



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 691 33 457 T2** 2006.02.16

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 1 027 906 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **691 33 457.9**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 109 072.9**

(96) Europäischer Anmeldetag: **09.10.1991**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **16.08.2000**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **04.05.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **16.02.2006**

(51) Int Cl.⁸: **A61M 25/00** (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

A61B 17/12 (2006.01)

A61B 17/04 (2006.01)

A61B 17/10 (2006.01)

A61B 17/08 (2006.01)

A61B 18/08 (2006.01)

A61B 17/22 (2000.01)

A61B 17/02 (2006.01)

A61B 17/32 (2000.01)

A61B 17/28 (2000.01)

(30) Unionspriorität:

594768 **09.10.1990** **US**

594769 **09.10.1990** **US**

594871 **09.10.1990** **US**

594873 **09.10.1990** **US**

594874 **09.10.1990** **US**

594896 **09.10.1990** **US**

608117 **01.11.1990** **US**

608121 **01.11.1990** **US**

656651 **15.02.1991** **US**

(74) Vertreter:

**Hössle Kudlek & Partner, Patentanwälte, 70184
Stuttgart**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IT, LI, NL, SE

(72) Erfinder:

**Pyka, Walter R., Redwood City, US; Middleman,
Lee M., Portola Valley, US; Buhler, Michael, Los
Gatos, US; Poncet, Philippe, Fremont, US; Van
Dyk, Karl, Fremont, US; Jervis, James E.,
Atherton, US**

(73) Patentinhaber:

Medtronic, Inc., Minneapolis, Minn., US

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zum Manipulieren von Materie**

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

[0001] Diese Erfindung betrifft eine Vorrichtung oder ein Gerät zum Manipulieren von Materie innerhalb eines eingeschlossenen oder unzugänglichen Raums, insbesondere während einer Operation in einem lebenden Körper.

[0002] Materie kann unter solchen Umständen auf verschiedene Arten manipuliert werden, beispielsweise durch Anwenden eines Ligaturfadens, durch Nähen, durch Schneiden mit einem Messer oder durch Schereneinwirkung oder durch Einfangen und Wiedergewinnen in Vorrichtungen in der Art von Sieben, Körben, Barrieren, Taschen oder Retraktoren. Eine solche Manipulation kann schwierig werden, wenn in einem eingeschlossenen Raum einer sehr tiefen Wunde oder durch einen kleinen arthroskopischen oder anderen endoskopischen Einschnitt oder eine kleine Körperöffnung operiert wird.

[0003] Es wurden bereits zuvor viele Formen von Geräten zum Ausführen chirurgischer Operationen vorgeschlagen, bei denen flexible Stahldrähte verwendet werden, die auseinanderfedern, wenn sie vom distalen Ende eines Rohrs vorgeschoben werden, und die wieder zusammengebracht werden können und in das Rohr zurückgezogen werden können. Beispiele solcher bekannter Vorrichtungen können den US-Patenten 2 114 695, 2 137 710, 2 670 519, 3 404 677, 4 174 715, 4 190 042, 4 222 380, 4 249 533, 4 347 846, 4 655 219, 4 691 705, 4 741 335, 4 768 505 und 4 909 789 entnommen werden. Diese Vorrichtungen sind jedoch möglicherweise aus verschiedenen Gründen, insbesondere nach einer wiederholten Verwendung oder einer langen Lagerung, wodurch die verwendeten Materialien ermüden können, nicht vollständig zufrieden stellend.

[0004] Es wurden Versuche unternommen, Formgedächtnismetalle in einem chirurgischen Gerät zu verwenden, diese sind jedoch unzweckmäßig, und es besteht bei ihnen das Risiko, dass lebende Gewebe beschädigt werden, was sich daraus ergibt, dass es entweder notwendig ist, das Formgedächtnismetall zu kühlen, während es im Körper positioniert wird, so dass die Körperwärme anschließend den Formgedächtniseffekt auslöst, oder das Metall über die Körpertemperatur zu erwärmen, um ihn nach dem Positionieren auszulösen. Beispiele solcher Versuche sind in US-Patenten 4 509 517, 3 868 956 und 4 425 908 beschrieben.

[0005] In der US-A-4 926 860 ist ein arthroskopisches Instrument zur Verwendung bei der arthroskopischen Chirurgie beschrieben. Das Instrument weist eine Kanüle mit einem gekrümmten Lumen, von dem ein Ende zu einer Operationsstelle führbar ist, und eine längliche, flexible, normalerweise gerade Formgedächtnislegierungs-sonde, die zur Einführung in die

Operationsstelle in die Kanüle aufnehmbar ist, auf. Die Kanüle ist konfiguriert, um zu bewirken, dass die Sonde während ihres Durchgangs durch das gekrümmte Lumen gebogen wird, wobei der Formgedächtnischarakter der Sonde bewirkt, dass sie in einer im wesentlichen geraden Orientierung aus dem Ende der Kanüle austritt.

[0006] In der EP-A-145166 sind Formgedächtnislegierungen und eine IUD beschrieben, die im austenitischen Zustand mit der gewünschten Form versehen werden können und durch Kompression in eine röhrenförmige Anordnungsvorrichtung verformt werden können.

[0007] Gemäß der vorliegenden Erfindung werden pseudoelastische Materialien, vorzugsweise pseudoelastische Formgedächtnislegierungen, welche sich pseudoelastisch krümmen, verwendet, um Manipulationen auszuführen, die sich mit bereits bekannten Vorrichtungen nur schwer oder gar nicht zuverlässig erreichen lassen. Pseudoelastische Legierungen wurden zuvor für nicht manipulierende Vorrichtungen, wie Läsionsmarkierungs-sonden, Knochenanker, Herzklappen, intrauterine Vorrichtungen, Dentalbo-gendräh-te, Spulenstents und Filter, beschrieben, wie in den US-Patenten 4 665 906 (Jervis), 4 616 656 (Nicholson), 4 898 156 (Gattorna), 4 899 743 (Nicholson) und 4 946 468 (Li) beschrieben ist. In einem Fall beschreibt das US-Patent 4 926 860 (Stice) eine gerade Nähnadel aus einer solchen Legierung, die gewährleistet, dass die Nadel gerade austritt, nachdem sie durch eine gekrümmte Kanüle eingeführt wurde. Keine dieser bekannten Verwendungen legt in irgendeiner Weise die vorliegende ausgeklügelte Verwendung der Fähigkeit des pseudoelastischen Biegens bzw. Krümmens beim Verschieben eines pseudoelastischen Manipulatoremittels aus einer Kanüle zum Ausführen von Manipulationen an schwierigen Stellen nahe.

[0008] Die vorliegende Erfindung sieht demgemäß eine Vorrichtung zum Durchführen von Operationen in einem lebenden Körper vor, mit einem distalen Ende und einem proximalen Ende zum Manipulieren von Substanz bzw. Materie in einem beschränkten bzw. eingeschlossenen oder unzugänglichen Raum innerhalb des lebenden Körpers, wobei die Vorrichtung folgendes umfasst:

- (i) Manipulatoremittel mit einem distalen Segment, wobei das distale Segment zumindest teilweise aus mindestens einem gebogenen oder verdrehten länglichen Formgedächtnislegierungselement mit Pseudoelastizität bei einer angestrebten Manipulationstemperatur gebildet ist, und mit einem proximalen Segment, das integral mit dem distalen Segment ausgebildet oder Ende an Ende mit dem distalen Segment gekoppelt ist,
- (ii) ein hohles Gehäuse oder eine hohle Kanüle, die dazu geeignet ist, das distale Segment in ei-

nem relativ ausgerichtetem Zustand innerhalb des Gehäuses oder der Kanüle zu halten, und
 (iii) Betätigungsmittel, die von dem proximalen Ende der Vorrichtung bedienbar sind, um das distale Segment aus dem Gehäuse oder der Kanüle zu erstrecken, um die Substanz bzw. Materie in dem lebenden Körper zu manipulieren und um das distale Segment in das Gehäuse oder die Kanüle zurückzuziehen,

wobei das distale Segment deformierbar ist, um pseudoelastisch in einer lateralen oder helikalen Richtung zu biegen oder zu verdrehen, um die Substanz oder Materie beim Erstrecken aus dem Gehäuse oder der Kanüle bei der Manipulationstemperatur zu manipulieren, und das distale Segment durch mechanische belastungsinduzierte Phasentransformation bei einem Zurückziehen in das Gehäuse oder die Kanüle bei der Manipulationstemperatur relativ ausgerichtet wird, und wobei das proximale Segment in einem unbelasteten Zustand eine relativ ausgerichtete bzw. gerade Form aufweist und das proximale Segment der Manipulatormittel des weiteren mit den Betätigungsmitteln gekoppelt ist.

[0009] Vorzugsweise sieht die Erfindung eine Vorrichtung oder ein Gerät vor, die oder das eine längliche Form für eine chirurgische Manipulation von Materie innerhalb eines lebenden Körpers aufweist und an dem distalen Ende das Manipulatormittel mit dem Formgedächtnislegierungselement bzw. den Formgedächtnislegierungselementen aufweist, die bei der innerhalb dieses Körpers anzutreffenden Temperatur eine Pseudoelastizität aufweisen, wobei das Betätigungsmittel vom proximalen Ende der Vorrichtung betätigbar ist.

[0010] Verschiedene Formen der Vorrichtung oder des Geräts werden nun unabhängig beschrieben, wobei zu verstehen ist, dass alle an sich erfindungsgemäß sein können, wenngleich alle vorzugsweise innerhalb des Schutzzumfangs zumindest des ersten (und bevorzugter beider) der beiden unmittelbar vorhergehenden Absätze liegen. Nicht-chirurgische Verwendungen können für manche Formen geeignet sein.

[0011] Jedes beliebige elastische Material kann bei manchen der Ausführungsformen dieser Erfindung verwendet werden, es ist jedoch im allgemeinen bevorzugt, ein pseudoelastisches Material zu verwenden. Viele verschiedenen Materialien weisen eine Pseudoelastizität auf und können bei beliebigen Ausführungsformen dieser Erfindung verwendet werden. Es ist bevorzugt, eine pseudoelastische Formgedächtnislegierung zu verwenden.

[0012] Der Begriff "elastisches Material" soll hier ein Material bedeuten, das federartige Eigenschaften aufweist, so dass es durch eine ausgeübte Belastung

verformt werden kann und dann in seine ursprüngliche unbelastete Form oder Konfiguration zurückspringt oder wiederhergestellt wird, wenn die Belastung bzw. die Spannung entfernt wird. Das elastische Material ist vorzugsweise hochelastisch. Das Material kann polymerisch oder metallisch oder eine Kombination von beiden sein. Die Verwendung von Metallen, wie Formgedächtnislegierungen, ist bevorzugt. Formgedächtnislegierungen, die eine Pseudoelastizität, insbesondere eine Superelastizität, aufweisen, sind besonders bevorzugt. Die hier verwendeten elastischen Materialien weisen eine elastische Verformung von mehr als 1%, im allgemeinen von mehr als 2% auf. Vorzugsweise weisen die hier verwendeten elastischen Materialien eine elastische Verformung von mehr als 4% und bevorzugter von mehr als 6% auf.

[0013] Vorzugsweise besteht das elastische Element zumindest teilweise aus einem pseudoelastischen Material in der Art einer Formgedächtnislegierung, die eine Pseudoelastizität aufweist. Formgedächtnislegierungen, die eine Superelastizität aufweisen (in der Literatur auch als nichtlineare Pseudoelastizität bezeichnet), sind besonders bevorzugt.

[0014] Das US-Patent 4 935 068 von Duerig, das gemeinsam mit der vorliegenden Anmeldung übertragen wurde, lehrt die Grundprinzipien von Formgedächtnislegierungen. Einige Legierungen, die zwischen der martensitischen und der austenitischen Phase transformiert werden können, können einen Formgedächtniseffekt aufweisen. Die Transformation zwischen Phasen kann durch eine Temperaturänderung hervorgerufen werden. Beispielsweise beginnt eine Formgedächtnislegierung in der martensitischen Phase mit der Transformation in die austenitische Phase, wenn ihre Temperatur über A_s ansteigt, und die Transformation ist abgeschlossen, wenn die Temperatur über A_f ansteigt. Die Transformation in Vorwärtsrichtung beginnt, wenn die Temperatur unter M_s abfällt, und sie ist abgeschlossen, wenn die Temperatur unter M_f abfällt. Die Temperaturen M_s , M_f , A_s und A_f definieren die Hystereseschleife der thermischen Transformation der Formgedächtnislegierung.

[0015] Unter bestimmten Umständen weisen Formgedächtnislegierungen eine Pseudoelastizität auf, welche nicht auf einer Temperaturänderung beruht, um eine Formänderung zu erreichen. Eine pseudoelastische Legierung kann weit über die elastischen Grenzen herkömmlicher Metalle hinaus elastisch verformt werden.

[0016] Die Eigenschaft der Pseudoelastizität bestimmter Formgedächtnislegierungen, die vorzugsweise bei den Vorrichtungen gemäß dieser Erfindung verwendet wird, ist der Gegenstand einer Veröffentlichung mit dem Titel "An Engineer's Perspective of Pseudoelasticity" von T. W. Duerig und R. Zadno, ver-

öffentlich in Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, Seite 380, T. W. Duerig, K. Melton, D. Stoeckel und M. Wayman, Herausgeber, Butterworth Publishers, 1990 (Verhandlungen einer Konferenz "Engineering Aspects of Shape Memory Alloys" in Lansing, Michigan, August 1988). Wie in der Veröffentlichung erörtert wurde, können bestimmte Legierungen zwei Typen einer Pseudoelastizität aufweisen.

[0017] "Superelastizität" tritt bei geeignet behandelten Legierungen auf, während sie sich in ihrer austenitischen Phase bei einer Temperatur befinden, die größer als A_s und kleiner als M_d ist (A_s ist die Temperatur, bei der die Transformation in die austenitische Phase beginnt, wenn eine Formgedächtnislegierung in ihrer martensitischen Phase erwärmt wird, und M_d ist die maximale Temperatur, bei der die Transformation in die martensitische Phase durch Anwendung einer Belastung herbeigeführt werden kann). Die Superelastizität kann erreicht werden, wenn die Legierung bei einer Temperatur ausgeheizt wird, die niedriger ist als die Temperatur, bei der die Legierung vollständig rekristallisiert. Alternative Verfahren zum Erzeugen von Superelastizität in Formgedächtnislegierungen, wie eine Lösungsbehandlung und ein Altern oder ein Legieren, sind auch in der vorstehend erwähnten Veröffentlichung "An Engineer's Perspective of Pseudoelastizität" erörtert. Ein Artikel kann mit einer gewünschten Konfiguration versehen werden, indem er während des Ausheizens oder während der Lösungsbehandlung und des Alterns in dieser Konfiguration gehalten wird. Ein aus einer Legierung gebildeter Artikel, der eine Superelastizität aufweist, kann im wesentlichen reversibel um 11% oder mehr verformt werden. Dagegen wird angenommen, dass die "lineare Pseudoelastizität" nicht mit einer Phasenänderung einhergeht. Sie zeigt sich bei Formgedächtnislegierungen, die kaltbearbeitet oder bestrahlt wurden, um den Martensit zu stabilisieren, die jedoch nicht in der vorstehend erörterten Weise ausgeheizt wurden. Ein Artikel, der aus einer Legierung besteht, die eine lineare Pseudoelastizität aufweist, kann um 4% oder mehr im wesentlichen reversibel verformt werden. Die Behandlung von Formgedächtnislegierungen zur Verbesserung ihrer pseudoelastischen Eigenschaften ist auch in dem voranstehend erwähnten US-Patent 4 935 068 von Duerig erörtert.

