



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 698 28 375 T2** 2005.12.08

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 935 447 B1**

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: **A61F 2/06**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **698 28 375.9**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US98/09800**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **98 937 927.6**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 99/004728**

(86) PCT-Anmeldetag: **23.07.1998**

(87) Veröffentlichungstag  
der PCT-Anmeldung: **04.02.1999**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **18.08.1999**

(97) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung beim EPA: **29.12.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **08.12.2005**

(30) Unionspriorität:  
**898997                      24.07.1997                      US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
**CH, DE, FR, LI, NL**

(73) Patentinhaber:  
**Medtronic, Inc., Minneapolis, Minn., US**

(72) Erfinder:  
**OLSON, L., Steve, Cupertino, US; DAVIS, R.,  
Glenn, Sunnyvale, US**

(74) Vertreter:  
**Sparing · Röhl · Henseler, 40237 Düsseldorf**

(54) Bezeichnung: **EINWEGVORRICHTUNG ZUM EINBRINGEN VON ENDOLUMINALEN PROTHESEN**

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

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

**Beschreibung****1. Gebiet der Erfindung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein röhrenförmige endoluminale Prothesen wie etwa Stents, Stent-Implantate und dergleichen. Insbesondere schafft die vorliegende Erfindung ein verbessertes Zuführungssystem zum präzisen und sicheren Anwenden endoluminaler Prothesen innerhalb der Lumen des Körpers, vor allem innerhalb des Gefäßsystems zur Behandlung von Aortenaneurysmen, Stenosen und dergleichen.

**[0002]** Vaskuläre Aneurysmen sind das Ergebnis einer krankhaften Erweiterung eines Blutgefäßes, die üblicherweise auf eine Krankheit und/oder eine genetischen Prädisposition, die die Arterienwand schwächen und ihr Ausdehnen ermöglichen können, zurückzuführen ist. Obwohl Aneurysmen in jedem Blutgefäß auftreten können, treten die meisten in der Aorta und den peripheren Arterien auf, wobei die Mehrheit der Aortenaneurysmen in der Aorta abdominalis auftritt, üblicherweise unter den Nierenarterien beginnt und sich häufig distal in eine oder beide Beckenarterien erstreckt.

**[0003]** Aortenaneurysmen werden heute üblicherweise in offenen chirurgischen Verfahren behandelt, wobei das erkrankte Gefäßsegment umgangen und mit einem künstlichen Gefäßimplantat wiederhergestellt wird. Obwohl dies als wirkungsvolles chirurgisches Verfahren erachtet wird, insbesondere im Hinblick auf die Alternative einer üblicherweise tödlich endenden Ruptur eines abdominellen Aortenaneurysmas, leidet die herkömmliche Gefäßimplantat-Chirurgie unter einer Anzahl von Nachteilen. Das chirurgische Verfahren ist komplex, erfordert erfahrene Chirurgen und gut ausgestattete Operationseinrichtungen. Auch bei besten Chirurgen und bester Ausstattung sind die behandelten Patienten jedoch häufig älter und durch kardiovaskuläre und andere Krankheiten geschwächt, was die Zahl der geeigneten Patienten vermindert. Sogar bei geeigneten Patienten haben die herkömmlichen Operationsverfahren zur Aneurysmaversorgung, die vor einer Ruptur ausgeführt wurden, eine relativ hohe Mortalitätsrate, die üblicherweise zwischen 2 und 10 % liegt. Die auf die herkömmlichen Operationsverfahren bezogene Morbidität umfasst Herzinfarkt, Nierenversagen, Impotenz, Lähmung und weitere Folgezustände. Außerdem kann die Genesung auch nach erfolgreicher Operation mehrere Wochen dauern und häufig einen langen Krankenhausaufenthalt erforderlich machen.

**[0004]** Um einige oder alle dieser Nachteile zu beseitigen, sind Verfahren zur endovaskulären Prothesenanordnung für die Behandlung von Aneurysmen vorgeschlagen worden. Obwohl sie sehr viel versprechend sind, leiden viele der vorgeschlagenen Verfah-

ren und Vorrichtungen an unerwünschten Einschränkungen. Insbesondere die präzise Zuführung und Anordnung der endovaskulären Prothesen innerhalb des Gefäßsystems kann problematisch sein.

**[0005]** Stent-Implantate haben häufig elastische Strukturen, die vorgespannt sind, um sich gegen die umgebende lumenale Wand auszudehnen. Solche sich elastisch ausdehnenden Stent-Implantate sind eng komprimiert innerhalb des Katheters, wobei sie erhebliche Kräfte gegen die umgebende Katheterhülle ausüben. Dies kann häufig zu übermäßiger Reibung zwischen dem Stent-Implantat und der Hülle führen, insbesondere wenn die sich elastisch ausdehnende Struktur in den Katheterwerkstoff invaginiert. Da es häufig nötig ist, dass diese Katheter innerhalb des gewundenen Gefäßsystems bewegt werden, sind die Katheterhüllen häufig als flexible längliche Körper ausgebildet, die besonders anfällig für die Invagination des eng komprimierten Stent-Implantats in den flexiblen Werkstoff der Katheterwand sind.

**[0006]** Aus diesen Gründen wäre es wünschenswert, verbesserte Systeme zum endoluminalen Anwenden von Prothesen wie etwa Stents, Stent-Implantaten und dergleichen zur Behandlung von Aneurysmen und anderen Krankheiten der Körperlumen zu schaffen. Es wäre besonders wünschenswert, wenn derartige verbesserte Systeme die Präzision und die Sicherheit des Anwendungs Verfahrens steigerten, ohne die Anwendungszeit, die Kosten der Ausstattung oder die Schwierigkeit des Anwendungs Verfahrens wesentlich zu erhöhen.

**2. Beschreibung des technischen Hintergrunds**

**[0007]** Vorrichtungen zur endoluminalen Anordnung von Prothesen sind in den US-Patenten Nrn. 4.512.338, 4.651.738, 4.665.918, 5.458.615, 5.480.423, 5.484.418, 5.489.295, 4.990.151, 5.035.706, 5.433.723, 5.443.477, 5.282.824, 5.275.622, 5.242.399, 5.201.757, 5.190.058, 5.104.399, 5.092.877, 4.990.151 und in den EP-Patentveröffentlichungen Nrn. EP 0 539 237 A1, EP 0 518 839 A2, EP 0 505 686 A1 und EP 0 508 473 A2 beschrieben.

**ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG**

**[0008]** Die Erfindung ist in den Ansprüchen definiert.

**[0009]** Die vorliegende Erfindung schafft verbesserte Systeme zum Anwenden von endoluminalen Prothesen innerhalb der Lumen des Körpers und insbesondere zum Anwenden von Stents und Stent-Implantaten innerhalb des Gefäßsystems. In einer ersten Verbesserung gegenüber bekannten Zuführungssystemen wird eine Hülle über einer eng komprimierten Prothese zurückgezogen, indem ein Betätigungsme-

chanismus mit einer variablen mechanischen Kraftverstärkung, die sich mit der Position der Hülle ändert, verwendet wird. Dies ermöglicht, dass eine Bewegung der Hülle mühelos und präzise veranlasst werden kann. Sobald das Anwenden sicher vorangeht und die statischen Reibungskräfte überwunden sind, kann der Rest des Anwendens schneller verlaufen, ohne die Gesamtsicherheit oder die Einfachheit der Benutzung wesentlich zu vermindern. In einer weiteren Verbesserung kann sich der Griff für den Betätigungsmechanismus um eine zur Achse der Hülle parallele Achse drehen, wobei jegliche versehentliche proximale und distale Bewegung, die durch den Griff auf die Prothese oder das Zuführungssystem übertragen wird, vermieden wird. Die Präzision und die Einfachheit der Benutzung des Zuführungssystems können auch durch Vorsehen einer äußeren Röhre um die Hülle, die an das Element innerhalb der Hülle, das die Prothese zurückhält, gekoppelt ist, verbessert werden. Die äußere Röhre kann durch ein Einleitungsventil eingeführt werden, so dass die Reibung zwischen der äußeren Röhre und dem Einleitungsventil das Zurückhalten der Prothese am Zielort unterstützt, wenn die Hülle proximal zurückgezogen wird.

**[0010]** In einem ersten Aspekt schafft die vorliegende Erfindung ein Zuführungssystem für die Verwendung mit einer röhrenförmigen endoluminalen Prothese. Das Zuführungssystem umfasst eine Hülle mit einem proximalen Ende, einem distalen Ende und einem Hohlraum. Der Hohlraum kann die Prothese in der Nähe des distalen Endes aufnehmen. Das Element im Hohlraum der Hülle ist so beschaffen, dass es die Prothese aus dem Hohlraum hinaustreibt, wenn sich die Hülle relativ zu dem Element aus einer ersten Position in eine zweite Position bewegt. An dem Element ist ein Betätigungsmechanismus befestigt, der einen Griff mit der Hülle mit mechanischer Kraftverstärkung koppelt, die sich ändert, wenn sich die Hülle zwischen der ersten Position und der zweiten Position bewegt.

