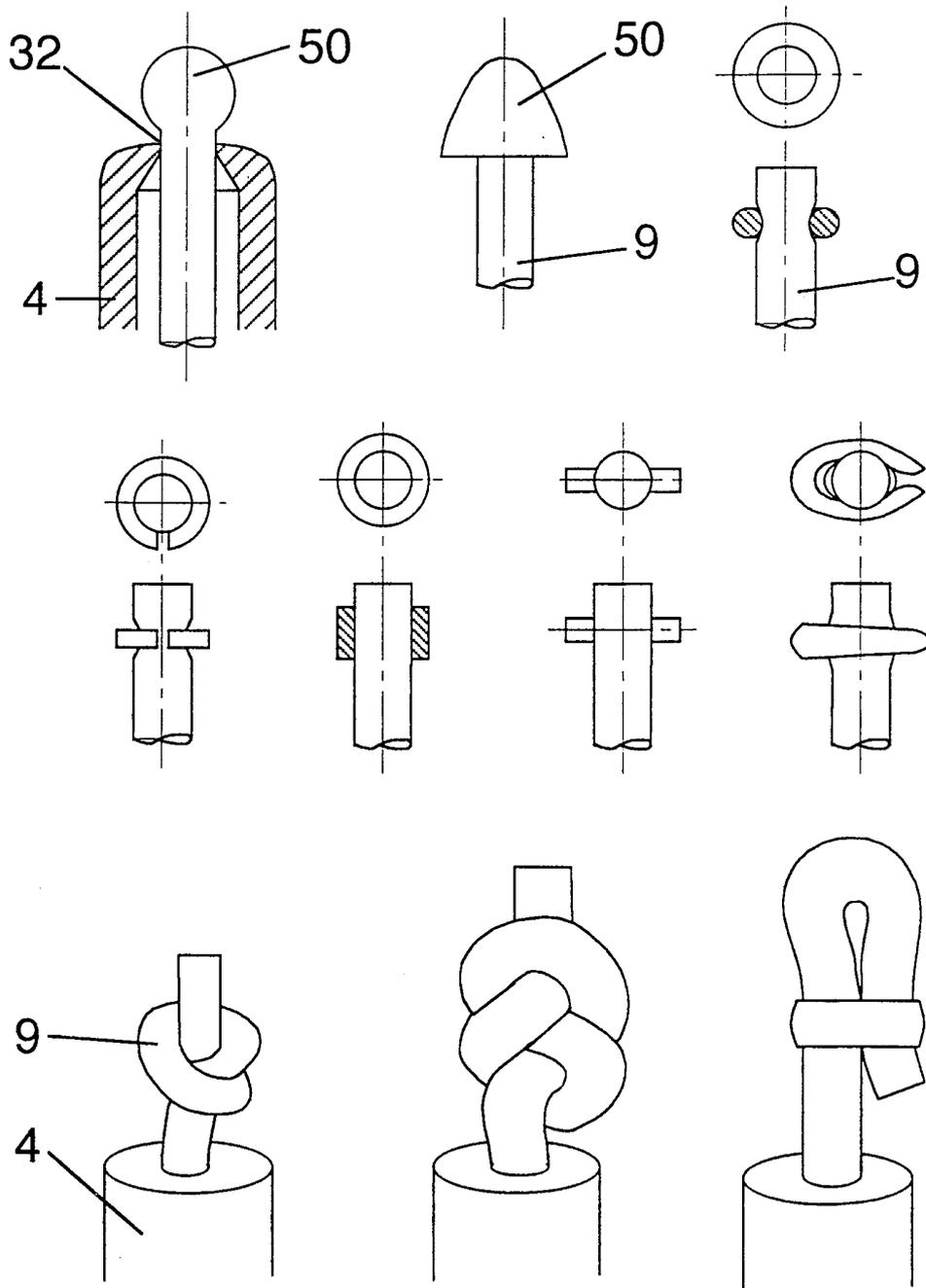


Fig. 6



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/CH 98/00393

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

IPC 6 A61B17/12

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)