[0018] Wenngleich die Legierung, die in den Vorrichtungen gemäß dieser Erfindung verwendet wird, entweder eine lineare Pseudoelastizität oder eine Superelastizität (die manchmal als nichtlineare Pseudoelastizität bezeichnet wird) oder eine Pseudoelastizität eines Zwischentyps aufweisen kann, ist es im allgemeinen wegen des großen Ausmaßes an Verformung, das ohne das Einsetzen der Plastizität verfügbar ist, bevorzugt, dass sie eine Superelastizität aufweist. Das US-Patent 4 665 908 von Jervis, das gemeinsam mit der vorliegenden Anmeldung übertragen wurde, lehrt die Verwendung pseudoelasti-

scher Formgedächtnislegierungen bei medizinischen Vorrichtungen.

[0019] Das pseudoelastische Material wird entsprechend den für den Artikel gewünschten Eigenschaften ausgewählt. Wenn eine Formgedächtnislegierung verwendet wird, ist sie bevorzugt eine Legierung auf Nickeltitanbasis zu verwenden, die zusätzliche Elemente aufweisen kann, welche die Dehnungsgrenze, die bei der Legierung verfügbar ist, oder die Temperatur, bei der bestimmte gewünschte pseudoelastische Eigenschaften erhalten werden, beeinflussen können. Die Legierung kann beispielsweise eine binäre Legierung sein, die im wesentlichen aus Nickel und Titan, beispielsweise 50,8 Atomprozent Nickel und 49,2 Atomprozent Titan, besteht, oder sie kann einen Anteil eines dritten Elements in der Art von Kupfer, Kobalt, Vanadium, Chrom oder Eisen enthalten. Legierungen, die im wesentlichen aus Nickel, Titan und Vanadium bestehen, wie in dem US-Patent 4 505 767 offenbart ist, sind für manche Anwendungen bevorzugt, insbesondere weil sie auch bei Körpertemperaturen oder um diese herum pseudoelastische Eigenschaften aufweisen können und weil sie steifer sind und/oder mehr elastische Energie speichern können. Legierungen auf Kupferbasis, beispielsweise Legierungen, die im wesentlichen aus Kupfer, Aluminium und Nickel, Kupfer, Aluminium und Zink sowie Kupfer und Zink bestehen, können auch verwendet werden.

[0020] Ein Artikel, der eine Superelastizität aufweist, kann um elf Prozent oder mehr im wesentlichen reversibel verformt werden. Beispielsweise kann ein 1,00 Meter langes Stück eines superelastischen Drahts auf eine Länge von 1,11 Meter gedehnt werden, wobei seine Legierung eine Phasenänderung zu einer als spannungs- bzw. belastungsinduzierter Martensit bekannten zumindest teilweise eher martensitischen Phase durchmacht. Nach dem Fortnehmen der Belastung bzw. der Spannung kehrt der Draht im wesentlichen zu seiner Länge von 1,00 Meter zurück, und seine Legierung kehrt dementsprechend zumindest im wesentlichen zu ihrer eher austenitischen Phase zurück. Dagegen kann ein ähnlicher Draht aus Federstahl oder einem anderen herkömmlichen Metall nur um etwa ein Prozent oder auf eine Länge von 1,01 Meter elastisch gedehnt werden. Jedes weitere Dehnen des herkömmlichen Drahts führt zu einer unelastischen (plastischen) Transformation wenn nicht zu einem Brechen des Drahts, so dass der Draht nach dem Fortnehmen der Belastung nicht in seine ursprüngliche Länge zurückkehrt. Lineare pseudoelastische und superelastische Materialien können auch in viel größerem Maße als herkömmliche Metalle gebogen, verdreht und komprimiert statt gedehnt werden.

[0021] Es wird angenommen, dass die superelastische Eigenschaft durch eine Phasentransformation

innerhalb der Legierung, statt durch die Versatzbewegungen, welche während der plastischen Verformung gewöhnlicher Metalle auftreten, erreicht wird. Ein superelastisches Material kann Tausende von Malen verformt und losgelassen werden, ohne infolge der Metallermüdung, welche die Anzahl der Verformungszyklen begrenzt, denen ein gewöhnliches Metall ohne ein Versagen unterzogen werden kann, zu brechen.

[0022] Formgedächtnislegierungen haben ein spezielles Merkmal, das für bestimmte Ausführungsformen dieser Erfindung vorteilhaft ist. Wenn eine superelastische Formgedächtnislegierung in zunehmendem Maße aus ihrer nicht eingezwängten Form verformt wird, wechselt ein Teil ihrer austenitischen Phase in einen spannungsinduzierten Martensit. Die Spannungs-Dehnungs-Kurve weist während dieser Phasenänderung ein Plateau auf. Dies bedeutet, dass die Legierung in hohem Maße bei nur minimalen Erhöhungen der Belastung verformt werden kann, während sie diese Phasenänderung durchmacht. Daher haben Elemente, welche superelastische Formgedächtnislegierungen aufweisen, ein eingebautes Sicherheitsmerkmal. Diese Elemente können (bei Verwendung geeignet behandelte Legierungen und geeigneter Abmessungen) so ausgelegt werden, dass sie, wenn sie über ein bestimmtes Maß hinaus belastet werden, dazu neigen, sich mit einer gleichzeitigen Phasenänderung von einem Austenit zu einem spannungsinduzierten Martensit zu verformen, statt dass sie lediglich einen größeren Widerstand oder eine größere Kraft bei einer begrenzten Verformung durch die Last aufweisen, was bei herkömmlichen Metallen auftritt.

[0023] Ebenso wie die Spannungs-Dehnungs-Kurven von Formgedächtnislegierungen bei einer Belastung ein Plateau aufweisen, weisen sie auch bei der Entlastung ein Plateau in der Spannungs-Dehnungs-Kurve auf. Eine Entlastung tritt auf, wenn ein Element aus einer superelastischen Formgedächtnislegierung von einer erheblichen Verformung zur ursprünglichen unbelasteten Form zurückkehren gelassen wird. Wegen des Plateaus kann ein solches Element während eines großen Teils des Entlastungszyklus bis kurz vor der vollständigen Entlastung eine fast konstante Kraft beibehalten.

[0024] Eine Form der vorliegenden Erfindung sieht ein chirurgisches Instrument vor, das das Führen eines Ligaturfadens um einen Knochen, ein Blutgefäß oder ein anderes solches Körperteil oder das Greifen eines solchen Körperteils ermöglicht, ohne dass es erforderlich wäre, das chirurgische Instrument über einen weiten Bewegungswinkel zu verschieben. Die Vorrichtung weist eine Kanüle und innerhalb der Kanüle ein Element auf, das zumindest teilweise aus einem elastischen Material, vorzugsweise einem pseudoelastischen Material und am bevorzugtesten einer

pseudoelastischen Formgedächtnislegierung besteht, wie jene, die in dem US-Patent 4 665 906 von Jervis vom 19. Mai 1987 und in dem US-Patent 4 505 767 von Quin vom 19. März 1985 offenbart sind, welche für alle Formen dieser Erfindung bevorzugt sind.

[0025] Wenngleich die folgende detaillierte Beschreibung und die anliegenden Figuren die Kanüle mit einer geraden Form zeigen und das elastische Element als in einer geradegerichteten Konfiguration darin gehalten zeigen, ist zu verstehen, dass die Kanüle vorteilhafterweise mit einer beliebigen gewünschten Form in der Art eines Bogens versehen werden kann und dass das elastische Element bei der Extrusion aus der Kanüle eine beliebige gewünschte Form annehmen kann.

[0026] Die gerade Kanüle und die gekrümmten elastischen Elemente werden nur als Beispiele verwendet und sollten nicht als den Schutzzumfang dieser Erfindung einschränkend interpretiert werden. Es ist auch zu verstehen, dass, wenngleich die Kanüle als recht steif erörtert wurde, sie aus einem plastisch verformbaren Material bestehen kann, das es dem Chirurgen erlaubt, das Instrument zu jeder erforderlichen Konfiguration zu formen. Das Instrument kann auch flexibel sein, um innerhalb des Arbeitskanals eines flexiblen Endoskops oder des Lumens eines Katheters verwendet werden zu können oder um als ein Katheter selbst zu funktionieren.

[0027] Weiterhin kann das elastische Element mit einem geeigneten Material in der Art eines Polymers beschichtet sein.

[0028] Das elastische Element hat einen distalen Endabschnitt mit einer spezifischen gekrümmten Form, wenn es keiner mechanischen Belastung bzw. Spannung ausgesetzt ist. Gemäß einer ersten Ausführungsform weist das elastische Element eine ausreichende Festigkeit und Steifigkeit auf, um es dem Chirurgen zu ermöglichen, eine Körperstruktur in der Art eines Knochens damit zu greifen und zu manipulieren. Gemäß der ersten Ausführungsform weist das elastische Element eine distale Endstruktur, die eine angeschärfte Spitze sein kann, oder eine Struktur auf, die dazu dient, den Körper des Patienten zu schützen und das vollständige Zurückziehen des elastischen Elements in die Kanüle zu verhindern. Wenn das elastische Element distal aus der Kanüle vorgeschoben wird, krümmt es sich ausreichend um die Körperstruktur, um diese zu greifen und zu manipulieren.

[0029] Gemäß einer zweiten Ausführungsform kann das elastische Element eine weniger substanzielle Konstruktion aufweisen, und sein distaler Endabschnitt ist dafür eingerichtet, einen Ligaturfaden zu halten. Zum Legen des Ligaturfadens um ein Blutgefäß oder einen Knochen braucht der Chirurg das

distale Ende der Vorrichtung nur in die Nähe des Gefäßes oder des Knochens zu bringen und das elastische Element aus der Kanüle vorzustrecken, ohne dass eine laterale Winkelbewegung der Kanüle erforderlich wäre. Das elastische Element kehrt in seine spezifische gekrümmte Form zurück, wenn es über den Katheter hinaus vorgeschoben wird, wobei es sich um das Blutgefäß oder den Knochen wickelt. Der Ligaturfaden kann dann am distalen Ende des elastischen Elements befestigt werden, und das elastische Element kann in die Kanüle zurückgezogen werden, um den Ligaturfaden um das Gefäß oder den Knochen zu ziehen. Durch vorheriges Befestigen des Ligaturfadens am elastischen Element kann der Ligaturfaden beim Vorschieben statt beim Zurückziehen des elastischen Elements um das Gefäß oder den Knochen geführt werden. Die Vorrichtung kann weiter ein Mittel zum automatischen Befestigen des Ligaturfadens am elastischen Element oder zum automatischen Lösen von ihm vom elastischen Element aufweisen.

[0030] Falls das elastische Element aus einem pseudoelastischen Material besteht, bricht es nicht leicht während einer wiederholten Verwendung, weil eine Materialermüdung unter pseudoelastischen Verwendungsbedingungen nicht auftritt. Das Instrument funktioniert, wenngleich die Kanüle nicht über einen Bewegungsgrad verschoben wird. Das Instrument ist einfach aufgebaut und weist verhältnismäßig niedrige Herstellungskosten auf.

[0031] Die Fig. 11–13 zeigen eine erste Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0032] Fig. 11A ist eine Schnittansicht, in der das innerhalb der Kanüle angeordnete elastische Element in einem Modus dargestellt ist, in dem das elastische Element eine distale Endstruktur aufweist.

[0033] Fig. 11B ist eine Schnittansicht, in der ein Modus dargestellt ist, in dem das elastische Element eine geschärfte distale Spitze aufweist.

[0034] Die Fig. 12A–B zeigen Modi des elastischen Elements, wobei es beim Vorschieben aus der Kanüle zu einer gekrümmten Form bzw. einer korkenzieherartigen Form zurückkehrt.

[0035] Die Fig. 13A–C zeigen die lineare, laterale und axiale Manipulation eines Knochens.

[0036] Die Fig. 14–112 zeigen eine zweite Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0037] Fig. 14 ist eine Schnittansicht, in der das elastische Element vollständig innerhalb der Kanüle angeordnet ist.

[0038] Die Fig. 15A–B zeigen alternative Modi des

Ligaturfadenhalters.

[0039] Fig. 16 zeigt das Strecken des elastischen Elements aus Fig. 15A um ein Blutgefäß.

[0040] Die Fig. 17A–F zeigen ein Mittel zum automatischen Greifen eines um ein Blutgefäß gelegten Ligaturfadens.

[0041] Die Fig. 18A–D zeigen einen alternativen Modus zum automatischen Greifen des Ligaturfadens.

[0042] Fig. 19 zeigt einen anderen alternativen Modus zum automatischen Greifen des Ligaturfadens.

[0043] Die Fig. 110A–D zeigen, wie die Vorrichtung verwendet werden kann, um den Ligaturfaden zu legen und dort automatisch einen Knoten mit einem halben Schlag zu knüpfen.

[0044] Fig. 111 zeigt eine verschiebbare Hülse, die dabei hilft, den Knoten mit einem halben Schlag zu knüpfen.

[0045] Die Fig. 112A–C zeigen, wie die Vorrichtung verwendet werden kann, um den Ligaturfaden zu legen und darin automatisch einen Holzfällerknoten zu knüpfen.

[0046] Fig. 113 zeigt eine Vorrichtung aus dem Stand der Technik und veranschaulicht den dafür erforderlichen breiten Zugangswinkel.

[0047] Fig. 113 zeigt die Verwendung einer Vorrichtung 700 aus dem Stand der Technik zum Legen eines Ligaturfadens (nicht dargestellt) um ein bestimmtes Blutgefäß 703, das sich zwischen anderen Blutgefäßen 704 befindet. Zum Bringen des operativen distalen Endes 710 in eine Position 715, aus der das Ende 710 direkt zugänglich ist, ist es erforderlich, die gesamte Vorrichtung 700 über einen sehr breiten Bewegungswinkel 720 zu schwenken. Dieser breite Winkel erfordert eine sehr große Eintrittswunde 740 durch das Gewebe 730 des Patienten. Es sei bemerkt, dass sich ein so breiter Bewegungswinkel unmöglich erreichen lässt, wenn die Vorrichtung 700 durch eine arthroskopische oder andere kleine endoskopische chirurgische Eintrittswunde 735 durch das Gewebe 730 des Patienten verwendet wird.

[0048] Wie anhand der folgenden Beschreibung und der anliegenden Zeichnung verständlich sein wird, ist die vorliegende Erfindung eine Vorrichtung, die durch eine solche kleine Eintrittswunde verwendbar ist.

[0049] Gemäß einer in den Fig. 11–13 dargestellten ersten Ausführungsform 100 weist die vorliegende Erfindung eine Kanüle 10 und ein Element 12 auf.

Wenngleich die vorliegende Erfindung mit einem Element **12** verwirklicht werden kann, das aus einem anderen geeigneten Material in der Art von Federstahl hergestellt ist, ist das bevorzugte Material ein pseudoelastisches Material, vorzugsweise eine Formgedächtnislegierung und insbesondere eine Formgedächtnislegierung, die eine Superelastizität aufweist. Das Element **12** wird nachstehend als ein elastisches Element **12** bezeichnet, und sein distales Segment **14** wird als ein elastisches distales Segment **14** bezeichnet. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform besteht das Element aus einer superelastischen Formgedächtnislegierung und hat das elastische distale Segment **14** eine erste Form, wenn die Legierung aus dem elastischen distalen Segment **14** in einer im wesentlichen austenitischen Phase ist und das distale Segment **14** distal aus der Kanüle **10** vorgeschoben ist und keiner mechanischen Belastung unterliegt. Das elastische distale Segment **14** kann durch mechanische Belastung in eine zweite Form versetzt werden (d.h. wenn das distale Segment **14** innerhalb der Kanüle **10** gehalten wird), in der zumindest ein Teil der Legierung in eine spannungsinduzierte bzw. belastungsinduzierte Martensitphase übergegangen ist.