**[0011]** Im Allgemeinen bewirkt eine Verlagerung des Griffs eine erste Verlagerung der Hülle relativ zu dem Element, wenn sich die Hülle in der Nähe der ersten Position befindet. Dieselbe Griffverlagerung bewirkt eine wesentlich größere Verlagerung der Hülle relativ zu dem Element, wenn sich die Hülle in der zweiten Position befindet. Typischerweise ist die anfängliche mechanische Kraftverstärkung größer, um die statischen Reibungskräfte zwischen der Prothese und der Hülle zu überwinden, was das langsame und genaue Zurückziehen der Hülle ermöglicht. Sobald die Hülle über die Prothese gleitet und in einigen Ausführungsformen sobald sich ein Ende der Prothese ausgedehnt hat, um mit der umgebenden luminalen Wand in Eingriff zu gelangen, kann das Anwenden mit einer höheren Geschwindigkeit unter Anwendung einer geringeren mechanischen Kraftver-

stärkung voranschreiten.

**[0012]** In einer Ausführungsform schafft die vorliegende Erfindung ein Prothesen-Zuführungssystem zur Verwendung mit einer radial ausdehnbaren, röhrenförmigen endoluminalen Prothese. Das Zuführungssystem umfasst eine Hülle mit einem proximalen Ende, einem distalen Ende, einer Achse dazwischen und einem Hohlraum, der die Prothese aufnehmen kann, in der Nähe des distalen Endes. In dem Hohlraum ist ein Element angeordnet, um die Prothese aus dem Hohlraum hinauszutreiben, wenn sich die Hülle relativ zu dem Element aus einer ersten Position in eine zweite Position bewegt. An dem Element ist ein Betätigungsmechanismus angebracht, der die Hülle mit einem Griff koppelt. Der Griff ist um eine zur Achse der Hülle im Wesentlichen parallele Achse drehbar, um eine Bewegung der Hülle aus einer ersten Position in eine zweite Position zu bewirken.

**[0013]** In einer Ausführungsform schafft die Erfindung ein Zuführungssystem zum Einführen einer röhrenförmigen endoluminalen Prothese in den Körper eines Patienten. Das Zuführungssystem umfasst eine Hülle mit einem proximalen Ende, einem distalen Ende und einem Hohlraum, der die Prothese aufnehmen kann, in der Nähe des distalen Endes. In dem Hohlraum ist ein Element angeordnet und so beschaffen, dass es die Prothese aus dem Hohlraum hinaustreibt, wenn sich die Hülle relativ zu dem Element aus einer ersten Position in eine zweite Position bewegt. Über der Hülle ist eine äußere Röhre angeordnet. An dem Element ist in der Nähe des proximalen Endes der Hülle ein Gehäuse angebracht und mit der äußeren Röhre gekoppelt, so dass die äußere Röhre im Wesentlichen auf das Element axial ausgerichtet bleibt, wenn sich die Hülle aus der ersten Position in die zweite Position bewegt. Die äußere Röhre ist häufig in ein Einleitungsventil einführbar, so dass die Reibung zwischen der äußeren Röhre und der Einleitungsklappe das Halten der Prothese am Zielort während des Anwendens unterstützt. Das System ist wie folgt anwendbar. Eine radial ausdehnbare röhrenförmige endoluminale Prothese wird an einem Zielort in einem Körperlumen innerhalb eines Hohlraums einer Hülle positioniert. Die Prothese wird durch Betätigen eines Griffs aus der Hülle freigesetzt. Dies zieht die Hülle proximal aus einer ersten Position in eine zweite Position zurück. Eine Verlagerung des Griffs bewirkt eine erste Verlagerung der Hülle, wenn sich die Hülle in der Nähe der ersten Position befindet. Dieselbe Griffverlagerung bewirkt eine zweite Verlagerung der Hülle, die von der ersten Verlagerung der Hülle verschieden ist, wenn sich die Hülle in der Nähe der zweiten Position befindet.

**[0014]** Alternativ wird eine radial ausdehnbare röhrenförmige endoluminale Prothese durch Positionieren der Prothese am Zielort in einem Körperlumen

angewendet, während die Prothese innerhalb eines Hohlraums einer Hülle angeordnet ist. Die Prothese wird durch Drehen eines Griffs aus der Hülle freigesetzt. Der Griff dreht sich um eine Achse, die zu einer Achse der Hülle parallel ist, und bewegt die Hülle axial über die Prothese.

**[0015]** Alternativ wird eine radial ausdehnbare röhrenförmige endoluminale Prothese durch Einführen der Prothese durch ein Einleitungsventil in einem Körperlumen angewendet. Die Prothese wird eingeführt, während sie innerhalb eines Hohlraums einer Hülle angeordnet ist. Eine äußere Röhre wird ebenfalls durch ein Einleitungsventil eingeführt, und die Prothese wird an einem Zielort in dem Körperlumen positioniert. Die Prothese wird aus der Hülle freigesetzt, indem die Hülle zurückgezogen wird und die Prothese mit einem Element, das in der Hülle angeordnet ist, zurückgehalten wird. Während die Prothese freigesetzt wird, wird dieses Element relativ zu der äußeren Röhre axial zurückgehalten, so dass die Reibung zwischen dem Einleitungsventil und der äußeren Röhre das Verhindern einer Verschiebung der Prothese vom Zielort unterstützt.

#### KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0016]** [Fig. 1](#) ist eine vereinfachte Seitenansicht eines exemplarischen zylindrischen vaskulären Stent-Implantats.

**[0017]** [Fig. 2](#) ist eine perspektivische Ansicht eines Zuführungssystems gemäß den Prinzipien der vorliegenden Erfindung.

**[0018]** [Fig. 3](#) zeigt eine exemplarische modulare, gegabelte endoluminale Prothese.

**[0019]** [Fig. 4](#) zeigt die Handhabung des Zuführungssystems von [Fig. 2](#) zum Anwenden eines gegabelten Prothesenmoduls.

**[0020]** [Fig. 5](#) zeigt eine äußere Röhre zur Verwendung in dem Zuführungssystem von [Fig. 2](#), um eine Dichtung mit einer geringen Reibung zwischen einem Einleitungsventil und der Zuführungshülle zu schaffen.

**[0021]** [Fig. 6](#) zeigt die Handhabung der äußeren Röhre zwischen der Zuführungshülle und einem Einleitungsventil, um eine Bewegung der Prothese während des Anwendens zu verhindern.

**[0022]** [Fig. 7](#) zeigt eine Ausführungsform, die eine Relativbewegung zwischen dem Einleitungsventil und der Prothese mit einem äußeren Stützstab verhindert.

**[0023]** [Fig. 8](#) ist eine Querschnittsansicht, die den Betätigungsmechanismus des Anwendungssystems

von [Fig. 2](#) zeigt.

**[0024]** [Fig. 9](#) ist eine auseinander gezogene Ansicht, die die Komponenten des Betätigungsmechanismus von [Fig. 8](#) zeigt.

**[0025]** Die [Fig. 10](#) und [Fig. 11](#) sind eine Querschnittsansicht bzw. eine Seitenansicht einer Ausführungsform, die einen Betätigungsmechanismus besitzt, der Gewinde aufweist, deren Steigung sich ändert.

**[0026]** [Fig. 12](#) zeigt einen Dorn zum Bilden von Gewinden mit veränderlicher Steigung zur Verwendung in dem Anwendungssystem von [Fig. 10](#).

**[0027]** [Fig. 13](#) ist eine Querschnittsansicht durch den Betätigungsgriff des Anwendungssystems von [Fig. 10](#).

**[0028]** Die [Fig. 14](#) bis [Fig. 17](#) zeigen Komponenten des Betätigungssystems zur Verwendung in den Anwendungssystemen der [Fig. 2](#) und [Fig. 10](#).

#### BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORM

**[0029]** Die vorliegende Erfindung schafft Zuführungssysteme zum Zuführen radial ausdehnbarer röhrenförmiger Prothesen, insbesondere von Stents, Stent-Implantaten und dergleichen. Die Zuführungssysteme der vorliegenden Erfindung sind für eine breite Vielfalt therapeutischer Anwendungen einschließlich des Versehens des Ureters, der Urethra, der Trachea, der Bronchien, des Ösophagus, der Gallengänge und dergleichen mit Stents geeignet. Die Systeme sind auch sinnvoll, um zeitweilige oder langfristige Lumen, etwa zur Bildung von Fisteln, zu schaffen. Die vorliegende Erfindung findet ihre unmittelbarste Anwendung im Zuführen endovaskulärer Prothesen als Behandlung von Krankheiten des Gefäßsystems, insbesondere zum Behandeln von Aneurysmen, Stenosen und dergleichen.

**[0030]** Die hier im Folgenden beschriebenen Systeme finden Anwendung beim Anwenden von axial gleichförmigen, zylindrischen Prothesen, von vorher zusammengesetzten gegabelten Prothesen und von Prothesenmodulen zum wahlweisen Zusammensetzen, entweder vor dem Anwenden oder in situ. Modulare Prothesenstrukturen und Zuführungsverfahren werden in den gleichzeitig anhängigen US-Patentanmeldungen Nrn. 08/704.960, eingereicht am 29. August 1996, 08/538.706, eingereicht am 03. Oktober 1995, und 60/028.928, eingereicht am 07. Oktober 1996, ausführlicher beschrieben.

**[0031]** In [Fig. 1](#) umfasst eine exemplarische zylindrische Prothese **10** einen bevorzugten röhrenförmigen Rahmen **12**, der aus mehreren unabhängigen

Ringrahmen **14** gebildet ist. Der röhrenförmige Rahmen **12** unterstützt eine Innenverkleidung **18**. Optional ist über den Ringrahmen, entweder innerhalb der Innenverkleidung **18** oder in Kombination damit, eine Außenverkleidung angeordnet.