IPC 6 A61B

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 practical, search terms used)

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP 0 769 307 A (TARGET) 23 April 1997 see figures 1A,3 ---	1
A	WO 94 26175 A (VITAPHORE) 24 November 1994 see page 18, paragraph 3; figures 2,9,10 ---	1
A	US 5 499 995 A (TEIRSTEIN) 19 March 1996 see figure 13 ---	1
A	WO 97 19643 A (ENDOMATRIX) 5 June 1997 ---	
A	US 5 167 624 A (BUTLER) 1 December 1992 ---	
A	EP 0 734 697 A (TARGET) 2 October 1996 -----	

Further documents are listed in the continuation of box C.

Patent family members are listed in 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 document 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

9 November 1998

Date of mailing of the international search report

16/11/1998

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Barton, S

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/CH 98/00393

Patent document cited in search report	A	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 769307	A	23-04-1997	AU 690038 B	09-04-1998
			AU 6806796 A	10-04-1997
			CA 2187220 A	07-04-1997
			JP 9192231 A	29-07-1997
			NO 964206 A	07-04-1997
WO 9426175	A	24-11-1994	NONE	
US 5499995	A	19-03-1996	AU 2605495 A	18-12-1995
			CA 2191091 A	30-11-1995
			EP 0788391 A	13-08-1997
			JP 10500873 T	27-01-1998
			WO 9532018 A	30-11-1995
WO 9719643	A	05-06-1997	AU 1142097 A	19-06-1997
US 5167624	A	01-12-1992	NONE	
EP 734697	A	02-10-1996	AU 5044096 A	10-10-1996
			CA 2173023 A	01-10-1996
			JP 8299454 A	19-11-1996
			NO 961280 A	01-10-1996
			US 5669931 A	23-09-1997

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/CH 98/00393

**A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES**  
IPK 6 A61B17/12

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

**B. RECHERCHIERTE GEBIETE**

Recherchiertes Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 6 A61B

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)

**C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN**

Kategorie	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP 0 769 307 A (TARGET) 23. April 1997 siehe Abbildungen 1A,3 ----	1
A	WO 94 26175 A (VITAPHORE) 24. November 1994 siehe Seite 18, Absatz 3; Abbildungen 2,9,10 ----	1
A	US 5 499 995 A (TEIRSTEIN) 19. März 1996 siehe Abbildung 13 ----	1
A	WO 97 19643 A (ENDOMATRIX) 5. Juni 1997 ----	
A	US 5 167 624 A (BUTLER) 1. Dezember 1992 ----	
A	EP 0 734 697 A (TARGET) 2. Oktober 1996 -----	

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

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" älteres Dokument, 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 anderen 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

9. November 1998

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

16/11/1998

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Barton, S

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/CH 98/00393

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 769307 A	23-04-1997	AU 690038 B	09-04-1998
		AU 6806796 A	10-04-1997
		CA 2187220 A	07-04-1997
		JP 9192231 A	29-07-1997
		NO 964206 A	07-04-1997
-----			
WO 9426175 A	24-11-1994	KEINE	
-----			
US 5499995 A	19-03-1996	AU 2605495 A	18-12-1995
		CA 2191091 A	30-11-1995
		EP 0788391 A	13-08-1997
		JP 10500873 T	27-01-1998
		WO 9532018 A	30-11-1995
-----			
WO 9719643 A	05-06-1997	AU 1142097 A	19-06-1997
-----			
US 5167624 A	01-12-1992	KEINE	
-----			
EP 734697 A	02-10-1996	AU 5044096 A	10-10-1996
		CA 2173023 A	01-10-1996
		JP 8299454 A	19-11-1996
		NO 961280 A	01-10-1996
		US 5669931 A	23-09-1997
-----			