[0050] Die [Fig. 11A–B](#) zeigen das zu einer zweiten geraden Form innerhalb der Kanüle **10** elastisch verformte elastische distale Segment **14**. [Fig. 12A](#) zeigt einen Modus der ersten Form, wobei das elastische distale Segment **14** bei der Extrusion aus der Kanüle **10** zu einer gebogenen ersten Form zurückkehrt. [Fig. 12B](#) zeigt einen alternativen Modus der ersten Form, wobei das elastische distale Segment **14** bei der Extrusion aus der Kanüle in eine erste korkenzieherartige Form zurückkehrt.

[0051] Wie in [Fig. 11A](#) dargestellt ist, weist das elastische Element **12** auch ein proximales Segment **16** auf, das relativ gerade ist, um sein leichtes Einführen in das proximale Ende der Kanüle **10** zu ermöglichen.

[0052] Das distale und das proximale Segment können geeigneterweise integral aus einem einheitlichen Draht oder einer einheitlichen Stange gebildet sein, oder das proximale Segment kann aus einem anderen Material gebildet sein und Ende an Ende mit einem elastischen distalen Segment gekoppelt sein. Falls die Segmente **14** und **16** eine einheitliche Konstruktion aufweisen, hat das proximale Segment **16** vorzugsweise, anders als das elastische distale Segment **14**, keine gekrümmte Form, wenn es sich in einem unbelasteten Zustand befindet. Wenngleich das Element **12** hier als ein elastisches Element **12** bezeichnet wird, ist zu verstehen, dass, wie erklärt wurde, nur das distale Endsegment **14** elastisch zu sein braucht. Es ist weiter zu verstehen, dass das distale Endsegment **14** sowie das proximale Segment **16** aus geeigneten Materialien bestehen können, wel-

che gleich sein können, oder welche dies nicht sein können.

[0053] Das elastische Element **12** kann auch eine distale Endstruktur **18** aufweisen, wie in [Fig. 11A](#) dargestellt ist. Die distale Endstruktur **18** ist ein Kontakt- oder Griffmittel, das den Griff der Vorrichtung **100** auf ein Objekt verbessert. Die distale Endstruktur **18** verhindert auch das vollständige Zurückziehen des elastischen Elements **12** durch die Kanüle **10**, wodurch die Vorrichtung **100** als eine integrale Einheit bewahrt wird. Die glatte Oberfläche und die Form der distalen Endstruktur **18** dienen als ein Sicherheitsmittel, welches dabei hilft, eine Gewebeschädigung beim Einführen der Vorrichtung **100** in eine Wunde oder durch Gewebe oder durch eine arthroskopische oder andere solche endoskopische chirurgische Eintrittswunde zu verringern. Bei der dargestellten Ausführungsform ist die distale Endstruktur **18** im wesentlichen halbkugelförmig, und ihr Durchmesser gleicht in etwa demjenigen der Kanüle **10**. Hierdurch werden die Gewebe des Patienten vor dem stumpfen distalen Ende der Kanüle **10** geschützt, während auch ein vollständiges Zurückziehen des elastischen Elements **12** aus der Kanüle **10** verhindert wird. Die distale Endstruktur **18** kann entweder mit dem elastischen distalen Segment **14** einheitlich aufgebaut sein oder aus einem anderen Material bestehen und in einer herkömmlichen Weise damit gekoppelt sein. Es sei bemerkt, dass die distale Endstruktur **18** eine beliebige stumpfe Form aufweisen kann und sogar sphärisch oder pistolenkugelförmig sein kann.

[0054] Wie in [Fig. 11B](#) dargestellt ist, kann das elastische Element eine spitze distale Endstruktur **19** aufweisen, die in der Art der distalen Endstruktur **18** aus [Fig. 11A](#) den mechanischen Griff der Vorrichtung auf einen Knochen oder ein anderes Objekt verbessert. Es kann bevorzugt sein, dass die distale Endstruktur **19** mit dem elastischen Element integral ausgebildet ist.

[0055] Die Vorrichtung **100** kann geeigneterweise weiter mit einer Griffstruktur zum Verschieben des elastischen Elements **12** durch die Kanüle versehen sein. In einem Modus kann die Griffstruktur einen Daumenring **20**, der mit dem proximalen Ende des elastischen Elements **12** gekoppelt ist, und einen oder mehrere Fingerringe **22**, die in der Nähe des proximalen Endes der Kanüle **10** angeschlossen sind, aufweisen. Der Chirurg führt das elastische Element **12** durch die Kanüle **10** ein, indem er auf den Daumenring **20** drückt, während er die Fingerringe **22** stationär hält, und er zieht das elastische Element **12** durch Ziehen des Daumenrings **20** in die entgegengesetzte Richtung in die Kanüle zurück. Natürlich liegen auch andere Griffvorrichtungen, wie ein Pistolengriff oder eine Vorrichtung mit einer Scherenwirkung oder dergleichen, innerhalb des Schutzzumfangs aller Ausführungsformen dieser Erfindung. Das Zurück-

ziehen des elastischen Elements **12** kann durch eine Feder (nicht dargestellt) unterstützt werden.

[0056] Wie in [Fig. 12A](#) dargestellt ist, tritt das elastische distale Segment **14** aus dem distalen Ende der Kanüle **10** aus, wenn das elastische Element **12** mit einer Bewegung **24** durch die Kanüle **10** eingeführt wird. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform, bei der eine superelastische Formgedächtnislegierung verwendet wird, ist der spannungsinduzierte martensitische Zustand des elastischen distalen Segments **14** dadurch, dass keine einzwängende Kanüle vorhanden ist, zumindest teilweise von der Spannung oder Belastung befreit. Die Legierung des elastischen distalen Segments **14** wird zumindest einer teilweisen Reversion zur austenitischen Phase unterzogen, und das elastische distale Segment **14** kehrt mit einer Bewegung **26** zu seiner ersten Form zurück.

[0057] Es sei bemerkt, dass die Krümmung des elastischen distalen Segments **14** innerhalb des Schutzbereichs dieser Erfindung nicht unbedingt kreisförmig und auch nicht koplanar mit der Achse der Kanüle **10** zu sein braucht. Beispielsweise könnte das distale Segment **14** so gebildet sein, dass es bei der Extrusion aus der Kanüle korkenzieherartig radial um die Achse der Kanüle gebogen wird, wie in [Fig. 12B](#) dargestellt ist. Es sei bemerkt, dass das elastische distale Segment **14** so gebildet werden könnte, dass es eine beliebige gewünschte Form oder einen beliebigen gewünschten Bogen oder Krümmungsradius aufweist, um für einen gegebenen Zweck zu der Vorrichtung zu passen.

[0058] Wie in den [Fig. 13A–C](#) dargestellt ist, kann die Vorrichtung **100** verwendet werden, um einen Knochen **3** oder eine andere Struktur in einem Patienten oder in einem anderen geeigneten Objekt zu manipulieren. Die spezifischen Körperteile, die hier erörtert werden, sind hier lediglich zum Erleichtern des Verständnisses der Erfindung aufgeführt und beeinflussen den Schutzbereich der Erfindung nicht.

[0059] Es sei bemerkt, dass die erste Ausführungsform **100** zur geeigneten Verwendung beim Manipulieren einer großen Vielzahl von Körperteilen oder anderen Objekten in einer Vielzahl von Größen und mit einem elastischen Element mit einer Vielzahl lateraler Abmessungen, Querschnittskonfigurationen und Stärken aufgebaut werden kann. Beispielsweise kann eine sehr kleine Vorrichtung mit einem sehr dünnen elastischen Element beim Manipulieren kleiner oder feiner Körperteile in der Art einzelner Nerven und Endarterien wünschenswert sein. Andererseits kann eine große Vorrichtung mit einem dicken elastischen Element, das eine große Stärke aufweist, erforderlich sein, um ein größeres Körperteil in der Art eines gebrochenen Oberschenkelknochens oder eines großen Organs oder einer Prothese oder eines

anderen mechanischen Objekts zu manipulieren. Überdies kann die Vorrichtung lang und/oder flexibel sein, so dass sie im Kanal eines Endoskops (steif oder flexibel), im Lumen eines Katheters oder als ein Katheter selbst verwendet werden kann.

[0060] Das elastische distale Segment **14** des elastischen Elements **12** kann in die Körperstruktur **3** eingeführt oder um diese herumgewickelt werden, und die Vorrichtung **100** kann bewegt werden, um die Struktur **3** zu manipulieren. Das Verschieben des elastischen Elements **12** in eine greifende Verbindung mit dem Körperteil **3** erfordert keine laterale Bewegung der Vorrichtung **100**, sondern nur ein lineares Einführen des elastischen Elements **12** durch die Kanüle **10**. Dies ermöglicht es, dass die Vorrichtung **100** in eng umschlossenen chirurgischen Stellen oder durch eine sehr kleine chirurgische Öffnung verwendet werden kann, wie sie typischerweise verwendet werden kann, um beispielsweise einen arthroskopischen Zugang zu einem Kniegelenk zu gewinnen.

[0061] Durch Bilden des elastischen distalen Segments **14**, so dass es eine nicht belastete Form aufweist, die in eine bestimmte Richtung gekrümmt ist, kann die Vorrichtung **100** zum geeigneten Einhaken eines Körperteils mit einer gegebenen Orientierung aufgebaut werden. Mit der in [Fig. 13A](#) dargestellten Krümmung kann die Vorrichtung **100** zum linearen Ziehen oder Schieben der Körperstruktur **3** in die dargestellte Richtung **28** geeignet sein. Mit der in [Fig. 13B](#) dargestellten Krümmung kann die Vorrichtung **100** zur lateralen Manipulation der Körperstruktur **3** in die Richtung **30** geeignet sein, wie dargestellt ist. Wie in [Fig. 13C](#) dargestellt ist, kann die Vorrichtung **100**, wenn das elastische distale Segment **14** in Form eines Korkenziehers gekrümmt ist, leicht verwendet werden, um die Körperstruktur **3** in die dargestellte Richtung **32** entlang der Achse der Körperstruktur **3** zu schieben oder zu ziehen.

[0062] Die Vorrichtung **100** kann mit einer Markierung **31** versehen sein, wie in [Fig. 13A](#) dargestellt ist, um die Richtung und die Orientierung anzugeben, in die sich das bestimmte elastische Element **12** bei der Extrusion krümmt. Die Markierung **31** kann beispielsweise auf die Kanüle **10** gedruckt sein oder ein erhöhter oder eingekerbter Abschnitt davon sein. Weil es erwünscht ist, dass die Markierung **31** kein Trauma an einer Eintrittswunde hervorruft, kann eine gedruckte Markierung der bevorzugte Modus sein. Es sei bemerkt, dass die Markierung an jedem gewünschten Punkt entlang der Kanüle angeordnet werden kann. Beispielsweise ist es wahrscheinlich, dass eine unmittelbar neben der distalen Spitze der Vorrichtung angeordnete Markierung für einen Gelenkchirurgen durch seine arthroskopische Betrachtungsvorrichtung sichtbar ist. Andererseits oder zusätzlich bleibt eine in der Nähe des proximalen Endes der Vorrichtung angeordnete Markierung während ei-

ner Operation vollständig sichtbar, weil sie außerhalb des Körpers des Patienten bleibt. Die Vorrichtung **100** kann ein beliebiges geeignetes Mittel einschließen, um zu gewährleisten, dass sich das elastische Element **12** in die angegebene Richtung krümmt. Beispielsweise kann das distale Segment **16** einen quadratischen Querschnitt aufweisen, wobei die proximale Endöffnung (nicht dargestellt) der Kanüle **10** eine ähnliche Form aufweist, so dass sich das elastische Element **12** nicht innerhalb der Kanüle **10** drehen kann. Alternativ kann die Kanüle **10** einen Vorsprung (nicht dargestellt) aufweisen, der in einen Längsschlitz (nicht dargestellt) im elastischen Element **12** eingreift, oder das elastische Element **12** kann einen Vorsprung (nicht dargestellt) aufweisen, um in einen Längsschlitz (nicht dargestellt) in der Kanüle **10** einzugreifen.

[0063] Die [Fig. 14–112](#) zeigen eine zweite Ausführungsform **200** gemäß der vorliegenden Erfindung. Gemäß dieser Ausführungsform braucht das elastische Element **12** keine distale Endstruktur aufzuweisen und kann vollständig in die Kanüle **10** zurückgezogen werden. Wengleich die zweite Ausführungsform **200** nachstehend als für das Legen eines Ligaturfadens um ein Blutgefäß verwendet beschrieben wird, ist zu verstehen, dass der Ligaturfaden innerhalb des Schutzbereichs dieser Erfindung um jede beliebige andere Körperstruktur oder jedes beliebige andere Objekt gelegt werden kann. Falls das nicht verformte distale Segment des elastischen Elements im wesentlichen kreisförmig ist, hat dies den wichtigen Vorteil, dass während des Vorschiebens und Zurückziehens des elastischen distalen Segments der Abschnitt des elastischen distalen Segments, der bereits aus der Kanüle extrudiert wurde und neben dem Blutgefäß liegt, keine lateralen oder radialen Kräfte auf das Blutgefäß ausübt. Es ist daher zu verstehen, dass es vorteilhaft ist, verschiedene Modi der zweiten Ausführungsform zu bilden, wobei jeder ein elastisches Element aufweist, dessen distales Segment in einer nicht verformten ersten Gestalt einen gegebenen Krümmungsradius aufweist. Dies ermöglicht es dem Chirurgen, eine Vorrichtung mit einer geeigneten Größe auszuwählen, um einen Ligaturfaden um ein Blutgefäß mit einer beliebigen Größe zu legen, die innerhalb des Schutzbereichs dieser Erfindung liegt. Es sei bemerkt, dass dasselbe Prinzip in gleichem Maße für die vorstehend mit Bezug auf die [Fig. 11–13](#) beschriebene erste Ausführungsform gilt. Weiterhin kann die Vorrichtung lang und/oder flexibel sein, so dass sie im Kanal eines Endoskops (steif oder flexibel), im Lumen eines Katheters oder als ein Katheter selbst verwendet werden kann.

[0064] Das elastische distale Segment **14** aus [Fig. 16](#) ist mit einem Ligaturfaden-Haltemittel **34** versehen, das den Ligaturfaden **36** abnehmbar festhält. Die [Fig. 15A–B](#) zeigen den Ligaturfadenhalter **34** als einen Haken bzw. ein Loch. In beiden Modi kann der

Ligaturfadenhalter **34** entweder in den Draht des elastischen distalen Segments **14** geschnitten sein oder darin durch plastisches Verformen des Drahts des elastischen distalen Segments **14** gebogen sein. Es können auch andere geeignete Mittel verwendet werden, ohne vom Schutzbereich dieser Erfindung abzuweichen. Es sei bemerkt, dass der Ligaturfadenhalter **34** in jeder gewünschten Orientierung in Bezug auf die Krümmungsebene des elastischen distalen Segments **14** eingerichtet werden kann. Falls der Hakenmodus des Ligaturfadenhalters **34** verwendet wird, kann die Lippe **33**, wie in [Fig. 15A](#) dargestellt ist, abgerundet sein, um zu verhindern, dass der Haken **34** beim Zurückziehen an der inneren Lippe **33** der distalen Öffnung der Kanüle **10** verhakt wird.

[0065] Die zweite Ausführungsform **200** kann ebenso wie die erste mindestens eine Markierung **31**, um eine vorgegebene Krümmungsrichtung des elastischen Elements anzugeben, und geeignete Griffe **20** und **22** oder andere Mittel zum Vorschieben und Zurückziehen des elastischen Elements aufweisen. Eine Feder kann verwendet werden, um das Zurückziehen des elastischen Elements **12** zu unterstützen.