**[0032]** Um die Ringrahmen **14** an der Verkleidung **18** zu befestigen, ist die Verkleidung typischerweise an dem Rahmen angenäht. Es ist eine breite Vielfalt von alternativen Verkleidungs-/Rahmenbefestigungsmechanismen einschließlich des Verleimens, des Wärmeverschweißens, des Ultraschallverschweißens und desgleichen verfügbar. Vorzugsweise ist die Verkleidung **18** entlang der äußersten proximalen und distalen Enden des Rahmens **12** angenäht, um die Abdichtung zwischen der Verkleidung und dem umgebenden Körperlumen zu verbessern.

**[0033]** Die Prothese **10** besitzt typischerweise eine Länge im Bereich von etwa 20 mm bis 500 mm, die vorzugsweise zwischen 50 mm und 200 mm liegt. Der entspannte Durchmesser der Prothese **10** liegt im Allgemeinen im Bereich von 4 mm bis 45 mm und vorzugsweise im Bereich von 5 mm bis 38 mm.

**[0034]** In [Fig. 2](#) umfasst ein exemplarisches Zuführungssystem **30** eine röhrenförmige Hülle **32** und einen Schaft **34**. Die Hülle **32** weist einen Hohlraum **36** auf, der sich von einem proximalen Ende **38** zu einem distalen Ende **40** erstreckt. Der Schaft **34** ist gleitend in dem Hohlraum **36** aufgenommen, wobei sich distal von dem Schaft mehrere Hülsen bzw. Schieber **42** erstrecken. Die Hülsen **42** kleiden einen Abschnitt der inneren Oberfläche des Hohlraums **36** aus und gleiten innerhalb des Hohlraums des Schaftes. Der Schaft **34** weist ebenfalls einen Hohlraum auf, in dem ein Kernschaft **44** befestigt ist. Der Kernschaft **44** weist einen Führungsdrahtlumen **46** auf. Am distalen Ende des Kernschaftes **44** ist ein Nasenkegel **48** befestigt, der daher mit den Hülsen manipuliert werden kann. Alternativ kann der Kernschaft **44** gleitend in dem Schaft **34** angeordnet sein, um eine unabhängige Manipulation des Nasenkegels **48** zu ermöglichen.

**[0035]** Die Prothese **10** ist innerhalb der Hülsen **42** radial komprimiert und eingezwängt. Die Hülle **32** wiederum verhindert, dass sich die Hülsen **42** nach außen ausdehnen. Die Hülsen **42** sind vorzugsweise aus einem harten Material gebildet und verteilen die Dehnungsbelastung von dem Rahmen der Prothese **10** auf die innere Oberfläche des Hohlraums **36**. Exemplarische Verfahren und Vorrichtungen zum Anwenden von Prothesen mit Hilfe von Hülsen **42** sind in der gleichzeitig anhängigen US-Patentanmeldung lfd. Nr.08/475.200, eingereicht am 7. Juni 1995, ausführlicher beschrieben.

**[0036]** Am proximalen Ende **38** der Hülle **32** ist ein Gehäuse **50** angeordnet. Das Gehäuse **50** enthält ei-

nen Betätigungsmechanismus zum proximalen Zurückziehen der Hülle **32**, während die Prothese **10** durch die Hülsen **42** und den Schaft **34** axial zurückgehalten werden. Um die Hülle **32** proximal zurückzuziehen, wird, wie gezeigt ist, ein Griff **52** um die Achse der Hülle gedreht. Dies vermeidet während des Anwendens ein versehentliches Übertragen einer axialen Bewegung des Zuführungssystems aus der Drehung des Griffs, was verhindert, dass die Prothese **10** axial vom Zielort schoben wird und außerdem jegliche Verletzung des umgebenden Körperlumens durch ein unabsichtliches Vorwärtsbewegen der Hülsen **42** vermeidet.

**[0037]** Distal von dem Gehäuse **50** erstreckt sich eine weitere Röhre **54** über die Hülle **32**. Durch das Gehäuse **50** erstreckt sich ein Schaft **34**, der an einem Verbinder **56** befestigt ist, der lösbar am proximalen Ende des Gehäuses **50** angebracht ist. Somit sind der Schaft **34** und die äußere Röhre **54** über das Gehäuse miteinander gekoppelt, so dass sich die Hülle **32** proximal zwischen diesen zwei Strukturen zurückzieht, wenn sich der Griff **52** dreht. Sobald die Prothese angewendet ist und die Hülsen **42** proximal zwischen der Prothese und dem umgebenden Körperlumen gleiten, kann der Verbinder **56** von dem Gehäuse **50** entkoppelt werden, um die Hülsen **42** und den proximalen Abschnitt des Nasenkegels **48** in das distale Ende der Hülle **32** zurückzuziehen.

**[0038]** Am proximalen Ende des Verbinders **56** ist ein Luer-Anschlussstück angebracht, um das Einführen eines Führungsdrahtes in den Führungshohlraum **46** des Kernschaftes **44** erleichtert oder ein Verschließen des Führungshohlraums, wenn dieser nicht verwendet wird, zu ermöglichen.

**[0039]** In [Fig. 3](#) umfasst eine zusammengesetzte sich verzweigende endovaskuläre Prothese **60** einen relativ steifen Hohlraumtrennabschnitt **62** zwischen einem Verbindungs- bzw. Hauptabschnitt **64** und zwei Zweig- bzw. Nebenabschnitten **68**. Der Hohlraumtrennabschnitt **62** kann einen daran angrenzenden Rahmen aufweisen, um eine relativ hohe Knickfestigkeit und Umfangsspannung zu bewirken, wobei die Verbindungsabschnitte auf der Verzweigungsseite durch unabhängige Ringrahmen oder einen schraubenlinienförmigen Rahmen, bei dem die Schleifen zur Steigerung der axialen Elastizität getrennt sind, gebildet sein können. Verschluss-, bzw. Abdichtmanschetten verankern die Prothese sicher am gesunden Gewebe und dichten außerdem den Prothesenhohlraum gegen das umgebende Endothelium des Blutgefäßes ab.

**[0040]** Wie in [Fig. 4](#) schematisch gezeigt ist, kann ein gegabeltes prothetisches Modul einer gegabelten Prothese **60** mit Hilfe eines Zuführungssystems **30** angewendet werden, um ein abdominelles Aortenaneurysma AAA zu isolieren. Dieses anfängliche pro-

thetische Modul erstreckt sich von der Aorta abdominalis AA zu einer ersten Beckenarterie **1** und weist einen offenen Anschluss **72** zur Aufnahme eines zylindrischen prothetischen Moduls auf, um das ausge dehnte Aneurysma gegen den Blutfluss abzudichten. Das prothetische Modul wird angewendet, indem es innerhalb der Hülse **42** axial zurückgehalten wird und die Hülle **32** proximal zurückgezogen wird. Die Hülse, die typischerweise dünne Streifen aus einem hochfesten Metall wie etwa Edelstahl umfassen, gleiten längs des inneren Hohlraums der Hülle **32** und biegen sich nach außen, wenn sich die Prothese elastisch ausdehnt. Sobald das prothetische Modul vollständig ausgedehnt ist, können die Hülse proximal zwischen der Prothese und der umgebenden luminalen Wand zurückgezogen werden, während die ausgedehnte Prothese zwischen den Hülse mit der Hohlraumwand in Eingriff ist.

**[0041]** Das gegabelte prothetische Modul, das in [Fig. 4](#) gezeigt ist, weist ein Muster aus diskreten strahlenundurchlässigen Markierungen **74** auf, um das Positionieren und das Zusammenfügen der prothetischen Module am Röntgenbildschirm zu unterstützen. Die Verwendung und die Struktur solcher strahlenundurchlässigen Markierungen sind in der gleichzeitig anhängigen US-Patentanmeldung lfd. Nr. 08/628.797, eingereicht am 5. April 1996, ausführlicher beschrieben.

**[0042]** In [Fig. 5](#) umfasst eine äußere Röhre **54** im Allgemeinen einen röhrenförmigen Körper **76** und eine Endkappe **78**. In der Endkappe **78** ist ein O-Ring **80** angeordnet, der eine Hämostaseabdichtung mit einer geringen Reibung um die äußere Oberfläche der Hülle **32** schafft. Wie oben beschrieben worden ist, erleichtern die Hülse der vorliegenden Erfindung das sanfte Zurückziehen der Hülle **32** relativ zu der radial komprimierten Prothese. Jedoch kann zwischen der äußeren Oberfläche des Zuführungssystems **30** und einer Einleitungshülle **82**, mit der das Zuführungssystem in den Körper **84** eines Patienten eindringt, eine im Wesentlichen starke Reibung auftreten.

**[0043]** Einleitungshüllen bewirken im Allgemeinen eine Hämostase um Katheder, Führungsdrähte und andere invasive chirurgische Ausführungen verschiedener Größen und Konfigurationen. Solche Einleitungshüllen umfassen typischerweise einen elastischen Abdichtungskörper, der mit der äußersten Schicht des Zuführungssystems radial in einen Eingriff gelangt. Da es im Allgemeinen wünschenswert ist, die innere Prothese während des proximalen Zurückziehens der Hülle **32** an einer festen Stelle zu hinterlassen, ist eine solche Reibung zwischen dem Einleitungsventil **82** und der Hülle **32** im Allgemeinen nachteilig. Jedoch kann durch Koppeln einer äußeren Röhre **54** mit dem Gehäuse **50**, wie in [Fig. 6](#) gezeigt ist, und durch Vorsehen eines Betätigungsme-

chanismus, der die Hülle **32** relativ zu dem Schaft **34** und dem Gehäuse **50** zurückzieht, die Reibung zwischen der äußeren Röhre **54** und dem Einleitungsventil **82** dazu verwendet werden, das Zurückhalten der Prothese am Zielort während des Anwendens zu unterstützen.