[0066] Wie in [Fig. 16](#) dargestellt ist, krümmt sich das elastische distale Segment **14** bei der Extrusion aus der Kanüle **10** mit einer Bewegung **38** um das Gefäß **5**. Es sei bemerkt, dass das elastische distale Segment **14** das Gefäß **5** nicht tatsächlich zu berühren braucht, sondern aus Gründen der Zweckmäßigkeit in einem solchen Kontakt dargestellt ist. Wenn das elastische Element **12** um das Blutgefäß **5** gewickelt ist, kann der Ligaturfaden (nicht dargestellt) unter Verwendung von Pinzetten, Zangen oder dergleichen in den Ligaturfadenhalter **34** eingeführt werden. Durch das Zurückziehen des elastischen distalen Segments **14** in die Kanüle **10** wird der Ligaturfaden mit einer Bewegung **40** um das Blutgefäß **5** gezogen. Es sei bemerkt, dass der Ligaturfaden auch in den Ligaturfadenhalter **34** eingeführt werden kann, bevor das elastische distale Segment **14** um das Blutgefäß **2** gelegt wird, wobei der Ligaturfaden in diesem Fall beim Vorschieben des elastischen Elements **12** um das Blutgefäß **5** mit der Bewegung **38** um das Blutgefäß **5** gelegt wird, falls der Ligaturfadenhalter **34** geeignet gebildet ist.

[0067] Die Vorrichtung **200** kann weiter mit Mitteln zum Automatisieren des Befestigens des Ligaturfadens an dem elastischen Element oder zum Abnehmen von diesem versehen sein. Die [Fig. 17A–F](#) zeigen einen Modus dieser Mittel. Ein Ende **35** des Ligaturfadens **36** ist mit der Kanüle **10** gekoppelt, beispielsweise indem es mit einem Stab **44** verknüpft oder auf andere Weise damit gekoppelt ist. Beim Vorschieben aus der Kanüle **10** wird das elastische distale Segment **14** mit der Bewegung **38** um das Gefäß **5** gekrümmt, wie in [Fig. 17B](#) dargestellt ist. Das elastische distale Segment **14** ist so aufgebaut, dass sei-

ne Rückkehr in die nicht eingezwängte erste Form den Ligaturfadenhalter **34** in Greifkontakt mit dem gehaltenen Abschnitt **35** des Ligaturfadens **36** bringt, wie in [Fig. 17C](#) dargestellt ist.

[0068] Beim Zurückziehen zieht das elastische Element **12** den Ligaturfaden **36** mit der Bewegung **40** (entgegengesetzt zur Bewegung **38**) um das Gefäß **5**, und der Ligaturfaden **36** gleitet durch den Ligaturfadenhalter **34**, wie in [Fig. 17D](#) dargestellt ist. Nach dem vollständigen Zurückziehen, wie in [Fig. 17E](#) dargestellt ist, wird der Ligaturfaden **36** doppelt um das Gefäß **5** gelegt. Falls es gewünscht ist, dass nur eine einzige Schleife des Ligaturfadens **36** um das Gefäß **5** geführt wird, kann dies durch einfaches Lösen des hinteren Endes **37** des Ligaturfadens **36** und Zurückziehen der Vorrichtung **200**, bis das hintere Ende **37** um das Gefäß **5** gelegt ist, wie in [Fig. 17F](#) dargestellt ist, erreicht werden. Alternativ kann eine doppelte Naht (nicht dargestellt) über dem Stab angeordnet werden und durch den Stab so gehalten werden, dass nur ein Strang der Naht durch den Ligaturfadenhalter **34** gehakt wird.

[0069] Der Stab **44** bei den in den [Fig. 17](#), [Fig. 19](#), [110](#), [Fig. 111](#) und [112](#) dargestellten Ausführungsformen und der in den [Fig. 18](#) und [Fig. 19](#) dargestellte Schleifengreifer **42** sind wie dargestellt starr an der Kanüle **10** angebracht. Sowohl der Stab **44** als auch der Schleifengreifer **42** könnten jedoch aus einer Zunge (nicht dargestellt) oder einem Nocken (nicht dargestellt) bestehen, woran Nähte angebracht werden können. Eine solche Zunge oder ein solcher Nocken würden vorzugsweise zunächst mit der Wand der Kanüle **10** abschließend vorgespannt sein, würden jedoch mechanisch dazu gezwungen werden, sich seitwärts von der Kanüle zu erstrecken, wenn das elastische Element **12** aus dem Ende der Kanüle vorgeschoben wird. Auf diese Weise wird eine Naht gegen die Wand der Kanüle **10** gehalten, bis das elastische Element vorgeschoben wurde, wobei sich zu dieser Zeit der Stab und/oder der Schleifengreifer seitwärts von der Wand der Kanüle **10** erstreckt, so dass der Stab **44** die Naht an einer besseren Stelle für den Ligaturfadenhalter **34** hält und/oder diese Naht an dem Schleifengreifer **42** befestigt werden kann. Nach dem Zurückziehen des elastischen Elements **12** kehrt die Zunge oder der Nocken vorzugsweise in die eng abschließende Position zurück. Es sei bemerkt, dass die Konfiguration eines Stabs oder eines Schleifengreifers eine Zunge, ein Nocken oder eine andere geeignete Struktur sein kann.

[0070] Gemäß einem alternativen Modus kann die zweite Ausführungsform **200** so eingerichtet sein, dass der Ligaturfaden beim Vorschieben statt beim Zurückziehen des elastischen Elements um das Gefäß oder den Knochen gelegt wird. Die [Fig. 18A–D](#) zeigen einen solchen Modus der Vorrichtung **200**. Eine Schleife **39** ist in dem Ligaturfaden **36** gebildet,

und die Schleife **39** ist im Ligaturfadenhalter **34** gehalten, wobei sie vorzugsweise in die Richtung weist, in die sich das elastische distale Segment **14** beim Vorschieben aus der Kanüle **10** krümmt.

[0071] Die Kanüle **10** weist einen proximal gerichteten Schleifengreifer **42** auf, der ein Haken sein kann. Beim Vorschieben krümmt sich das elastische distale Segment **14** um das Gefäß **5** und ordnet die Schleife **39** des Ligaturfadens **36** über dem Schleifengreifer **42** an. Beim Zurückziehen des elastischen Elements **12** verhindert der Schleifengreifer **42**, dass der Ligaturfadenhalter **34** die Schleife **39** um das Gefäß **5** zurückzieht. Falls der Ligaturfadenhalter **34** eine Rille oder ein Haken ist, wird die Schleife **39** beim Zurückziehen des elastischen Elements **12** einfach daraus herausgezogen. Falls der Ligaturfadenhalter **34** ein Loch oder ein Auge ist, gleitet der Ligaturfaden **36** beim Zurückziehen des elastischen Elements **12** dadurch. Zum Greifen des Ligaturfadens **36** kann, falls erwünscht, eine Zange verwendet werden, statt den Schleifengreifer **42** einzusetzen. Gemäß einer alternativen Ausführungsform kann der Ligaturfaden **36** als ein einfacher erhöhter Strang in den Ligaturfadenhalter **34** gelegt werden, um ihn um das Gefäß zu legen und mit einer Zange zu greifen.

[0072] [Fig. 19](#) zeigt einen gleichwertigen Modus der Vorrichtung **200**, wodurch der Ligaturfaden **36** während des Vorschiebens des elastischen Elements **12** geführt wird. Der Schleifengreifer **42** kann erhöht sein, so dass er ein Segment **43** aufweist, das sich sowohl proximal als auch in Richtung der Kanüle erstreckt. Der Ligaturfadenhalter **34** kann als eine Öse gebildet sein, durch die der Ligaturfaden **36** positioniert wird. Die Kanüle **10** kann geeigneterweise mit einem Stab **44** versehen sein, an dem der Ligaturfaden **36** verankert sein kann. Es sei bemerkt, dass durch derartiges Formen des elastischen distalen Segments **14**, dass es beim Vorschieben eine solche Krümmung aufweist, dass die Öse **34** in Kontakt mit dem Segment **43** des Schleifengreifers **42** gebracht wird, und durch Vorschieben des elastischen Elements **12**, bis sich die Öse **34** etwas über das Segment **43** hinaus erstreckt, der Ligaturfaden **36** wie dargestellt über das Segment **43** gedrängt wird. Diese und andere alternative Modi des Ligaturfaden-Einfangmittels liegen innerhalb des Schutzbereichs dieser Erfindung. Alternativ kann eine doppelte Naht (nicht dargestellt) über dem Stab angeordnet werden und durch den Stab so gehalten werden, dass nur ein Strang der Naht durch den Ligaturfadenhalter **34** gehakt wird.

[0073] Bei beliebigen der Modi kann der Ligaturfadenhalter zwei Rillen oder Augen an entgegengesetzten Enden eines Y-förmigen distalen Endes des elastischen Elements aufweisen. In einem solchen Modus kann ein Segment des Ligaturfadens zwischen den Armen des Y gehalten werden, um es dem

Haken der Kanüle darzubieten. Dies kann vorteilhaft sein, wenn die Schleife des Ligaturfadens zu schlaff ist, um leicht durch den Haken der Kanüle eingefangen werden zu können. Falls er als ein Loch ausgebildet ist, kann der Ligaturfadenhalter einen schmalen, schlitzartigen Abschnitt an seinem proximalen Ende aufweisen, worin der Ligaturfaden eingekeilt werden kann. Der schmale Abschnitt bietet während des Vorschiebens um das Gefäß einen festen Griff auf die Schleife des Ligaturfadens, während es der größere Abschnitt des Lochs ermöglicht, dass der Ligaturfaden während des Zurückziehens des elastischen Elements leicht dadurch gleiten kann. Diese und verschiedene andere Modifikationen können innerhalb des Schutzzumfangs dieser Erfindung an dem Ligaturfadenhalter vorgenommen werden.

[0074] Wie in den [Fig. 110A–D](#) dargestellt ist, kann die zweite Ausführungsform **200** verwendet werden, um einen Knoten in dem Ligaturfaden **36** zu erzeugen. Eine Schleife **39** des Ligaturfadens **36** wird in der folgenden Weise um die Kanüle **10** gelegt, wie mit Bezug auf [Fig. 110A](#) erklärt wird. Ein Ende **35** des Ligaturfadens **36** wird an irgendeinem Punkt zum proximalen Ende (nicht dargestellt) der Kanüle **10** gehalten. Der Ligaturfaden **36** wird durch eine erste Seite (die ferne Seite in [Fig. 110A](#)) eines Stabs **44** und dann an einem Punkt distal vom Stab **44** über die Kanüle **10** zur zweiten Seite (der nahen Seite in [Fig. 110A](#)) der Kanüle **10** geführt. Von dort wird der Ligaturfaden **36** um die Kanüle **10** zur ersten Seite geführt, wobei der Umfang des Stabs **44** proximal zur Schleife **39** auf der zweiten Seite liegt. Das hintere Ende **37** des Ligaturfadens **36** wird dann zum proximalen Ende (nicht dargestellt) der Vorrichtung **200** gezogen, um den Ligaturfaden **36** zumindest etwas fest um die Kanüle **10** und den Stab **44** zu ziehen. Der Stab **44** kann einen Vorsprung **46** aufweisen, um den hinteren Endabschnitt **37** des Ligaturfadens **36** erhöht über der Kanüle **10** zu halten, um ein leichtes Greifen des Ligaturfadens **36** zu ermöglichen. Die Kanüle **10** kann ein eingekerbtes oder mit Rillen versehenes Segment **48** aufweisen, um die Schleife **39** des Ligaturfadens **36** in einer gegebenen Position um die Kanüle **10** zu halten.

[0075] Wie in [Fig. 110B](#) dargestellt ist, kann das elastische Element **12**, wenn die Vorrichtung **200** am Gefäß **5** in Position ist, vorgeschoben werden, bis der Ligaturfadenhalter **34** in den hinteren Endabschnitt **37** des Ligaturfadens **36** eingreift. Anschließend kann der hintere Endabschnitt **37** allein um das Gefäß **5** gezogen werden, wie in [Fig. 110C](#) dargestellt ist. Schließlich kann das hintere Ende **37** durch distales Schieben der Schleife **39** von der Kanüle **10** fort mit einer Bewegung **50**, bis die Schleife **39** vollständig über den Ligaturfadenhalter **34** und um diesen herum läuft, durch die Schleife **39** gezogen werden, um einen Knoten mit einem halben Schlag zu bilden, wie in [Fig. 110D](#) dargestellt ist. Der Knoten kann dann nach

Bedarf festgezogen werden.

[0076] [Fig. 111](#) zeigt das Hinzufügen einer verschiebbaren Hülse **52**, die in die Kanüle **10** und aus dieser heraus geschoben wird. Die Hülse **52** befindet sich innerhalb der Kanüle **10**, und das elastische Element **12** befindet sich wiederum innerhalb der Hülse **52**. Das Vorschieben und Zurückziehen des elastischen Elements **12** kann es ermöglichen, dass die Hülse **52** um eine kurze, beschränkte Strecke verschoben wird. Die Schleife **39** des Ligaturfadens **36** kann über der verschiebbaren Hülse **52** statt über der Kanüle **10** selbst angeordnet werden. Anschließend kann die Hülse **52**, nachdem das hintere Ende **37** um das Gefäß gezogen wurde, wie vorstehend beschrieben wurde, in die Kanüle **10** geschoben werden, um die Schleife **39** abzulösen. Bei den letzten Stufen des Zurückziehens des elastischen Elements **12** in die verschiebbare Hülse **52** kann das elastische Element **12** in die verschiebbare Hülse **52** eingreifen, so dass die verschiebbare Hülse **52** automatisch in die Kanüle **10** zurückgezogen wird und die Schleife **39** automatisch freigibt, falls die Toleranz zwischen der Kanüle **10** und der verschiebbaren Hülse **52** klein ist und die Schleife **39** nicht leicht zwischen der verschiebbaren Hülse **52** und der Kanüle **10** durchlaufen kann. Falls der Ligaturfadenhalter **34** während des Vorschiebens innerhalb der Hülse **52** gehalten wird, hakt die Schleife **39** nicht am Ligaturfadenhalter **34** ein. Die verschiebbare Hülse **52** kann durch eine Feder (nicht dargestellt) in ihre vorgeschobene Position vorgespannt sein.

[0077] Alternativ kann das Ende **35** des Ligaturfadens **36** an dem Stab **44** befestigt sein, wie in den [Fig. 110](#) und [Fig. 111](#) dargestellt ist.

[0078] Die [Fig. 112A–C](#) zeigen, wie die Vorrichtung **200** mit der verschiebbaren Hülse oder ohne diese verwendet werden kann, um einen Holzfällerknoten um ein Gefäß **5** zu legen. Der Ligaturfaden **36** wird durch einfaches Legen einer Schleife **39** des Ligaturfadens **36** über das distale Ende der Kanüle **10** und durch Legen beider Enden **37** und **35** des Ligaturfadens **36** über den Vorsprung **46** am Stab **44** auf die Vorrichtung **200** gebracht. Das elastische Element wird vorgeschoben und zurückgezogen, um beide Enden **35** und **37** des Ligaturfadens **36** einzufangen und festzuhalten, wie vorstehend beschrieben wurde. Anschließend werden beide Enden **37** und **35** des Ligaturfadens **36** um das Gefäß **5** gelegt und durch die Schleife **39** gezogen. Innerhalb des Schutzzumfangs dieser Erfindung können auch andere Knoten unter Verwendung der Vorrichtung **200** geknüpft werden. Bei allen hier beschriebenen Ausführungsformen kann jede geeignete Form eines Aktivierungsmittels verwendet werden, wie beispielsweise Spritzen-Kolben-Mechanismen, Verschiebungsmechanismen, Scherenbetätigungsmechanismen, Pistolen-griffmechanismen oder dergleichen.

[0079] An der Vorrichtung können verschiedene andere Modifikationen, einschließlich jener, die von der folgenden Beschreibung eines "Nähinstruments" vorgeschlagen werden, ausgeführt werden.

[0080] Eine andere Form der vorliegenden Erfindung offenbart eine Vorrichtung und ein Verfahren, wodurch infolge der Eigenschaften elastischer Materialien, vorzugsweise pseudoelastischer Materialien in der Art pseudoelastischer Formgedächtnislegierungen die vorstehend erwähnten Nachteile aus dem Stand der Technik überwunden werden. Die Vorrichtung ist ein Überführungssystem zum Überführen einer Nadel, die aus einem elastischen Material, vorzugsweise einer Formgedächtnislegierung, besteht, in eine tiefe Wunde oder in eine arthroskopische, endoskopische, laparoskopische oder andere derartige Operationsstelle. Wenngleich sich die Pseudoelastizität sowohl in linearen als auch in nichtlinearen Variationen zeigt, behandelt die vorliegende Erfindung vorzugsweise die Superelastizität, und weiterhin werden Bezüge auf Materialien mit dieser Eigenschaft einfach als "pseudoelastisch" oder eine Formerinnerung aufweisend bezeichnet. Es ist jedoch zu verstehen, dass die vorliegende Erfindung jedes geeignete elastische Material, vorzugsweise eine Formgedächtnislegierung, ob linear oder nichtlinear pseudoelastisch, verwenden kann. Der Begriff "Nadel" schließt hier sowohl massive als auch hohle Nadeln ein.

[0081] Gemäß einer ersten Ausführungsform offenbart die vorliegende Erfindung eine Vorrichtung zum tiefen Überführen einer Nadel mit einer in Längsrichtung verlaufenden Kanüle, die durch einen arthroskopischen oder anderen derartigen Einschnitt oder in eine tiefe Wunde oder in eine natürliche Körperöffnung eingeführt werden kann. Innerhalb der Kanüle weist die Vorrichtung ein Kanüleneinsatzelement auf, dessen distales Ende ein Mittel zum Greifen einer Nadel aufweist. Die Nadel wird in einer geradegerichteten Konfiguration vollständig innerhalb der Kanüle gehalten.

[0082] Das Halten der Nadel innerhalb der Kanüle in einer geradegerichteten Konfiguration bietet zwei Vorteile beim Verringern von Traumata an Geweben des Patienten, welche darin bestehen, dass die Vorrichtung beim Einführen nicht in Gewebe einhakt, weil während des Einführens der Kanüle in den Körper des Patienten kein Abschnitt der Nadel von der Kanüle vorsteht, und dass nur ein kleiner Eintrittseinschnitt oder eine kleine Eintrittsstelle erforderlich ist, weil die Vorrichtung eine minimierte Querabmessung aufweist. Die minimierte Querabmessung kann es auch ermöglichen, dass die Kanüle in einem Kanal eines Endoskops (steif oder flexibel), im Lumen eines Katheters oder als ein Katheter selbst verwendet wird.

[0083] Die Vorrichtung weist ein Minimum an beweglichen Teilen auf und ist daher sowohl weniger fehleranfällig als auch kostengünstiger als frühere Nadelüberführungsvorrichtungen. Die Einfachheit der Konstruktion der Vorrichtung führt auch zu einer einzigartig einfachen Verwendung.

[0084] Gemäß einer zweiten Ausführungsform wird die Nadel lateral statt longitudinal extrudiert, was das Einführen der Nadel in andernfalls unzugängliche Abschnitte von Geweben eines Patienten ermöglichen kann.

[0085] Gemäß einer dritten Ausführungsform führt die Vorrichtung Ringklammern (massiv oder hohl) an Stelle einer Nadel ein.

[0086] Die [Fig. 21](#) bis [Fig. 26](#) zeigen die erste Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, welche eine elastische Nadel in Längsrichtung durch das distale Ende einer Kanüle extrudiert.

[0087] [Fig. 21A](#) ist eine Schnittansicht, in der die in einer geradegerichteten Konfiguration unter einer mechanischen Belastung innerhalb der Kanüle gehaltene elastische Nadel dargestellt ist.

[0088] [Fig. 21B](#) zeigt eine Teilextrusion der elastischen Nadel aus der Kanüle, wobei der extrudierte Abschnitt der Nadel durch die elastische Formerinnerung in seine gekrümmte Konfiguration zurückkehrt.

[0089] [Fig. 21C](#) zeigt die aus der Kanüle vollständig extrudierte Nadel, die von dem Kanüleneinsatz freigegeben wurde.

[0090] Die [Fig. 22A–Fig. 22E](#) zeigen alternative Modi des distalen Endabschnitts des Kanüleneinsatzes.

[0091] [Fig. 23](#) ist eine Ansicht des distalen Endabschnitts des Kanüleneinsatzes mit einem darin ausgebildeten angehobenen Lösesignalsvorsprung.

[0092] [Fig. 24A](#) zeigt einen integral aufgebauten Modus des distalen Endabschnitts der ersten Ausführungsform, worin die vergrößerte Querabmessung des Endabschnitts des Kanüleneinsatzes dargestellt ist.

[0093] [Fig. 24B](#) zeigt einen alternativen nicht integralen Modus des distalen Endabschnitts des Kanüleneinsatzes, der aus einem komprimierbaren Material besteht.

[0094] [Fig. 25](#) ist eine Ansicht des distalen Endabschnitts des Kanüleneinsatzes, worin sich eine eingekerbte distale Fläche befindet.

[0095] [Fig. 26](#) ist eine Schnittansicht des proxima-

len Endabschnitts gemäß der ersten Ausführungsform, worin eine Nahthaltespule innerhalb des Kanüleneinsatzes dargestellt ist.

[0096] Die **Fig. 27** bis **Fig. 210** zeigen eine zweite Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, welche die elastische Nadel lateral statt longitudinal extrudiert.

[0097] **Fig. 27A** ist eine Schnittansicht, worin eine Kanüle, eine Achse und ein Tauchkolben gemäß der zweiten Ausführungsform dargestellt sind.

[0098] **Fig. 27B** ist eine Schnittansicht eines alternativen Modus des proximalen Endabschnitts gemäß der zweiten Ausführungsform.

[0099] **Fig. 27C** ist eine Schnittansicht eines anderen alternativen Modus des proximalen Endabschnitts gemäß der zweiten Ausführungsform.

[0100] **Fig. 27D** ist eine vergrößerte Schnittansicht des proximalen Endabschnitts des in **Fig. 27B** dargestellten alternativen Modus.

[0101] **Fig. 27E** ist eine perspektivische Ansicht der proximalen Endkappe des in **Fig. 27C** dargestellten alternativen Modus.

[0102] **Fig. 28** ist eine Schnittansicht des distalen Endabschnitts gemäß der zweiten Ausführungsform, worin eine Nahthaltespule dargestellt ist.

[0103] **Fig. 29** ist eine Schnittansicht gemäß der zweiten Ausführungsform entlang einer Linie 9-9 aus **Fig. 27A**, worin Rillen in der Achse und in der Kanüle und Rilleneingriffsvorsprünge im Tauchkolben, um eine Drehung der Achse hervorzurufen, dargestellt sind.

[0104] **Fig. 210** ist eine abgetrennte perspektivische Ansicht des distalen Endabschnitts gemäß der zweiten Ausführungsform, worin das Abwickeln der gekrümmten Nadel durch die Öffnung dargestellt ist.

[0105] **Fig. 211A** zeigt die vorliegende Erfindung, die zum Überführen der Nadel zu einer tiefen Wunde zum Nähen verwendet wird.

[0106] **Fig. 211B** zeigt die vorliegende Erfindung, die bei der Gelenkchirurgie an einem Knie verwendet wird.

[0107] Die **Fig. 212** bis **215** zeigen eine dritte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, die zum Einführen von Ringklammern in Gewebe zum Geschlossenhalten einer Wunde verwendet wird.

[0108] **Fig. 212A** ist eine abgetrennte Ansicht der dritten Ausführungsform, worin eine darin gehaltene

Ringklammer dargestellt ist.

[0109] **Fig. 212B** zeigt die Extrusion der Ringklammer.

[0110] **Fig. 212C** zeigt einen alternativen Modus der dritten Ausführungsform, der zur Verwendung mit einer darin gehaltenen ausgestreckten Ringklammer eingerichtet ist.

[0111] Die **Fig. 213A** und **Fig. 213B** sowie **Fig. 213C** und **Fig. 213D** zeigen einen Marker, der eine erste bzw. eine zweite Extrusionsrichtung der Ringklammer angibt.

[0112] **Fig. 214** ist eine Schnittansicht eines weiteren alternativen Modus der dritten Ausführungsform, der zur seriellen Extrusion mehrerer darin gehaltener Ringklammern eingerichtet ist.

[0113] **Fig. 215A** zeigt einen weiteren Modus der dritten Ausführungsform mit den mehreren in einem Magazin gehaltenen Ringklammern.

[0114] **Fig. 215B** zeigt eine innere Kolbenrückstellfeder.

[0115] **Fig. 216A** zeigt die Manipulation des ausgestreckten distalen Segments der Ringklammer aus **Fig. 212C**.

[0116] **Fig. 216B** zeigt das Abtrennen des ausgestreckten distalen Segments aus **Fig. 216A**.

[0117] Die **Fig. 217A–Fig. 217C** zeigen verschiedene Modi einer Ringklammer.

[0118] Die **Fig. 21A** bis **Fig. 21C** zeigen die erste Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, nämlich eine Tiefnadel-Vernähungsvorrichtung **100**. Die Vorrichtung **100** weist eine Kanüle **11** und ein Nadelüberführungselement auf, das ein Kanüleneinsatz **12** ist. Wenngleich die Zeichnung und diese Beschreibung spezifisch eine Kanüle **11** und einen Kanüleneinsatz **12** zeigen, welche gerade sind und von denen angenommen werden kann, dass sie steif sind, können die Kanüle **11** und der Kanüleneinsatz **12** innerhalb des Schutzbereichs dieser Erfindung auch gekrümmt sein oder sogar in gewissem Maße verformbar sein. Sie können beispielsweise flexibel und/oder lang genug sein, damit die Vorrichtung **100** innerhalb eines Kanals eines Endoskops (flexibel oder steif), im Lumen eines Katheters oder als ein Katheter selbst verwendet werden kann.

[0119] Der Kanüleneinsatz **12** weist eine äußere Abmessung auf, die es ermöglicht, dass er koaxial in die Kanüle **11** eingepasst wird und sich darin in Längsrichtung bewegt. Die Kanüle **11** weist einen proximalen Endabschnitt **11p** auf, woran Kanüलगriff-

fe **13** befestigt sind, die geeigneterweise Fingerringe sein können, in die ein Chirurg seinen Zeige- und Mittelfinger einführen kann. Die Kanüle **11** hat eine Bohrung **111**, die sich in Längsrichtung dadurch erstreckt. Die Bohrung **111** verläuft aus dem distalen Endabschnitt **11d** der Kanüle **11** heraus, so dass ermöglicht wird, dass sich ein distaler Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** distal aus der Kanüle **11** heraus erstreckt. Ein Kanüleneinsatzgriff **14** ist am proximalen Endabschnitt **12p** des Kanüleneinsatzes **12** befestigt. Der Griff **14** kann geeigneterweise ein Daumenring sein, durch den der Chirurg seinen Daumen führen kann. Durch Drücken gegen den Daumenring **14** und Ziehen an den Fingerringen **13** kann der Chirurg den Kanüleneinsatz **12** mit einer Bewegung **201** durch die Kanüle **11** verschieben. Es sei bemerkt, dass innerhalb des Schutzzumfangs dieser Erfindung verschiedene andere Mittel verwendet werden können, um den Kanüleneinsatz durch die Kanüle vorzuschieben. Beispielsweise kann die Vorrichtung einen Pistolengriff mit einem Auslöser zum Verschieben des Kanüleneinsatzes oder einen Scherenwirkungsmechanismus oder dergleichen aufweisen.

[0120] Der distale Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** greift eine elastische Nadel **10**. Gemäß der bevorzugten Ausführungsform besteht die Nadel **10** aus einer pseudoelastischen Formgedächtnislegierung und weist eine gekrümmte Form auf, während sich die Legierung der Nadel im wesentlichen in einer austenitischen Phase befindet, und die Nadel **10** kann in eine geradere Form gespannt werden, in der die Legierung der Nadel in eine zumindest teilweise eher martensitische Phase eintritt. Wenn die Nadel **10** vollständig innerhalb der Kanüle **11** gehalten wird, wie in [Fig. 21A](#) dargestellt ist, wird die Nadel **10** geradegerichtet und enthält einen größeren Anteil der belastungsinduzierten bzw. spannungsinduzierten martensitischen Phase. Wenn die Nadel **10** aus dem distalen Endabschnitt **11d** der Kanüle **11** extrudiert wird, kehrt dieser Abschnitt der Nadel **10**, der sich über die Kanüle **11** hinaus erstreckt, durch eine Martensitisch-zu-Austenitisch-Formgedächtnis-Phasenänderung, die durch eine zumindest teilweise Entspannung des belastungsinduzierten bzw. spannungsinduzierten Martensits in der Legierung der Nadel hervorgerufen wird, in seine ursprüngliche Form zurück.

[0121] Der Kanüleneinsatz **12** weist eine Längsbohrung **112** auf, die verwendet werden kann, um eine an der Nadel **10** angebrachte Naht **9** aufzunehmen. Geeigneterweise kann sich die Bohrung **112** in Längsrichtung ganz durch den Kanüleneinsatz **12** erstrecken, um zu ermöglichen, dass eine unbegrenzte Länge der Naht **9** dadurch gezogen wird. Wenngleich in den [Fig. 21A–Fig. 21C](#) dargestellt ist, dass die Naht **9** durch das proximale Ende des Kanüleneinsatzes und lateral aus dem Daumenring **14** austritt, kann die Naht **9** innerhalb des Schutzzumfangs dieser Erfin-

dung auf verschiedene Arten aus der Vorrichtung austreten. Beispielsweise kann die Naht durch eine kleine Öffnung (nicht dargestellt) in der Seitenwand des distalen Endabschnitts des Kanüleneinsatzes austreten, wobei sich in diesem Fall die Bohrung **112** nicht weiter proximal erstrecken müsste und der proximale Abschnitt des Kanüleneinsatzes **12** so bemessen wäre, dass Raum für die Naht innerhalb der Bohrung **111** vorhanden wäre (d.h. der proximale Abschnitt des Kanüleneinsatzes **12** könnte eine kleinere Querabmessung haben als dieser distale Abschnitt, oder er kann einen Längsschlitz für die Naht aufweisen). Alternativ kann der Daumenring hohl sein, und die Naht kann direkt vom Inneren des Kanüleneinsatzes in das Innere des Daumenrings laufen und an irgendeinem Punkt um den Daumenring herum durch eine Öffnung (nicht dargestellt) austreten.