**[0044]** Um das Einführen der äußeren Röhre **54** in das Einleitungsventil **82** zu erleichtern, kann das distale Ende des röhrenförmigen Körpers **76** verjüngt sein. In einigen Ausführungsformen kann das Einleitungsventil **82** unter Zusammendrücken des Dichtungskörpers gegen die äußere Röhre, um die Prothese an Ort und Stelle zu blockieren, betätigt werden, sobald die äußere Röhre **54** und die Prothese positioniert sind. Ein besonders vorteilhaftes Einleitungsventil ist in der gleichzeitig anhängigen US-Patentanmeldung Nr. 08/744.659, eingereicht am 6. November 1996, ausführlicher beschrieben.

**[0045]** Ein alternatives System zum Aufrechterhalten der Position der Prothese innerhalb des Körpers **84** eines Patienten ist in [Fig. 7](#) gezeigt. In dieser Ausführungsform ist der Betätigungsmechanismus zum Zurückziehen der Hülle **32** relativ zu dem Schaft **34** in einem lösbaren Betätigungsgehäuse **86** aufgenommen. Das Gehäuse **86** ist mittels eines Verstrebungsstabes **88** mit dem Einleitungsventil **82** gekoppelt. Obwohl das Gehäuse **86** und der Betätigungsmechanismus darin für mehrere Anwendungsprozeduren wieder verwendet werden können, sind die Kosten eines solchen Systems, vor allem dann, wenn eine wiederholte Sterilisierung des Gehäuses und des Betätigungsmechanismus in Betracht kommt, im Allgemeinen höher als das in [Fig. 2](#) gezeigte Zuführungssystem. Außerdem kann die Verwendung eines Betätigungsgriffs, der sich senkrecht zur Achse der Hülle **32** dreht, während des Anwendens zu einer versehentlichen axialen Bewegung der Prothese führen. Dies kann insbesondere dann, wenn Hülse **42** um den Umfang des Körperlumens exponiert angeordnet sind, problematisch sein, da jedes distale Vorwärtsbewegen der Hülse zu einer Verletzung der luminalen Wand oder deren Durchdringung führen kann.

**[0046]** Ein Betätigungsmechanismus **90**, der die axiale Drehung des Griffs **52** in eine axiale Translation der Hülle **54** umsetzt, wird durch Bezugnahme auf die [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) verständlich. Der Griff **52** weist eine röhrenförmige Struktur mit Innengewinde **92** auf. Das Gehäuse **50** umfasst einen distalen Gehäuseabschnitt **92** und einen proximalen Gehäuseabschnitt **96**. Diese Gehäuseabschnitte werden gemeinsam durch eine geschlitzte Röhre **98**, die sich axial innerhalb des mit Gewinde versehenen Griffs erstreckt, zusammengehalten.

**[0047]** Am proximalen Ende der Hülle **32** ist ein Schieber bzw. Läufer **100** angebracht. Der Schieber **100** enthält einen mit Gewinde versehenen Ring **102**,



der die geschlitzte Röhre **98** umgibt, und einen inneren Körper **104**, der in der geschlitzten Röhre verläuft. Der Gewinding **102** ist durch Gewindestifte, Dorne, die von dem Gewinding radial nach innen vorstehen, oder dergleichen an dem inneren Körper **104** befestigt. Ungeachtet dessen erstreckt sich irgendeine Struktur von Schieber **100** radial durch die Schlitzte der geschlitzten Röhre **98**, derart dass die geschlitzte Röhre den Schieber **100** drehfest hält.

**[0048]** Distal von dem proximalen Abschnitt **96** des Gehäuses **50** erstreckt sich ein Verstärkungsstab **106**. Durch den Schieber **100** in der Nähe des distalen Endes des Gehäuses **50** erstreckt sich eine verstärkende Röhre **106**, die in dem Hohlraum der Hülle **32** gleitend aufgenommen ist. Ein Verbinder **56** ist mit einem proximalen Anschlussstück **108** koppelbar. Der Verbinder **56** ist an dem Schaft **34** befestigt, so dass das Gehäuse **40** eine axiale Ausrichtung zwischen der äußeren Röhre **54** und dem Schaft **34** aufrechterhält, wenn der Verbinder **56** an dem proximalen Anschlussstück **108** angebracht ist. Die verstärkende Röhre **106** verhindert ein Knicken des Schaftes **34**, wenn sich der Schieber **100** proximal bewegt.

**[0049]** Die Hülle **32** wird proximal zurückgezogen, indem der Griff **52** relativ zu dem Gehäuse **50** gedreht wird. Da der Gewinding **102** des Schiebers **100** mit dem Innengewinde **92** des Griffs **52** in Eingriff ist und die geschlitzte Röhre **98** den Schieber **100** in dem Gehäuse **50** drehfest hält, zieht eine Drehung des Griffs den Schieber und die angebrachte Implantatabdeckung, wie gezeigt ist, axial. In dieser Ausführungsform ist das Innengewinde **92** über die Länge des Griffs **52** konstant, so dass eine bestimmte Verlagerung des Griffs relativ zu dem Gehäuse eine gleichmäßige axiale Verlagerung des Schiebers, ungeachtet seiner Position, bewirkt. Solche konstanten Innengewinde besitzen im Allgemeinen eine Steigung zwischen etwa 0,125 und 0,250, die eine gesamte mechanische Kraftverstärkung im Bereich zwischen etwa 4:1 und 3:1 zwischen dem Griff **52** und der Hülle **32** bewirkt. Wie weiter unten beschrieben wird, weisen die Gewinde häufig zwei oder mehr Ganghöhen auf, derart dass der Abstand zwischen benachbarten Gewinden  $\frac{1}{2}$  (oder weniger) der Gewindesteigung sein kann.

**[0050]** In den [Fig. 10](#) und [Fig. 11](#) ist ein Zuführungssystem **110** mit veränderlicher Verlagerung gezeigt. Das Zuführungssystem **110** mit veränderlicher Steigung umfasst viele der Komponenten, die oben beschrieben worden sind, macht jedoch Gebrauch von einem Griff **112**, der ein Innengewinde **114** mit veränderlicher Steigung besitzt. Das veränderliche Gewinde **114** besitzt eine relativ kleine Steigung in der Nähe des distalen Endes des Griffs **112**, so dass jede Drehung des Griffs während den Anfangsphasen des Anwendens die Hülle **32** proximal um eine relativ kleine axiale Strecke bewegt. Dies bewirkt eine höhere

mechanische Kraftverstärkung zwischen dem Griff und der Hülle, was dem Arzt dabei hilft, die großen statischen Reibungskräfte zwischen der Prothese und der umgebenden Hülle zu überwinden. Diese höhere mechanische Kraftverstärkung hilft auch dabei, eine Invagination des Prothesenrahmens in das umgebende Hüllenmaterial zu überwinden. Im Ergebnis wird das distale Ende der Prothese (das zuerst angewendet wird) erst allmählich freigegeben, wodurch der Arzt die Genauigkeit der Anwendungsposition, wenn die Prothese anfänglich mit dem umgebenden Körperlumen in Eingriff gelangt, überprüfen kann. Dieses distale Gewinde besitzt im Allgemeinen eine Steigung zwischen etwa 0,125 und 0,375, was eine mechanische Kraftverstärkung im Bereich von etwa 4:1 und etwa 2,5:1 ergibt.

**[0051]** Obwohl es möglich ist, ein Zuführungssystem mit einem eine relativ kleine Steigung aufweisenden konstanten Gewinde zu verwenden, erfordert dies eine wiederholte Drehung des Griffs während einer beträchtlichen Zeitspanne. Außerdem nehmen die Reibungskräfte zwischen der Prothese und der umgebenden Hülle ab, sobald die statischen Reibungskräfte überwunden sind und sich die Hülle zu bewegen beginnt, da dynamische Reibungskräfte typischerweise kleiner als statische Reibungskräfte sind. Außerdem nimmt die gesamte Normalkraft zwischen der Prothese und der Hülle, wenn die Prothese nach und nach von der umgebenden Hülle freigegeben wird, ab. Dies wirkt sich so aus, dass es die Reibung beim Anwenden weiter verringert. Der ausge dehnte Abschnitt der Prothese kann dabei helfen, den verbleibenden komprimierten Abschnitt axial zu ziehen, wenn sich die Prothese in den umgebenden Hülsen ausdehnt. Schließlich ist die Beziehung zwischen der Prothese und dem umgebenden Körperlumen, sobald ein Ende der Prothese fest mit dem umgebenden Körperlumen in Eingriff gelangt ist, weit gehend festgelegt, so dass das Anwenden sicher und mit höherer Geschwindigkeit voranschreiten kann. Als Ergebnis dieser gesamten Wechselwirkungen sollte die mechanische Kraftverstärkung zwischen dem Griff **112** und der Hülle **32** im Allgemeinen abnehmen, wenn sich die Hülle aus einer distalen Position **118** über die Prothese in eine proximale Position **120**, in der die Prothese vollständig angewendet ist, bewegt.

**[0052]** Die Verwendung von veränderlichen Gewinden **114** und die Wechselwirkung zwischen dem Griff **112**, dem Schieber **100** und der geschlitzten Röhre **98** werden durch Bezugnahme auf die [Fig. 12-Fig. 17](#) verständlich. [Fig. 12](#) zeigt einen Dorn **122**, über dem der Griff **114** gegossen wird, um ein veränderliches Gewinde **114** herbeizuführen. Der Griff wird häufig in zwei Hälften über dem Dorn **122** gegossen, wobei die zwei Hälften axial verbunden sind. Der Dorn **122** weist ein Außengewinde **124** auf, dessen Steigung sich über die axiale Länge des

Dorns ändert. Vorzugsweise umfasst das Gewinde **124** ein Gewinde mit mehreren Ganghöhen und zwei oder mehr schraubenlinienförmigen Gewindeelementen. Im Ergebnis beträgt ein Abstand **126** zwischen benachbarten Gewindeelementen lediglich eine Hälfte der Steigung **128** am distalen Ende des Dorns **122**. Durch die Verwendung eines Gewindes mit mehreren Ganghöhen können sich mehrere Elemente axial von dem Schieber erstrecken, um mit dem umgebenden Gewinde in Eingriff zu gelangen, wodurch sich die Stabilität des Schiebers erhöht.

**[0053]** Wie oben beschrieben worden ist, ist die distale Steigung **128** wesentlich kleiner als eine proximale Steigung **130**, so dass die Drehung des Griffs mit einer konstanten Geschwindigkeit zu einer höheren axialen Geschwindigkeit der Hülle relativ zu der Prothese führt. Jede Drehung des Griffs **112** bewegt die Hülle **32** vorzugsweise um eine axiale Strecke von etwa 0,25 Zoll, wenn sich die Hülle **32** in der Nähe der abgedeckten Position **118** befindet, während dieselbe Drehung des Griffs die Hülle vorzugsweise um eine axiale Streck von etwa 0,75 Zoll bewegt, wenn sich die Hülle in der Nähe der Anwendungsposition **120** befindet. Mit anderen Worten, in der exemplarischen Ausführungsform beträgt die distale Steigung **128** etwa 0,25 Zoll, während die proximale Steigung **130** etwa 0,75 Zoll beträgt. Das Gewinde kann sich zwischen dem proximalen und dem distalen Ende linear ändern (wie in [Fig. 12](#) gezeigt ist) oder sich im Wesentlichen schrittweise ändern, wie in [Fig. 10](#) gezeigt ist. Es sind noch weitere Alternativen wie etwa ein quadratisches Ändern der Steigung über die axiale Länge des Gewindes möglich.

**[0054]** Wie in den [Fig. 13](#) bis [Fig. 15](#) erkennbar ist, kann der Schieber **100** durch Kleben eines inneren Körpers **132** mit längslaufenden Rippen auf einen äußeren Ring **134** gebildet sein. Der äußere Ring **134** weist gegenläufige Stifte **136** auf, die sich in die zwei schraubenlinienartigen Elemente des veränderlichen Innengewindes **114** in dem Griff **112** erstrecken. Die Verwendung von Stiften anstelle von Außengewinden an dem äußeren Ring **134** verhindert ein Verkleben zwischen dem Schieber **100** und dem Griff, wenn die Steigung des Gewindes wechselt. In [Fig. 13](#) ist außerdem die Wechselwirkung zwischen der geschlitzten Röhre **98** und dem Schieber **100**, durch welche die geschlitzte Röhre den Schieber beim Drehen des Griffs **112** drehfest hält, gezeigt. In einigen Ausführungsformen braucht der Schieber **100** nur einen inneren oder einen äußeren Körper aufweisen. Der innere Körper kann beispielsweise Stifte aufweisen, die sich durch die geschlitzte Röhre in veränderliche Gewinde **114** erstrecken, oder ein äußerer Körper kann längslaufende Rippen besitzen, die sich in die geschlitzte Röhre erstrecken. Die Verwendung von inneren und äußeren Körpern kann die Stabilität des Schiebers erhöhen, um ein Verkleben zu verhindern.

**[0055]** Im Allgemeinen ist das Zuführungssystem **30** (einschließlich des Gehäuses **50** und des Betätigungsmechanismus **90**) aus preiswerten Polymermaterialien gebildet und unlösbar zusammengehalten, damit das Zuführungssystem nach dem Gebrauch entsorgbar ist. In der exemplarischen Ausführungsform umfasst der Kernschaft **44** ein Polyestere-thylketon (PEEK), während der Schaft **34** ein hochfestes Polymer wie etwa PEBAX<sup>TM</sup> umfassen kann. Der Schieber **100** ist typischerweise aus gießfähigen Polymeren wie etwa Polycarbonat gebildet, während die verstärkende Röhre **106** und die geschlitzte Röhre **98** aus Edelstahl oder Thermoplast gebildet sein können. Der Griff **112** und das Gehäuse **50** umfassen typischerweise ebenfalls gießfähige Polymerstrukturen.

**[0056]** Der Verbinder **56** (und das zugehörige Anschlussstück am proximalen Ende des Gehäuses **50**) ist von Colder Products Company, St. Paul, Minnesota unter der Modellnummer MPC 170-04T im Handel erhältlich. Fachleuten ist klar, dass das Zuführungssystem **30** typischerweise im Wesentlichen abgedichtet ist, um eine Hämostase aufrechtzuerhalten, wobei typischerweise O-Ringe verwendet werden, um zwischen der verstärkenden Röhre **106** und der Hülle **32** sowie zwischen dem Verstärkungsstab **108** und dem Schaft **32** abzudichten. Der Verstärkungsstab erstreckt sich typischerweise im Wesentlichen durch das Gehäuse **50**, jedoch erstreckt er sich distal im Wesentlichen nicht über das Gehäuse hinaus, um ein Biegen des Zuführungssystems in dem Körperlumen zu ermöglichen. Wie in [Fig. 11](#) gezeigt ist, kann eine solche Geschmeidigkeit durch Verkleinern des Durchmessers der Hülle **32** proximal von der Prothese erhöht werden.

**[0057]** Obwohl die exemplarische Ausführungsform der vorliegenden Erfindung mittels Beispiel und zur Klarheit des Verständnisses in großem Detail beschrieben worden ist, werden Fachleuten mehrere Anpassungen, Modifikationen und Änderungen offenbar.

## Patentansprüche

1. Zuführungssystem (**30**) für die Verwendung mit einer röhrenförmigen endoluminalen Prothese (**10**), wobei das Zuführungssystem (**30**) umfasst: eine Hülle (**32**) mit einem proximalen Ende (**38**), einem distalen Ende (**40**) und einem Hohlraum (**36**), der die Prothese (**10**) aufnehmen kann, in der Nähe des distalen Endes (**40**), ein Element in dem Hohlraum (**36**) der Hülle (**32**), das so beschaffen ist, dass es die Prothese (**10**) aus dem Hohlraum (**36**) hinaustreibt, wenn sich die Hülle (**32**) relativ zu dem Element aus einer ersten Position (**118**) in eine zweite Position (**120**) bewegt, und einen Betätigungsmechanismus (**90**), der an dem Element befestigt ist und einen Griff (**52**) mit der Hülle



(32) mit mechanischer Kraftverstärkung koppelt, die sich ändert, wenn sich die Hülle (32) zwischen der ersten Position (118) und der zweiten Position (120) bewegt.

2. Zuführungssystem nach Anspruch 1, bei dem eine Verlagerung des Griffs (32) relativ zu dem Element eine erste Verlagerung der Hülle (32) relativ zu dem Element bewirkt, wenn sich die Hülle (32) in der Nähe der ersten Position (118) befindet, und bei dem die Verlagerung des Griffs (32) eine zweite Verlagerung der Hülle (32) bewirkt, die von der ersten Verlagerung der Hülle verschieden ist, wenn sich die Hülle (32) in der Nähe der zweiten Position (120) befindet.

3. Zuführungssystem nach Anspruch 1, bei dem die erste Hüllenverlagerung kleiner als die zweite Hüllenverlagerung ist.

4. Zuführungssystem nach Anspruch 1, bei dem die mechanische Kraftverstärkung dann, wenn sich die Hülle (32) in der Nähe der ersten Position (118) befindet, so dimensioniert ist, dass sie statische Reibungskräfte zwischen der Prothese (10) und der Hülle (32) überwindet, und bei dem die mechanische Kraftverstärkung dann, wenn sich die Hülle (32) in der Nähe der zweiten Position (120) befindet, so dimensioniert ist, dass sie dynamische Reibungskräfte, die kleiner als die statischen Reibungskräfte sind, überwindet und die Austreibgeschwindigkeit der Prothese (10) aus der Hülle (32) erhöht.

5. Zuführungssystem nach Anspruch 1, bei dem der Betätigungsmechanismus (10) Gewinde (114) umfasst, die eine Achse definieren, und bei dem sich eine Steigung (128, 130) der Gewinde (114) längs einer Achse der Gewinde (114) ändert.

6. Zuführungssystem nach Anspruch 5, bei dem die Gewinde (114) Gewinde mit mehreren Steigungen umfassen und bei dem der Betätigungsmechanismus (110) ferner einen Gleiter (100) mit Stiften (136), die mit den Gewinden (114) in Eingriff sind, umfasst, so dass eine Drehung eines Elements der Gruppe, die aus dem Gleiter (100) und den Gewinden (114) besteht, eine Drehung relativ zu dem jeweils anderen bewirkt,

7. Zuführungssystem nach Anspruch 5, bei dem der Griff (112) eine röhrenförmige Struktur aufweist, die auf die Hülle (32) im Wesentlichen ausgerichtet ist, wobei der Griff (112) mit den Gewinden (114) gekoppelt ist, so dass eine Drehung des Griffs (112) um die Achse der Hülle (32) eine Bewegung des Elements bewirkt.