[0122] Die Naht kann auf verschiedene Arten an der Nadel angebracht werden. Beispielsweise kann das proximale Ende der Nadel eine hohle Öffnung aufweisen, die auf ein Ende der Naht gefalzt werden kann. Alternativ kann eine Klemme verwendet werden, um die Naht mit der Nadel zu koppeln. Oder es kann eine kleine keilförmige Nut verwendet werden, um die Naht in einen Schlitz im proximalen Ende der Nadel zu quetschen. Falls eine komplexere Nadelanordnung kostengünstig herstellbar ist, kann es vorteilhaft sein, im proximalen Ende der Nadel einen Längsschlitz oder ein Längsloch zu bilden, das auch mit einem Querschlitz in Verbindung stehen kann, in den ein geknoteter oder verdickter Abschnitt der Naht eingebracht werden kann. Andernfalls kann es einfach ausreichen, die Naht auf die Nadel zu kleben.

[0123] Der distale Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** weist ein Mittel **15** auf, das die Nadel **10** greift und das mit der Bohrung **112** verbunden ist. Wenn der distale Endabschnitt **12d** mit einer Bewegung **201** distal aus der Kanüle **11** vorgeschoben wird, gibt das Haltemittel **15** die Nadel **10** frei, wodurch es dem Chirurgen ermöglicht wird, die Nadel **10** innerhalb des Patienten zu manipulieren, um Einstiche zu bilden oder andere Prozeduren auszuführen. Falls die Nadel **10** jedoch nur teilweise aus der Kanüle **11** vorgeschoben wurde, hat das Haltemittel **15** die Nadel **10** noch nicht freigegeben, und der Kanüleneinsatz **12** und die Nadel **10** können mit einer Bewegung **202** in die Kanüle zurückgezogen werden, um ein Repositionieren der Nadel **10** im Patienten zu ermöglichen.

[0124] Die [Fig. 22A](#) bis [Fig. 22E](#) zeigen verschiedene Konstruktionen des im distalen Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** gebildeten Haltemittels **15**. Der distale Endabschnitt **12d** ist durch einen Schlitz **16** in mehrere Endabschnitte **19** unterteilt. Jeder Endabschnitt **19** weist eine Längsnut **17** auf, die im wesentlichen parallel zur Achse des Kanüleneinsatzes **12** verläuft. In einem in [Fig. 22A](#) dargestellten

Modus unterteilt ein Schlitz **16** den Kanüleneinsatz **12** in zwei Endabschnitte **19**, von denen jeder eine flache Fläche aufweist, in der die jeweiligen Nuten **17** gebildet sind. Die Erweiterung in dem Schlitz **16**, die durch die angrenzenden Nuten **17** gebildet ist, stellt das Haltemittel **15** dar. Bei anderen Modi können jedoch mehrere Schlitze den distalen Endabschnitt **12d** in drei oder mehr Endabschnitte **19** unterteilen, wie in den [Fig. 22B](#) und [Fig. 22C](#) dargestellt ist. Falls es drei oder mehr Endabschnitte **19** gibt, liegen die Rillen **17** an dem am weitesten zentral gelegenen Punkt der keilförmigen Endabschnitte **19**. Es sei bemerkt, dass die genaue Querschnittsform der Nuten **17** nicht entscheidend ist, solange die Nuten **17** gut dafür geeignet bleiben, die Nadel **10** zu greifen. Es sei bemerkt, dass der Schlitz **16** lediglich ein in den Kanüleneinsatz **12** geschnittener Schlitz sein kann, falls das Material des Kanüleneinsatzes **12** so auf den Schlitz reagiert, dass es sich ausbaucht, um eine spätere Kompression des distalen Endabschnitts **12d** zu ermöglichen.

[0125] Mit Bezug auf die [Fig. 21C](#) und [Fig. 24A](#) sei bemerkt, dass das Haltemittel **15** die Nadel **10** greift. Ein proximaler, nicht durchstechender Endabschnitt **10p** der Nadel **10** hat eine Querabmessung **10w**, während das Haltemittel **15** eine Querabmessung **15w** aufweist, die in ausreichendem Maße größer ist als die Abmessung **10w**, um die Nadel **10** aufzunehmen, ohne sie zu greifen. Der distale Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** hat senkrecht zum Schlitz **16** eine Querabmessung **12dw**, und der Rest des Kanüleneinsatzes **12** hat eine Abmessung **12w**, die kleiner als die Abmessung **12dw** ist. Die Kanüle **11** hat eine innere Querabmessung **11w**, die in ausreichendem Maße größer ist als die Abmessung **12w**, um zu ermöglichen, dass sich der Kanüleneinsatz **12** frei darin bewegt. Weil die Abmessung **11w** jedoch kleiner ist als die Abmessung **12dw**, muss der distale Endabschnitt **12d** komprimiert werden, damit der distale Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** in die Kanüle **11** passt. Es sei bemerkt, dass durch geeignetes Bemessen verschiedener Abschnitte der Bohrung **111** bewirkt werden kann, dass der distale Endabschnitt **12d** an einem bestimmbar Punkt entlang der Kanüle **11** komprimiert wird. Die Kompression braucht nicht genau am distalen Ende der Kanüle aufzutreten.

[0126] Die [Fig. 22A–Fig. 22E](#) und [Fig. 24A](#) zeigen Ausführungsformen des komprimierbaren distalen Endabschnitts **12d**, worin der distale Endabschnitt **12d** als ein integrales, einheitliches Element mit dem Kanüleneinsatz **12** ausgebildet ist. Wenn der distale Endabschnitt **12d** in die Kanüle **11** gezogen wird, werden die Endsegmente **19** zueinander hin gedrückt, wodurch die Breiten der Schlitze **16** verringert werden, wodurch bewirkt wird, dass die Nuten **17** gegen die Nadel **10** drücken und diese klemmen. Wie in [Fig. 24B](#) dargestellt ist, kann der distale En-

dabschnitt **12d** jedoch auch einfach ein aus einem komprimierbaren Material in der Art eines Elastomers bestehendes getrenntes Element mit oder ohne Schlitze oder Endabschnitte sein, wobei dieses Element mit dem Kanüleneinsatz **12** gekoppelt ist. In diesem Modus wird der gesamte distale Endabschnitt **12d** elastisch auf eine in ihrem Haltemittel **15** gehaltene Nadel komprimiert. In beiden Modi kehrt der distale Endabschnitt **12d** elastisch in seine ursprüngliche Form zurück, wodurch ermöglicht wird, dass die Nadel **10** frei aus dem Haltemittel **15** gleiten kann, wenn der distale Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** distal aus dem offenen Ende der Kanüle **11** gestreckt wird.

[0127] Die [Fig. 22D](#) und [Fig. 22E](#) können besser mit Bezug auf [Fig. 21A](#) verstanden werden. Es sei bemerkt, dass, wenn die Nadel **10** in dem Haltemittel **15** gehalten wird und die Nadel **10** sich ganz innerhalb der Kanüle **11** befindet, die elastischen Eigenschaften der Nadel **10** laterale Kräfte sowohl auf die Kanüle **11** als auch auf das Haltemittel **15** ausüben. Die geradegerichtete Nadel **10** übt in der in [Fig. 22D](#) durch einen Pfeil **203** dargestellten Richtung eine laterale Kraft auf das distale Ende des Kanüleneinsatzes **12** aus. Die Nadel **10** weist einen Punkt auf, der an einer der Richtung **203** entgegengesetzten Stelle gegen die Kanüle **11** drückt. Indem das Haltemittel **15** an einer Position gebildet wird, die in der Richtung **203** radial aus der Mitte des Kanüleneinsatzes **12** entfernt ist, kann die Nadel **10** in einer weniger gespannten und weniger geradegerichteten Konfiguration gehalten werden, ohne dass die Querabmessung der Kanüle **11** geändert wird.

[0128] Der Schlitz **16** kann radial aus der Mitte des Kanüleneinsatzes **12** entfernt werden, wie in [Fig. 22E](#) dargestellt ist, um den distalen Endabschnitt **12d** in zwei asymmetrische Endabschnitte **19** zu unterteilen. Eine Nadel **10**, die in einer Orientierung gehalten ist, so dass sie sich entgegengesetzt zur Richtung des Pfeils **203** krümmt (in [Fig. 22E](#) im wesentlichen nach oben), übt eine Kraft aus, die senkrecht zum Schlitz **16** statt entlang diesem verläuft. Dies hilft dabei zu verhindern, dass die Nadel **10** aus dem Haltemittel **15** und in eine andere Position innerhalb des Schlitzes **16** gedrängt wird, und dies gewährleistet einen festeren Griff an der Nadel **10**.

[0129] [Fig. 23](#) zeigt einen Nadelfreigabeindikator, der im distalen Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** ausgebildet ist. In der Nähe des distalen Endes des Kanüleneinsatzes **12** ist ein erhöhter Lösesignalansatz **20** im distalen Endabschnitt **12d** ausgebildet. Ein Segment **21**, das sich unmittelbar proximal zum Ansatz **20** befindet, ist in Bezug auf den Ansatz **20** radial eingekerbt. Wenngleich das Segment **21** in [Fig. 23](#) als eine seitliche Abmessung aufweisend dargestellt ist, die kleiner ist als die restlichen Abschnitte des Kanüleneinsatzes **12**, d.h. in verschiede-

nen Modi des Kanüleneinsatzes **12** dargestellt ist, ist dies nicht notwendig. Beispielsweise können die restlichen Abschnitte des Kanüleneinsatzes **12** eine kleinere, gleiche oder größere seitliche Abmessung als das Segment **21** aufweisen, solange der Kanüleneinsatz **12** in Längsrichtung innerhalb der Kanüle **11** beweglich bleibt und solange das Haltemittel in der Lage bleibt, die Nadel **10** zu halten und freizugeben.

[0130] Wenn der distale Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** über das distale Ende der Kanüle **11** hinaus vorgeschoben wird, schnappt der distale Endabschnitt **12d** in dem Moment, in dem der Ansatz **20** vollständig aus der Kanüle **11** ausgetreten ist, nach außen, bis das Segment **21** die Kanüle **11** berührt. Hierdurch wird ein vom Chirurgen tastbares oder hörbares Signal erzeugt, wodurch angegeben wird, dass der Kanüleneinsatz **12** aus dem distalen Ende der Kanüle **11** austritt, und es kann dadurch, abhängig von der Anordnung des Ansatzes **20** in Bezug auf das Haltemittel **15**, dem Chirurgen angezeigt werden, dass die Nadel **10** freigegeben wurde oder kurz davor steht. Es sei bemerkt, dass durch geeignetes Dimensionieren verschiedener Segmente der Kanüle **11** und durch geeignetes Anordnen des Ansatzes **20** erreicht werden kann, dass das Freigabesignal bzw. Lösesignal an jeder gegebenen Stufe der Nadelerstreckung auftreten kann. Gemäß einer alternativen Ausführungsform (nicht dargestellt) kann der Ansatz **20** durch einen oder mehrere proximal gerichtete elastische Ansätze ersetzt sein, welche herauspringen, wenn der distale Endabschnitt **12d** aus dem distalen Ende der Kanüle **11** austritt.

[0131] Sobald die Nadel **10** vom Kanüleneinsatz **12** freigegeben wurde, kann der Chirurg die Nadel **10** verwenden, um laufende Stiche oder gewöhnliche Stiche in das Gewebe des Patienten einzubringen. Sobald die Stichprozedur abgeschlossen wurde, muss die Nadel **10** bei einem minimalen Trauma für den Patienten aus dem Körper des Patienten herausgezogen werden. Die Vorrichtung **100** gemäß der ersten Ausführungsform kann auch beim Herausziehen der Nadel **10** verwendet werden. Durch Manövrieren des Kanüleneinsatzes **12**, bis ein Ende der Nadel **10** in das Haltemittel **15** eingetreten ist, und anschließendes distales Verschieben der Kanüle **11** gegen den Kanüleneinsatz **12** kann der Chirurg den distalen Endabschnitt **12d** des Kanüleneinsatzes **12** re-komprimieren, wodurch das Haltemittel **15** gegen die Nadel **10** gedrückt wird. Anschließend kann die Nadel **10** durch Zurückziehen des Kanüleneinsatzes **12** in die Kanüle **11** geradegerichtet werden und ganz in die Kanüle **11** gezogen werden. Die Kanüle **11** kann dann bei einem absolut minimalen Trauma aus dem Körper des Patienten herausgezogen werden. Der gleiche Prozess kann verwendet werden, falls die Nadel **10** schlecht platziert ist, wenn sie von der Kanüle **11** extrudiert wird. Der Chirurg kann die Nadel **10** einfach im Kanüleneinsatz **12** wieder ergreifen, die

Nadel **10** herausziehen und die Nadel **10** wieder in eine bessere Position extrudieren. Der gleiche Prozess kann sogar beim Nähprozess selbst wiederholt verwendet werden.

[0132] Um den Prozess des Manipulierens des Kanüleneinsatzes **12** zurück auf die Nadel **10** zum Zurückziehen zu erleichtern, kann das distale Ende des Kanüleneinsatzes **12** eine konkave Fläche **22** aufweisen, wie in [Fig. 25](#) dargestellt ist. Das Haltemittel **15** tritt am tiefsten Punkt der eingekerbten Fläche **22** durch das distale Ende des Kanüleneinsatzes **12** ein. Falls der Chirurg dementsprechend den Kanüleneinsatz **12** nahe genug zur Nadel **10** manövriert, so dass ein Ende der Nadel **10** innerhalb der eingekerbten Fläche **22** liegt, führt die eingekerbte Fläche **22** die Nadel **10** während der weiteren distalen Bewegung des Kanüleneinsatzes **12** in das Haltemittel **15**.

[0133] Zum Bereitstellen einer eher in sich selbst abgeschlossenen Vorrichtung **100** kann der Kanüleneinsatz **12** ein Mittel zum Aufnehmen einer Nahtlänge aufweisen. In einem Modus kann das Mittel zum Aufnehmen eine Nahtfreigabespule **25** sein, um die ein Nahtstück **9** gewickelt ist, wie in [Fig. 26](#) dargestellt ist. Wenn der Chirurg die Nadel **10** verwendet, um Stiche in den Patienten einzubringen, wird die Naht **9** vom distalen Ende der Spule **25** abgezogen. Indem die Spule **25** mit einer leicht konischen Form versehen wird, kann die Naht **9** mit reduzierter Reibung von der Spule **25** abgezogen werden. Das Verringern der Reibung zwischen der Vorrichtung **100** und der Naht **9** ist nicht nur erwünscht, um das Nähen für den Chirurgen zu erleichtern, sondern auch um eine versehentliche Bewegung einer Nadel **10** zu verhindern, die sich innerhalb des Patienten gelöst hat. Eine solche unerwünschte Bewegung kann durch Reibung zwischen der Naht **9** und der Vorrichtung **100** hervorgerufen werden, wenn die Vorrichtung **100** vom Chirurgen bewegt oder unbeabsichtigt gegen sie gestoßen wird.