8. Zuführungssystem nach Anspruch 1 für die Verwendung mit einer radial ausdehnbaren, röhrenförmigen endoluminalen Prothese, bei dem die Hülle (32) eine zwischen dem proximalen Ende (38) und

dem distalen Ende (40) verlaufende Achse besitzt und der Griff (52) um eine Achse, die zu der Achse der Hülle (32) im Wesentlichen parallel ist, drehbar ist, um eine Bewegung der Hülle (32) aus der ersten Position (118) in die zweite Position (120) zu bewirken.

9. Zuführungssystem nach Anspruch 1 oder 8, bei dem der Betätigungsmechanismus (90), die Hülle (32) und das Element unlösbar gekoppelte Einweg-Polymerstrukturen umfassen.

10. Zuführungssystem nach Anspruch 8, bei dem der Betätigungsmechanismus (90) ferner einen Gleiter (100) und Gewinde (92), die den Griffabschnitt mit dem Gleiter (100) koppeln, umfasst, wobei der Gleiter (100) relativ zu einem Gehäuse (50) drehfest gehalten wird, so dass sich der Gleiter (100) axial bewegt, wenn sich der Griff (52) dreht.

11. Zuführungssystem nach Anspruch 10, bei dem der Griff (52) eine röhrenförmigen Struktur aufweist, die im Wesentlichen koaxial zur der Hülle (32) angeordnet ist.

12. Zuführungssystem nach Anspruch 11, bei dem der drehbare Griffabschnitt eine innere Oberfläche besitzt, die die Gewinde (92) definiert, wobei der Gleiter (100) mit dem Element gekoppelt ist und mit den Gewinden (92) im Eingriff ist, um das Element in proximaler Richtung zu ziehen, wenn sich die Gewinde (92) drehen.

13. Zuführungssystem nach Anspruch 10, bei dem sich eine Steigung (128, 130) der Gewinde (114) in Richtung einer axialen Länge des drehbaren Griffabschnitts ändert.

14. Zuführungssystem nach Anspruch 8, bei dem der Betätigungsmechanismus (90) die Hülle (32) relativ zu dem Element axial über eine Strecke bewegen kann, die im Bereich von etwa 7,0 Zoll bis etwa 10,0 Zoll liegt.

15. Zuführungssystem nach Anspruch 1 oder 8, das ferner eine äußere Röhre (54) umfasst, die über der Hülle (32) angeordnet und mit dem Gehäuse (50) gekoppelt ist, so dass die äußere Röhre (54) auf das Element axial ausgerichtet bleibt, wenn sich die Hülle (32) aus der ersten Position (118) in die zweite Position (120) bewegt.

16. Zuführungssystem nach Anspruch 15, das ferner ein Einleitungsventil (82), das eine Hämostase um die Hülle (32) und um die äußere Röhre (54) aufrechterhalten kann, und Gleitdichtungen zwischen dem Element und der Hülle (32) und zwischen der äußeren Röhre (54) und der Hülle (32) umfasst.