[0134] [Fig. 211A](#) zeigt, wie die erste Ausführungsform **100** der vorliegenden Erfindung verwendet werden kann, um eine tiefe Wunde **4** in Geweben **3** und **5** zu reparieren. Der Chirurg positioniert die Vorrichtung **100** in der Nähe der zu reparierenden Wunde und extrudiert die Nadel **10** aus der Vorrichtung, wie vorstehend beschrieben wurde. Das durchstechende distale Ende **10d** der Nadel durchsticht das Gewebe **5** zuerst auf einer Seite der Wunde **4**. Wenn die Nadel **10** dann weiter aus der Kanüle **11** extrudiert wird, kehrt die Nadel **10** in ihre unbelastete bzw. ungespannte Form zurück. Hierdurch wird die Nadel **10** unterhalb oder in der Nähe des Bodens der Wunde **4** durch das Gewebe **5** gekrümmt. Das durchstechende distale Ende **10d** der Nadel **10** durchdringt schließlich das Gewebe **3** auf der entgegengesetzten Seite der Wunde **4** und steht dann aus diesem heraus. Das distale Ende **10d** der Nadel kann dann ge-

griffen werden, um die Nadel durch das Gewebe **5** und **3** zu ziehen, und dadurch die Naht über die Wunde **4** zu ziehen. Es können dann Knoten in die Naht eingebracht werden, oder die Nadel **10** kann wiederholt aus der Vorrichtung **100** zurückgezogen und aus dieser vorgeschoben werden, um mehrere Einstiche zu bilden. Das Haltemittel **15** kann in der gleichen Weise, wie vorstehend für das Zurückziehen der Nadel **10** beschrieben, verwendet werden, um das distale Ende **10d** der Nadel während dieses Prozesses zu greifen. Nachdem das distale Ende **10d** aus dem Gewebe **3** ausgetreten ist, kann der Chirurg das distale Ende **10d** im Haltemittel des Kanüleneinsatzes greifen, wie beschrieben wurde. Der Chirurg kann dann an der Nadel **10** ziehen und durch die Gewebe **5** und **3** nähen. Der Chirurg kann die Nadel **10** loslassen, dann ihr proximales Ende **10p** im Haltemittel greifen und die Nadel **10** teilweise oder vollständig wieder in die Kanüle **11** einführen, um die Bildung eines weiteren Stiches vorzubereiten.

[0135] [Fig. 211B](#) zeigt die erste Ausführungsform **100** gemäß der vorliegenden Erfindung, die im wesentlichen in der gleichen Weise bei einer arthroskopischen Operation zum Reparieren eines Meniskus **6** in einem Knie **7** verwendet wird. Es sei bemerkt, dass die Vorrichtung **100** nicht über einen Bewegungsgrad geschwenkt zu werden braucht, um den Meniskus **6** zu drehen, weil die Nadel **10** ihren eigenen gekrümmten Nahtweg bereitstellt, wenn sie den Meniskus **6** durchdringt. Die Vorrichtung **100** ist in der Lage, durch eine Eintrittswunde zu nähen, die eine minimale Größe aufweist. Die Eintrittswunde braucht nur groß genug zu sein, damit die Vorrichtung **100** in das Knie gleiten kann. Mit anderen Worten braucht die Eintrittswunde nur so groß zu sein wie die laterale Abmessung der Vorrichtung **100**.

[0136] Wie in [Fig. 27A](#) dargestellt ist, ist eine zweite Ausführungsform der vorliegenden Erfindung eine Vorrichtung **200**, die eine Nadel **10** lateral statt distal extrudiert. Die zweite Ausführungsform **200** weist eine Kanüle **30** auf, die im wesentlichen der Kanüle gemäß der ersten Ausführungsform ähnelt. Die Vorrichtung **200**, die vorzugsweise steif ist, kann lang und/oder flexibel genug sein, damit die Vorrichtung **200** in einem Kanal eines Endoskops (flexibel oder steif), im Lumen eines Katheters oder als ein Katheter selbst verwendet werden kann. Die Kanüle **30** gemäß der zweiten Ausführungsform hat jedoch kein offenes distales Ende. Die zweite Ausführungsform **200** extrudiert die Nadel **10** vielmehr durch eine Öffnung **31**, die durch eine Seitenwand der Kanüle **30** in der Nähe ihres distalen Endes verläuft. Es ist in dieser Anmeldung beabsichtigt, dass der Begriff "neben dem distalen Ende", wenn er auf den Ort der Öffnung oder einer anderen gleichwertigen Einrichtung angewendet wird, bedeutet, dass sich die Öffnung entweder durch die Seitenwand der Kanüle oder tatsächlich durch das distale Ende der Kanüle öffnen kann.

[0137] Innerhalb des distalen Endes weist die Kanüle **30** ein Drehgelenk **34** auf, um das sich eine Achse **29** dreht. Der distale Endabschnitt der Achse **29** ist ein Spulenabschnitt **29d**, um den die Nadel **10** gewickelt ist. Wenn sie zusammen mit der zweiten Ausführungsform **200** verwendet wird, wird die Nadel **10** in eine eher gekrümmte statt eher geradegerichtete Form gespannt, wenn sie innerhalb der Vorrichtung angeordnet wird. Das Fortnehmen der Spannung bzw. der Belastung in der in der eher gekrümmten Konfiguration gehaltenen Nadel **10** führt dann dazu, dass die Nadel **10** in ihre eher gerade Form zurückkehrt, die eine zum Nähen geeignete Krümmung sein kann.

[0138] Ein großer Teil des Rests der Achse **29** weist spiralförmige Nuten **27** auf. Ein Tauchkolben **28** ist um die Achse **29** herum in der Kanüle **30** angeordnet und weist Ansätze **26** auf, die in die spiralförmigen Nuten **27** der Achse **29** eingreifen. Wenn der Tauchkolben **28** in die Kanüle **30** bewegt wird, übertragen die Ansätze **26** und die Nuten **27** eine Drehbewegung **210** auf die Achse **29** und die Nadel **10**. Wenn der Tauchkolben **28** zurückgezogen wird, dreht sich die Achse **29** in entgegengesetzter Richtung.

[0139] [Fig. 29](#) ist eine Schnittansicht der Vorrichtung **200** entlang einer Linie 9-9 aus [Fig. 27A](#), und sie zeigt die spezielle Beziehung zwischen der Kanüle **30**, dem Tauchkolben **28** mit seinen Ansätzen **26** und der Achse **29** mit ihren spiralförmigen Nuten **27**. Wie verständlich sein wird, kann eine funktionell identische gleichförmige Ausgestaltung aufgebaut werden, indem die Ansätze **26** an der Achse **29** befestigt werden und der Tauchkolben **28** mit den spiralförmigen Nuten **27** angepasst wird. Wie weiter in [Fig. 29](#) dargestellt ist, können sich die Nuteingriffsansätze **26** des Tauchkolbens **28** auch vom Tauchkolben **28** nach außen erstrecken, und die Innenfläche der Kanüle **30** kann auch mit Nuten **72** versehen werden. Indem die Nuten **72** in der Kanüle **30** so ausgebildet werden, dass sie im wesentlichen linear zur Achse der Kanüle **30** verlaufen, wird der Tauchkolben **28** daran gehindert, sich beim Einführen in die Kanüle **30** und beim Herausziehen aus dieser zu drehen.

[0140] Wie in [Fig. 27B](#) dargestellt ist, können die Ansätze **26** als ein Teil der Kanüle **30** gebildet werden. Der Daumenring **14** ist durch ein Drehbefestigungsmittel mit dem Tauchkolben **28** gekoppelt. In einem Modus kann das Drehbefestigungsmittel der in [Fig. 27D](#) dargestellte einfache Schnappverriegelungsmechanismus **28c** sein, der durch eine Endkappe **28b** an seinem Ort gehalten wird. In diesem Modus greift die Achse **29** durch einen nicht kreisförmigen Querschnitt, statt durch spiralförmige Nuten, gleitend in den Tauchkolben **28** ein.

[0141] Mit Bezug auf die [Fig. 27C](#) und [Fig. 27E](#) sei bemerkt, dass die genauen Mittel zum Übertragen ei-

ner Drehung auf die Achse **29** innerhalb des Schutzzumfangs dieser Erfindung auf vielerlei Arten gebildet werden können. Beispielsweise können die Ansätze und Nuten fortgelassen werden, indem der Tauchkolben **28** einfach aus einer spiralförmig verdrehten Stange mit einem quadratischen Querschnitt gebildet wird und indem die Kanüle **30** mit einer geeigneten Endkappe **57** versehen wird, die eine Öffnung aufweist, welche dafür geeignet ist, den Tauchkolben **28** nur durch eine geeignete Drehung hindurchzulassen. Natürlich liegen auch andere nicht kreisförmige Querschnitte innerhalb des Schutzzumfangs dieser Erfindung. Wiederum greift die Achse **29** durch einen nicht kreisförmigen Querschnitt, statt durch spiralförmige Nuten, verschiebbar in den Tauchkolben **28** ein. Es sei bemerkt, dass jedes geeignete Aktivierungsmittel, wie Spritzenkolbenmechanismen, Verschiebungsmechanismen, Pistolengriffbetätigungsmechanismen, Scherenbetätigungsmechanismen oder dergleichen, zum Herunterdrücken des Tauchkolbens **28** in die Kanüle **30** verwendet werden kann.

[0142] Wiederum mit Bezug auf [Fig. 27A](#) sei bemerkt, dass die Achse **29** einen Vorratsbehälter **32** aufweisen kann, der ein Mittel zum Aufnehmen eines Nahtstücks **9** ist. Die Achse **29** weist einen Nadelanschlag **24** auf, der verhindert, dass sich die Nadel **10** rückwärts in Bezug auf die Achse **29** dreht. Gemäß einer Ausführungsform kann der Nadelanschlag **24** einfach eine Lippe auf einer Seite des Vorratsbehälters **32** sein, wobei diese Lippe ein Mittel bildet, an das ein nicht durchstechendes Ende der Nadel **10** anstoßen kann.

[0143] [Fig. 28](#) zeigt einen alternativen Modus des Vorratsbehälters **32**, in dem der Vorratsbehälter eine Spule **33** sein kann, die ein Nahtstück enthält. Die Spule **33** dreht sich mit einer Bewegung **205** frei um die Achse **29**. Auch hierdurch wird die Reibung zwischen der Naht und der Vorrichtung **200** verringert, wodurch eine unerwünschte Bewegung der Nadel **10** durch die Naht verhindert wird, sobald die Nadel **10** vollständig aus der Kanüle **30** extrudiert wurde.

[0144] [Fig. 210](#) ist eine abgetrennte Schnittansicht des distalen Endabschnitts der zweiten Ausführungsform **200**, und sie zeigt das Abwickeln der Nadel **10** durch die Öffnung **31**. Die Öffnung **31** muss eine ausreichende Abmessung haben, um zu ermöglichen, dass die Nadel **10** insgesamt, ohne anzubinden, frei dadurch hindurchtritt. Weil sich der Spulenabschnitt **29d** der Achse **29** in Bezug auf die Kanüle **30** dreht, wickelt sich die Nadel **10** durch die Öffnung **31** ab und kehrt zu ihrer unbelasteten bzw. ungespannten Form zurück. Es sei bemerkt, dass die in den [Fig. 27B–Fig. 27E](#) dargestellten alternativen Modi nicht vollständig sind und an ihren distalen Enden geeignete Komponenten aufweisen müssen, die in hohem Maße denen entsprechen, die in [Fig. 27A](#) dargestellt sind.

[0145] Es sei bemerkt, dass die zweite Ausführungsform **200** in ähnlicher Weise verwendet werden kann, wie für die erste Ausführungsform der Tiefnadel-Vernähungs Vorrichtung **100** mit Bezug auf die vorstehenden [Fig. 211A](#) und [Fig. 211B](#) beschrieben wurde. Die zweite Ausführungsform **200** kann jedoch verwendet werden, um einen chirurgischen Zugang zu verschiedenen Nahtstellen bereitzustellen, die gemäß der ersten Ausführungsform nicht zugänglich sind.

[0146] Bei manchen chirurgischen Prozeduren werden in einer Wunde keine Stiche implantiert. Gemäß einer dritten Ausführungsform **300** der vorliegenden Erfindung, die in den [Fig. 212A–Fig. 212C](#) dargestellt ist, kann der unbelastete bzw. ungespannte Zustand der Nadel im wesentlichen kreisförmig sein, um die Nadel zu einer Ringklammer **8** zu formen. Erst nach der Heilung der Wunde werden die Ringklammern entfernt, falls überhaupt.

[0147] [Fig. 212A](#) zeigt die dritte Ausführungsform **300** der vorliegenden Erfindung, die für das Einführen von Ringklammern **8** (die hohl oder massiv sein können) an Stelle von Nadeln eingerichtet ist. Die dritte Ausführungsform **300** weist eine Kanüle oder einen Zylinder **35** auf, die bzw. der der Kanüle gemäß der ersten Ausführungsform in hohem Maße ähnelt. Die Vorrichtung **300**, die vorzugsweise steif ist, kann lang und/oder flexibel genug sein, damit die Vorrichtung **300** in einem Kanal eines Endoskops (flexibel oder steif), im Lumen eines Katheters oder als ein Katheter selbst verwendet werden kann. Der Zylinder **35** hat jedoch eine Innenabmessung, die der Außenabmessung des Drahts der Ringklammer **8** ähnlicher sein kann als die Innenabmessung der Kanüle gemäß der ersten Ausführungsform für die Nadel. Indem sowohl der Draht, aus dem die Ringklammer besteht, als auch die innere Bohrung des Zylinders so ausgebildet werden, dass sie einen nicht kreisförmigen Querschnitt aufweisen, kann verhindert werden, dass sich die Ringklammer innerhalb der Bohrung dreht. Die dritte Ausführungsform **300** weist weiter einen Kolben **36** auf, dessen Querabmessung im wesentlichen der Innenabmessung des Zylinders **35** gleicht. Der Kolben **36** braucht nicht notwendigerweise ein Mittel zum Greifen der Ringklammer **8** aufzuweisen, weil er nur zum Extrudieren der Ringklammer **8** aus dem Zylinder **35** verwendet wird. Anpassungen der dritten Ausführungsform **300**, welche Mittel zum Halten und Zurückziehen der Ringklammer **8** bereitstellen, ähnlich jenen, die zum Halten und Zurückziehen der Nadel gemäß der ersten Ausführungsform bereitgestellt sind, liegen jedoch sicher innerhalb des Schutzzumfangs dieser Erfindung.

[0148] Die Ringklammer **8** ist so innerhalb des Zylinders **35** angeordnet, dass ihr distales Ende **8d** dem offenen distalen Ende des Zylinders **35** zugewandt ist. Der Kolben **36** ist innerhalb des Zylinders **35** an-

geordnet, wobei das distale Ende des Kolbens **36** an das proximale Ende **8p** der Ringklammer **8** anstößt. Durch das Einführen des Kolbens **36** durch den Zylinder **35** mit der Bewegung **206** wird die Ringklammer **8** aus dem Zylinder **35** ausgestoßen, wie in [Fig. 212B](#) dargestellt ist. Wenn die Ringklammer **8** ausgestoßen wird, kehrt sie mit einer Wickelbewegung **207** in ihre unbelastete Form zurück, wie vorstehend für die Nadel gemäß der ersten Ausführungsform beschrieben wurde. Geeigneterweise kann die Ringklammer **8** eine unbelastete Form aufweisen, die im wesentlichen kreisförmig ist, damit sie bei einem minimalen lateralen Druck durch Weichgewebe eines Patienten hindurchtreten kann, um ein Minimum an strukturellen Beschädigungen der Gewebe zu verursachen.

[0149] Die dritte Ausführungsform **300** (sowie beliebige der Ausführungsformen gemäß dieser Erfindung) kann mit mindestens einem Markermittel **55** angepasst werden. Der Marker **55** kann geeigneterweise ein erhöhter oder eingepprägter Abschnitt des Zylinders **35** sein oder einfach darauf gedruckt sein. Wenn die Ringklammer **8** in einer geeigneten Orientierung in den Zylinder **35** eingebracht ist, gibt der Marker **55** die Richtung an, in die sich die Ringklammer **8** spiralförmig dreht, wenn sie extrudiert wird. Dies hilft dem Chirurgen dabei, eine Wunde geeignet abzuklempfen. Es sei bemerkt, dass beliebige der verschiedenen hier beschriebenen Ausführungsformen vorteilhafterweise auch mit einem geeigneten Markermittel versehen werden können. Die [Fig. 213A–Fig. 213B](#) und die [Fig. 213C–Fig. 213D](#) zeigen eine geeignete Ausrichtung des Markers **55**, wodurch zwei jeweilige Richtungen für die Extrusion einer Ringklammer **8** angegeben werden. Die jeweiligen Positionen des Markers **55** in [Fig. 213A](#) oder [Fig. 213C](#) geben an, dass die Ringklammer **8** in der in [Fig. 213B](#) bzw. [213D](#) dargestellten Richtung aus dem Zylinder **35** austritt. Der Marker **55** kann an jeder geeigneten Stelle entlang dem Zylinder angeordnet werden. Es kann mehr als ein Marker vorhanden sein.