Es folgen 12 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

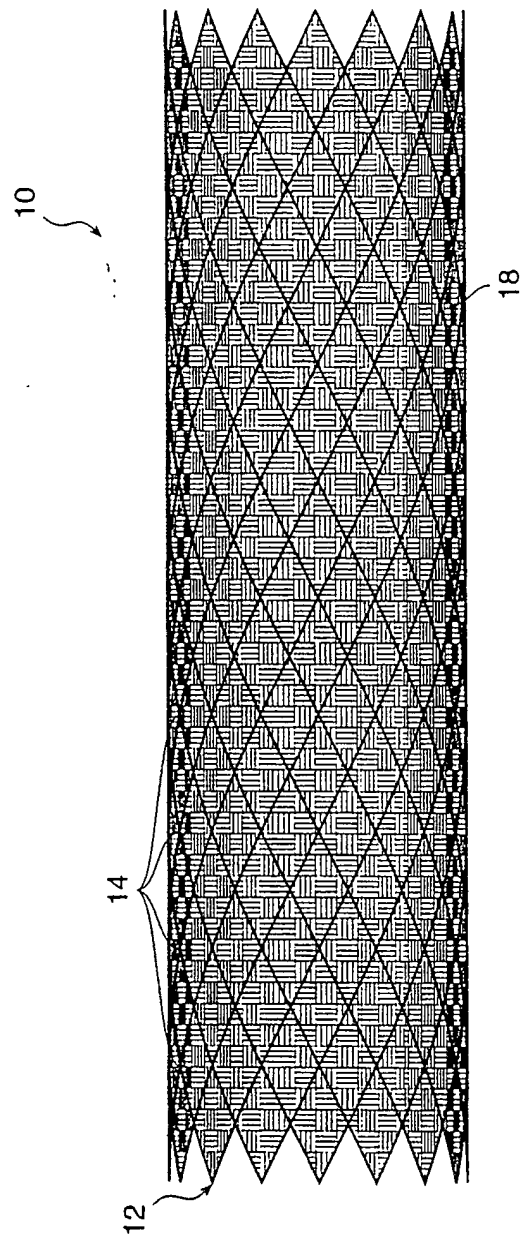


FIG. 1

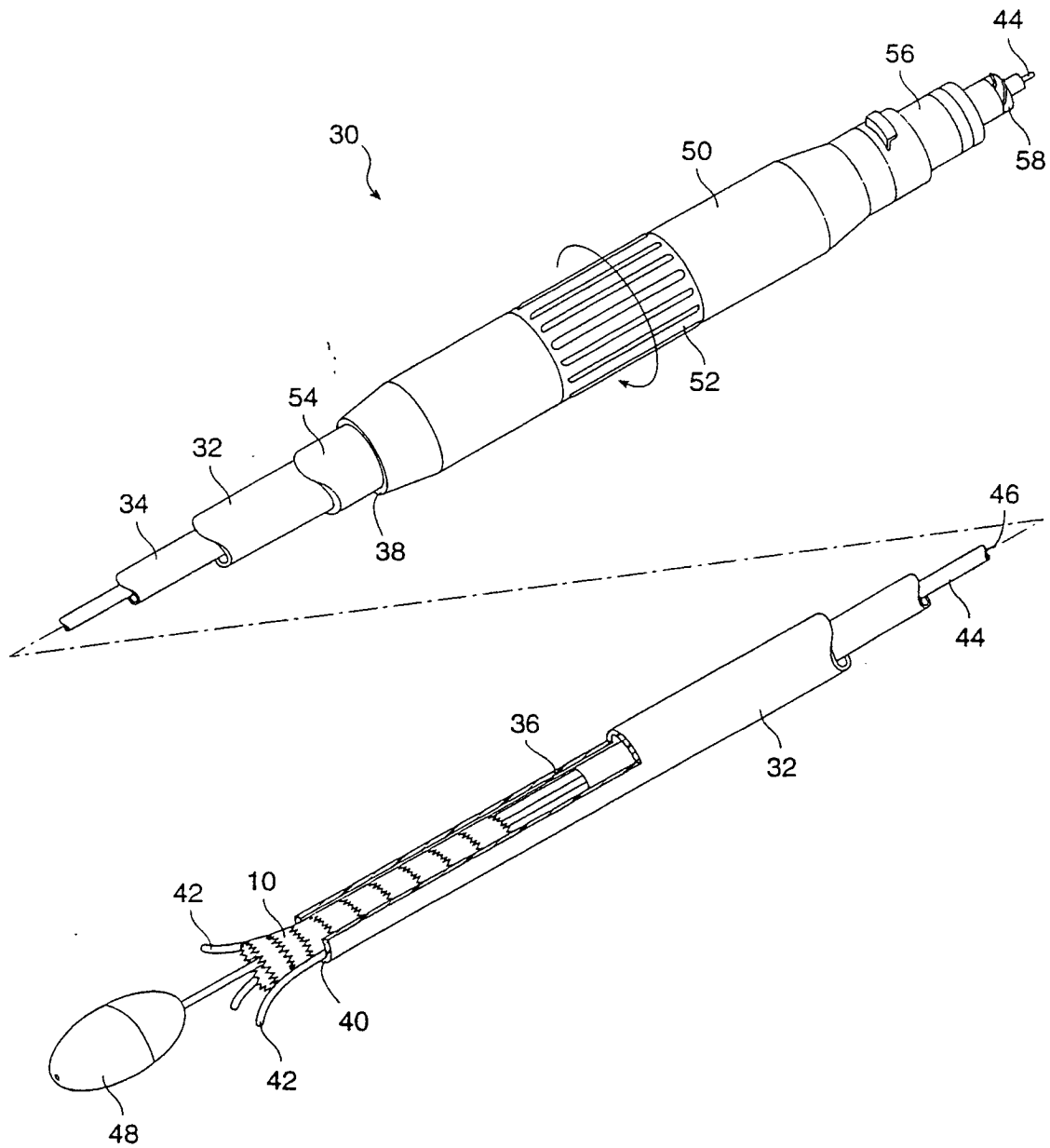


FIG. 2

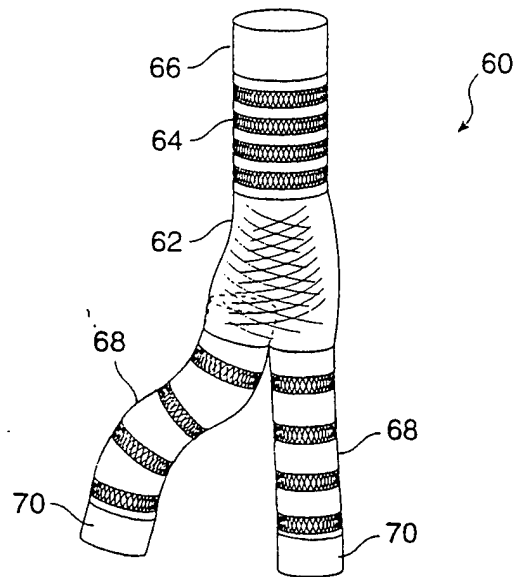


FIG. 3

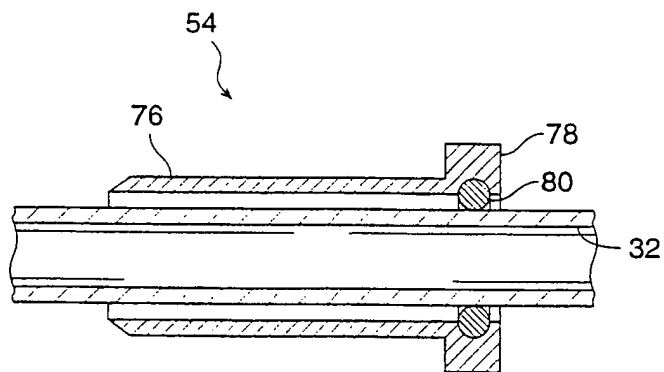


FIG. 5

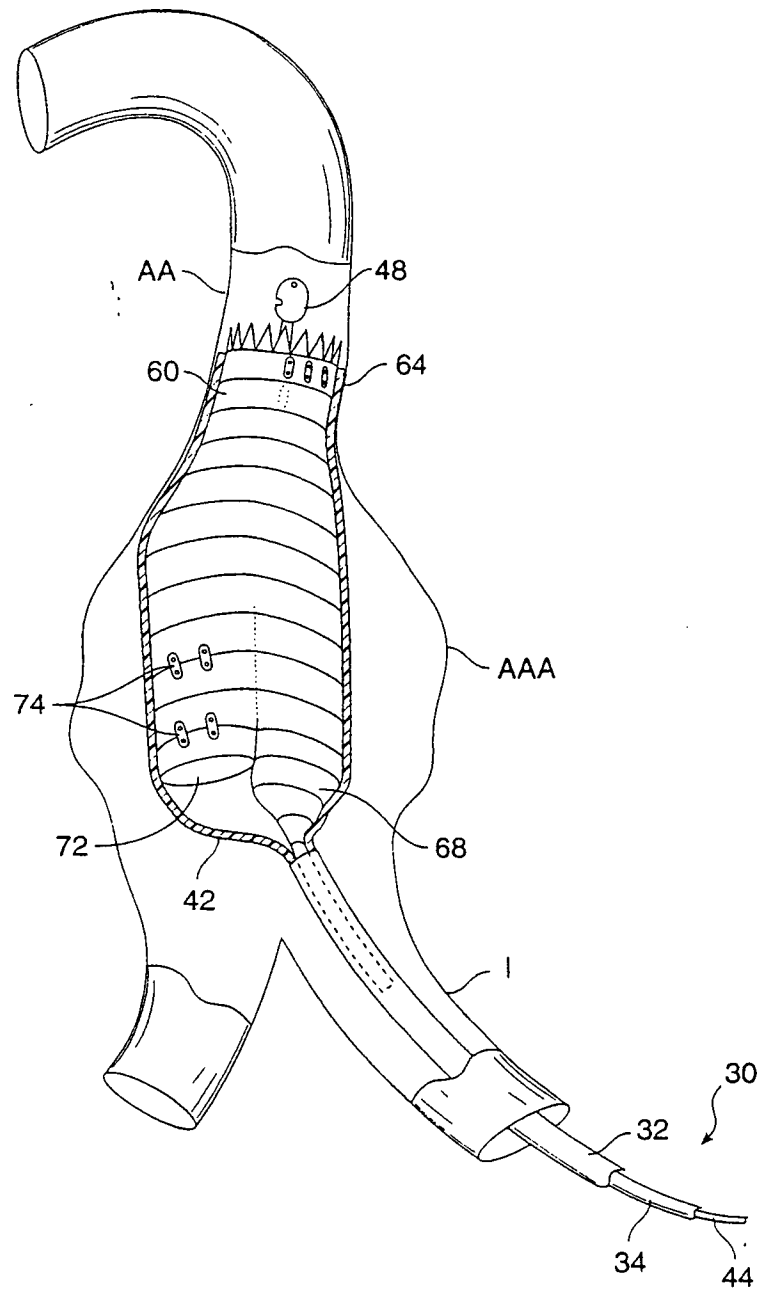


FIG. 4



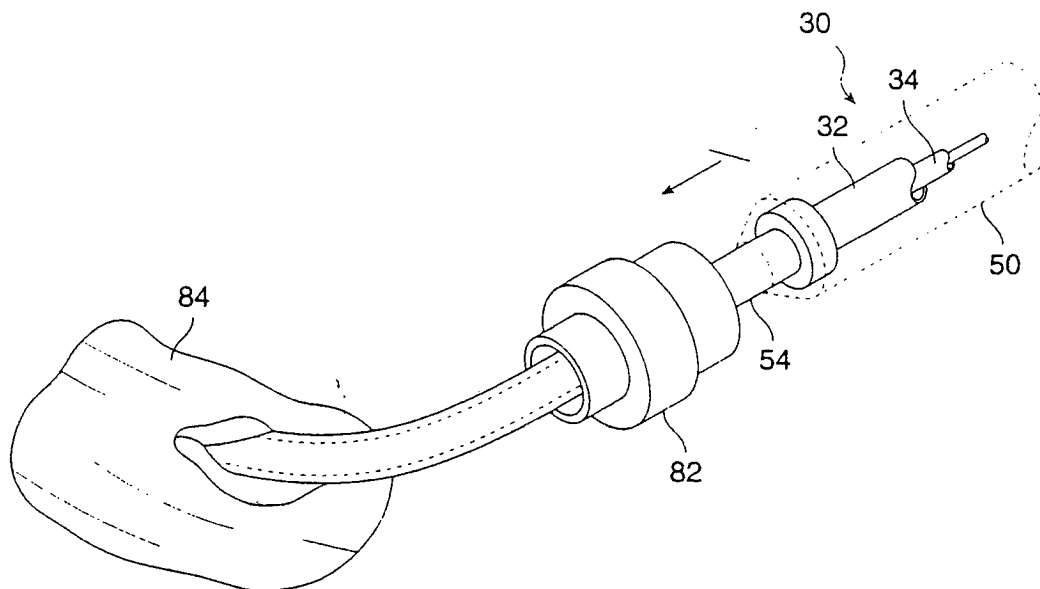


FIG. 6

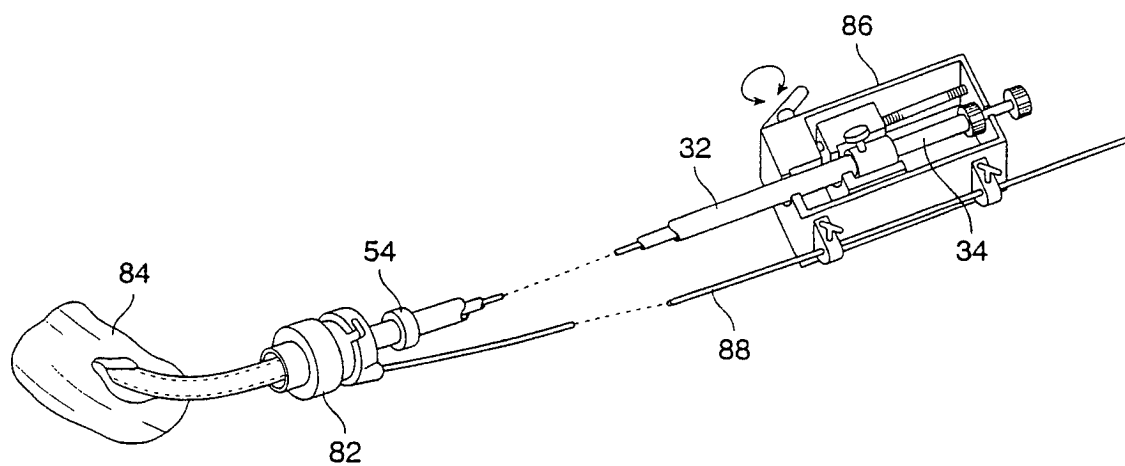


FIG. 7

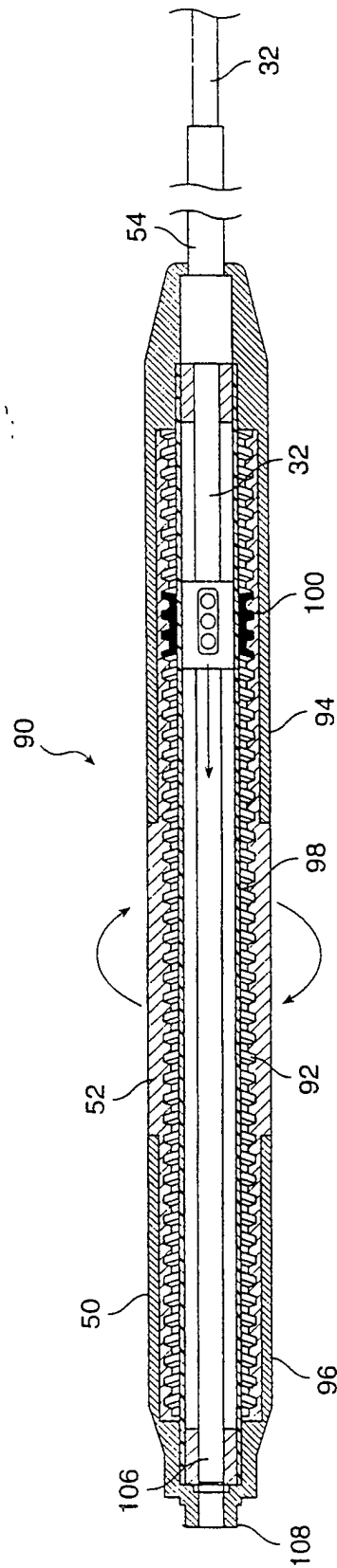


FIG. 8

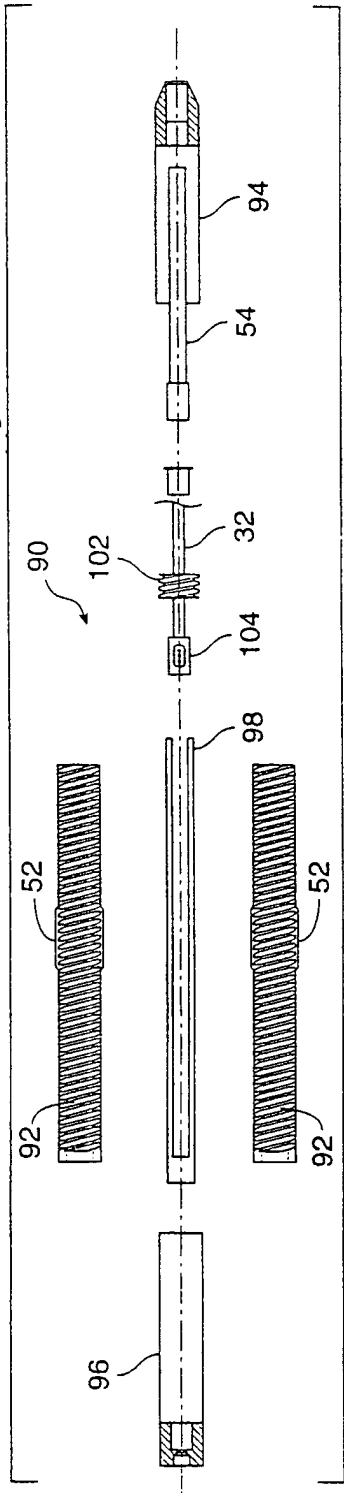


FIG. 9

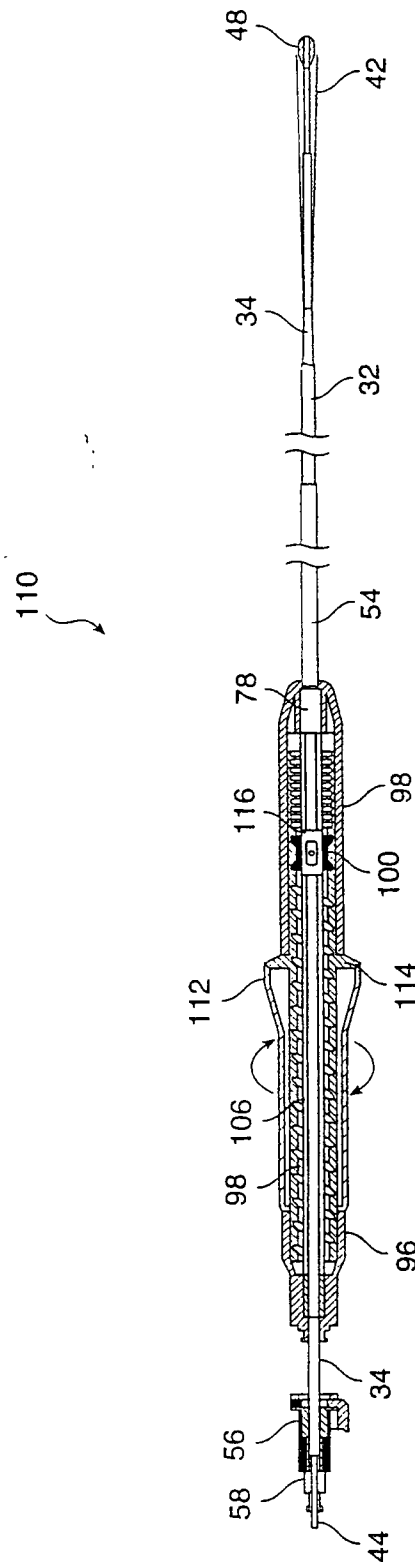


FIG. 10

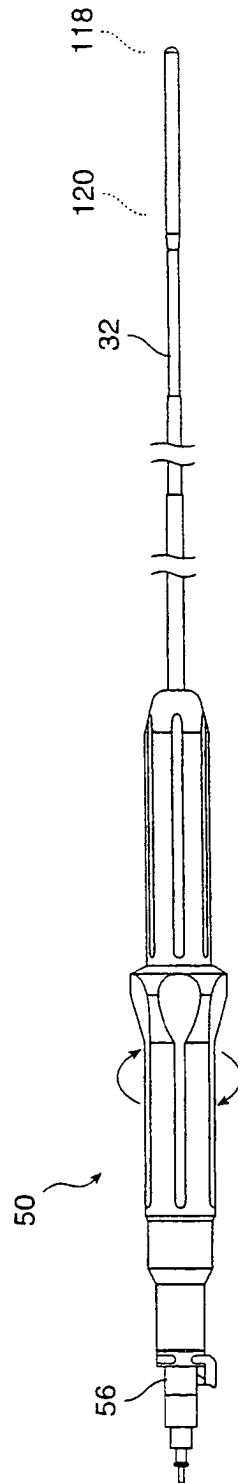


FIG. 11



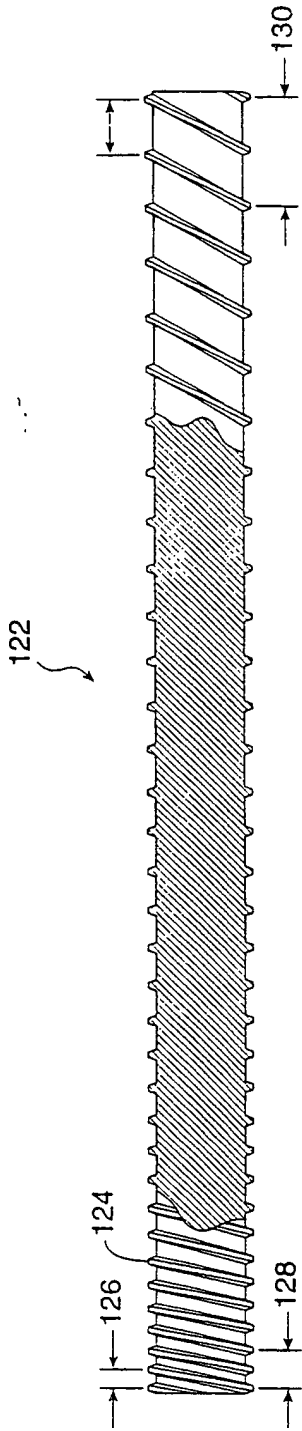


FIG. 12

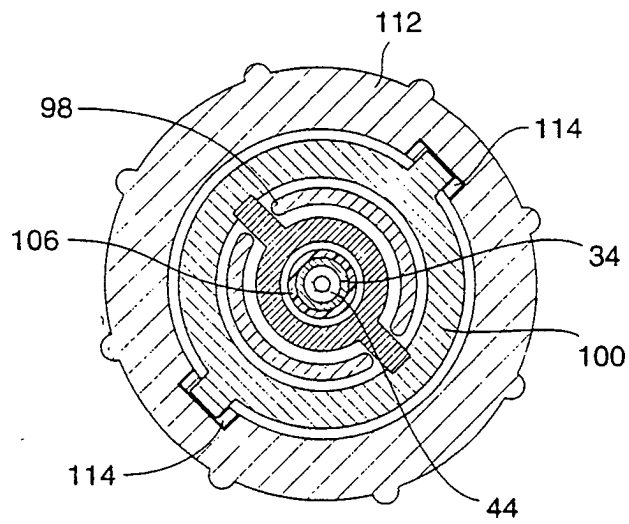


FIG. 13

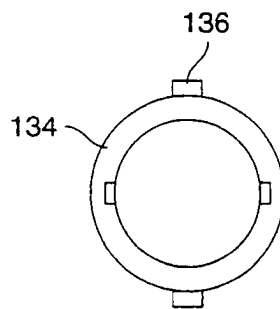
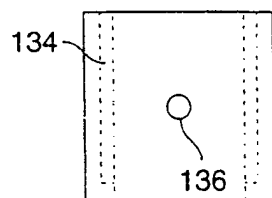
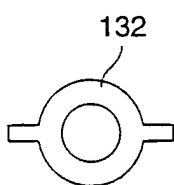


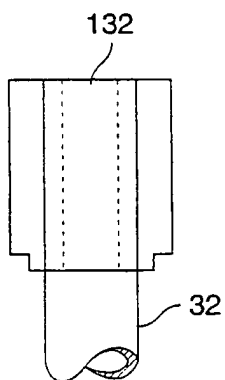
FIG. 14



*FIG. 15*



*FIG. 16*



*FIG. 17*