[0150] In einem anderen Modus, der in den [Fig. 212C](#) und [Fig. 216A](#) dargestellt ist, weist die Ringklammer **8** ein erweitertes proximales Segment **49** auf, dessen unbelastete Form relativ gerade ist. Dieses proximale Segment **49** kann vom Chirurgen in irgendeiner Weise gegriffen und manipuliert werden, um die Ringklammer **8** innerhalb weicher Gewebe einzustellen. In diesem Modus hat der Kolben **36** einen vergrößerten Durchmesser und weist eine Bohrung **37** auf, die sich in den Kolben **36** erstreckt. Indem der Kolben **36** mit der Bohrung **37** versehen wird, wird ermöglicht, dass die dritte Ausführungsform **300** die verlängerte und erweiterte Ringklammer **8** aufweist. Hierdurch wird es unnötig, den Zylinder **35** zu verlängern, wodurch die Vorrichtung **300** für den Chirurgen einfacher handhabbar gemacht wird. Wie in [Fig. 216B](#) dargestellt ist, kann das verlängerte

Endsegment **49** durch ein herkömmliches Verfahren, wie Abschneiden mit Drahtschneidern, entfernt werden, nachdem der Chirurg die erweiterte Ringklammer **8** manipuliert hat. Es sei bemerkt, dass das proximale Segment **49** nicht aus einem elastischen Material zu bestehen braucht, sondern dass es aus jedem beliebigen herkömmlichen Material bestehen kann, das an dem elastischen Segment **8** befestigt wird, um die Kosten der Vorrichtung **300** zu minimieren.

[0151] Der Zylinder und der Kolben gemäß der dritten Ausführungsform der Vorrichtung können mit einer Vielzahl verschiedener Ringklammern in der Art der in den [Fig. 217A–Fig. 217C](#) dargestellten verwendet werden. Wie in [Fig. 217A](#) dargestellt ist, kann die Ringklammer **8** so gebildet werden, dass in ihrer unbelasteten Konfiguration ihr distales Ende **8d** und ihr proximales Ende **8p** in eine Ende-an-Ende anstoßende Ausrichtung gelangen. Alternativ können die Enden **8d** und **8p**, wie in [Fig. 217B](#) dargestellt ist, in eine Seite-an-Seite überlappende Ausrichtung gelangen. Das Verriegeln der Ringklammer kann zugelassen werden, indem am Ende **8d** ein kleiner Widerhaken oder kleine Widerhaken (nicht dargestellt) bereitgestellt werden, welche in eine Vertiefung oder in Vertiefungen (auch nicht dargestellt) am Ende **8p** passen oder umgekehrt.

[0152] Eine leicht modifizierte Ringklammer kann einen proximalen Kopplungshaken **8ph** aufweisen. Bei einer solchen Konfiguration bleibt der Haken **8ph** in der unbelasteten Konfiguration der Ringklammer etwas vom durchstechenden Ende **8d** getrennt, so dass die Ringklammer keinen vollständigen Kreis bildet. Der Chirurg kann die Ringklammer in einem engeren Bogen belasten und den Haken **8ph** mit dem durchstechenden Ende **8d** in Eingriff bringen, wie dargestellt ist. Die Elastizität in der Ringklammer **8** bewirkt, dass der Haken **8ph** unter mechanischer Belastung bzw. mechanischer Spannung in Eingriff bleibt. Ein solcher Modus der Ringklammer ist in dem US-Patent 5 002 563 (Pyka u.a.) dargelegt.

[0153] Wie in [Fig. 214](#) dargestellt ist, kann die dritte Ausführungsform **300** einen verlängerten Zylinder **35** aufweisen, innerhalb dessen mehrere Ringklammern **8a–8n** angeordnet sein können. Das Einbringen des Kolbens **36** durch den Zylinder **35** bewirkt dann eine serielle Extrusion der Ringklammern **8a–8n**.

[0154] Die serielle Extrusion der Ringklammern **8a–8n** kann auch durch Anpassen der dritten Ausführungsform **300** erreicht werden, wie in [Fig. 215A](#) oder [Fig. 215B](#) dargestellt ist. In diesem Modus weist die dritte Ausführungsform **300** ein Magazin **38** auf, das die mehreren Ringklammern **8a–8n** hält. Das Magazin **38** weist eine Magazinfeder **39** auf, die gegen die Ringklammern **8a–8n** drückt, um sie in ihrer belasteten und eher geradegerichteten Form zu halten, und

die sie seriell bzw. nacheinander in einer Position zur Extrusion durch den Kolben **36** in den Zylinder **35** einführt. Das Magazin **38** kann getrennt anbringbar sein und auch wieder auffüllbar sein. Es sei bemerkt, dass jedes beliebige geeignete Mittel verwendet werden kann, um die mehreren Ringklammern in einer bevorzugten Orientierung zu halten, falls es erwünscht ist, dass sie in einer vorgegebenen Krümmungsorientierung aus dem Zylinder **35** austreten. Beispielsweise können die Ringklammern **8a–8n** einen rechteckigen Querschnitt aufweisen, oder sie können lösbar aneinander geklebt sein, um ihre Drehung innerhalb des Magazins **38**, weg von ihrer bevorzugten Orientierung, zu verhindern.

[0155] Die dritte Ausführungsform **300** kann weiter mit einer Kolbenrückstellfeder **40** versehen sein, die beim Einbringen des Kolbens **36** komprimiert wird und die den Kolben **36** automatisch in eine Position zurückführt, in der das Einbringen der nächsten Ringklammer in den Zylinder **35** möglich ist. Wie in **Fig. 215B** dargestellt ist, kann sich die Kolbenrückstellfeder **40** innerhalb des Zylinders **35** befinden. In diesem Modus weist der Zylinder **35** eine vergrößerte Kammer **41** auf, in der sich die Feder **40** befindet. Der Kolben **36** kann ein vergrößertes Segment **42** aufweisen, das sich innerhalb des Zylinders **35** befindet und das durch eine Endkappe **43** am Zylinder **35** innerhalb des Zylinders **35** gehalten wird. Hierdurch wird die Vorrichtung **300** als eine eher integrale Einheit erhalten und das vollständige Herausziehen des Kolbens **36** aus dem Zylinder **35** verhindert. Dies ermöglicht es auch, dass eine vorkomprimierte Kolbenrückstellfeder **40** verwendet wird, welche eine größere Rückstellkraft und -geschwindigkeit für den Kolben **36** bereitstellt. Es sei bemerkt, dass jede der Ausführungsformen dieser Erfindung durch ein geeignetes Aktivierungsmittel in der Art von Spritzenkolbenmechanismen, von Verschiebemechanismen, von Pistolengriffbetätigungsmechanismen, von Scherenbetätigungsmechanismen oder dergleichen, aktiviert werden kann.

[0156] Eine dritte Form der vorliegenden Erfindung sieht eine endoskopische oder laparoskopische chirurgische Vorrichtung vor, die ein inneres Abdecktuch bereitstellt und die Gewebesammlung erleichtert. Die chirurgische Vorrichtung weist ein Gehäuse mit einer axialen Bohrung mit einer distalen Entfaltungsöffnung und ein Barriereelement, das innerhalb der axialen Bohrung einzwängbar ist, auf. Das Barriereelement weist eine Schleife aus einem elastisch wiederherstellbaren Material, vorzugsweise einer Formgedächtnislegierung, und eine Barriermembran, die die Schleife lose umspannt, auf. Fernbedienungsmittel sind bereitgestellt, um das Barriereelement in Bezug auf das distale Ende des Gehäuses vorzuschieben und zurückzuziehen und wahlweise zu drehen. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform wird ein Formgedächtnislegierungsmaterial, insbesondere

ein pseudoelastisches Formgedächtnislegierungsmaterial, und bevorzugter ein superelastisches Formgedächtnislegierungsmaterial, verwendet.

[0157] Das Barriereelement ist zwischen einer ersten Position, in der es innerhalb des Gehäuses eingezwängt ist, und einer zweiten Position, in der es über die distale Entfaltungsöffnung des Gehäuses vorgeschoben ist, beweglich und nimmt eine ausgedehnte Form an. In der ausgedehnten Form wirkt das Barriereelement als ein chirurgisches Abdecktuch und/oder als eine chirurgische Sammeleinrichtung. Das Barriereelement ist vorzugsweise zu einer dritten Position beweglich, in der es teilweise oder vollständig zurückgezogen ist und zumindest ein Teil von ihm in dem Gehäuse eingezwängt ist.

[0158] **Fig. 31** ist eine Ansicht einer nicht ausgedehnten Barrierevorrichtung (nicht dargestellt) innerhalb eines Gehäuses. Die **Fig. 32** bis **Fig. 35** sind fortschreitende Schnittansichten durch eine Linie a-a aus **Fig. 31**, worin die Verwendung der Vorrichtung aus **Fig. 31** dargestellt ist. In den Figuren zeigen **Fig. 32** eine eingezwängte Konfiguration, **Fig. 33** eine ausgedehnte Konfiguration (Erinnerungskonfiguration), **Fig. 34** eine eingeschlossene Konfiguration und **Fig. 35** eine herausgezogene Konfiguration.

[0159] **Fig. 36** zeigt alternative Ausführungsformen der Vorrichtung aus **Fig. 31** durch eine Linie b-b.

[0160] Die **Fig. 37** und **Fig. 38** zeigen alternative Ausführungsformen des Barriereelements in der ausgedehnten Konfiguration (Erinnerungskonfiguration).

[0161] **Fig. 39** zeigt Schnittansichten von Ausführungsformen durch die Linie b-b aus **Fig. 37**.

[0162] Die **Fig. 310**, **311** und **312** zeigen detailliert alternative ausgedehnte Schleifenkonfigurationen.

[0163] Während einer Operation, insbesondere einer "minimalinvasiven Operation" (LIS), ist es häufig erforderlich, krankes Gewebe zu entfernen. Dieses Gewebe kann infiziert sein, inflammatorische Abscheidungen (beispielsweise Bilis) enthalten oder Tumorzellen enthalten. In jeder dieser Situationen ist es erwünscht, eine Operation auszuführen, ohne das umgebende gesunde Gewebe durch krankes Gewebe zu kontaminieren. Ausdehnbare innere Barrieren gemäß dieser Erfindung minimieren oder verhindern diese Kontamination. Das ausdehnbare Barriereelement weist auf: (a) eine flexible Membran, die lose überspannt, und (b) eine Schleife aus einem elastisch verformbaren Material. Die elastisch verformbare Schleife besteht vorzugsweise aus einer pseudoelastischen Formgedächtnislegierung, die eine ausgedehnte Schleife in ihrer "Erinnerungsform" definiert. Die ausdehnbare Barriere ist in ein Gehäuse eingezwängt, und das Entfaltungsende des Gehäuses be-

findet sich innerhalb eines Körpers. Die Barriere wird aus dem Gehäuse entfaltet und zu ihrer Erinnerungsform ausgedehnt.

[0164] Die Barriere kann unter krankem Gewebe angeordnet werden, so dass unerwünschte Materialien durch die Schwerkraft und/oder eine Befeuchtungsströmung in die Barriere gespült werden, ohne dass umgebendes Gewebe kontaminiert wird. Die unerwünschten Materialien können vor dem Herausziehen der Vorrichtung von der Oberfläche der Barriere abgesogen werden. Alternativ wird die Barriere so angeordnet, dass sie das kranke Gewebe im wesentlichen umgibt und einschließt und es während einer Operation von gesundem Gewebe fernhält. Die Gewebeprobe wird abgetrennt (falls erforderlich). Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform bleibt die Barriermembran außerhalb des Gehäuses schwebend angeordnet, wenn die elastisch verformbare Schleife zuerst in das Gehäuse zurückgezogen wird. Der obere Rand der Barriermembran schließt sich zur Bildung einer Tasche, wenn die elastisch verformbare Schleife in das Gehäuse zurückgezogen wird. Innerhalb der Tasche befindet sich eine Gewebeprobe oder ein anderes Material, das von der Membran eingeschlossen worden ist. Das Gehäuse, die Barriere und eingeschlossenes Material werden aus dem Patienten entfernt.

[0165] Die Figuren sind zu Klarheitszwecken dargestellt und nicht maßstäblich gezeichnet. Gleiche Bezugszahlen stellen gleiche Strukturen dar.

[0166] [Fig. 31](#) ist eine laterale Außenansicht einer Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung. Das Gehäuse **10** umfasst ein Entfaltungsende **12**, das in den Patienten eingeführt wird und das ausdehnbare Barriereelement (nicht dargestellt) in einer eingezwängten Konfiguration unterbringt, einen Achsabschnitt **14**, der teilweise oder vollständig in den Körper des Patienten eingeführt werden kann, und ein Betätigungsende **16**, das dem Entfaltungsende gegenüberliegt und im wesentlichen außerhalb des Patienten gehalten wird. Das Gehäuse **10** kann flexibel oder steif sein, und seine Steifigkeit kann sich entlang seiner Länge ändern. Ein Fernbetätigungsmittel **18** wird zum Vorschieben und/oder Zurückziehen und wahlweise zum Drehen des Barriereelements in Bezug auf die distale Entfaltungsöffnung **24** verwendet.

[0167] Die [Fig. 32](#) bis [Fig. 35](#) zeigen die Verwendung einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Erhalten einer Gewebeprobe. Sie sind vereinfachte Querschnittsdarstellungen der in [Fig. 31](#) dargestellten Vorrichtung, wobei der Querschnitt entlang einer Linie a-a genommen ist. Bei der Verwendung wird die Vorrichtung teilweise in einen menschlichen oder tierischen Patienten (nicht dargestellt) eingeführt. Das Gehäuse kann direkt in einen Patienten eingeführt werden, oder die Vorrichtung kann unter Verwendung

eines Instrumentenkanals eines standardmäßigen Endoskops, Laparoscops, Katheters oder dergleichen eingebracht werden.

[0168] [Fig. 32](#) zeigt einen Querschnitt der Vorrichtung aus [Fig. 31](#) mit einem ausdehnbaren Barriereelement **22** in einer ersten eingezwängten Konfiguration.

[0169] Das Gehäuse **10** ist vorzugsweise eine längliche Hülse mit einer dadurch verlaufenden axialen Bohrung **20**, wobei die axiale Bohrung so bemessen ist, dass sie das ausdehnbare Barriereelement **22** in einer eingezwängten Konfiguration aufnimmt. Die axiale Bohrung **20** öffnet sich zu der Umgebung der Entfaltungsöffnung **24**. Gemäß einer Ausführungsform (nicht dargestellt) öffnet sich die axiale Bohrung auch zu der Umgebung an der Aktivatoröffnung **26**, und es wird ein Zugang für zusätzliche laparoskopische oder endoskopische Vorrichtungen und/oder ein Fluidzugang oder ein Fluidabzug bereitgestellt. Eine Dichtung (nicht dargestellt) kann an der Aktivatoröffnung **26** hinzugefügt werden, um ein Lecken von Fluid (d.h. einer Flüssigkeit oder eines Gases) zu minimieren.

[0170] Die spezifische Konfiguration und die spezifischen Abmessungen der axialen Bohrung **20** hängen von der Verwendung der Vorrichtung, den Parametern des Barriereelements **22** und davon ab, ob ein Zugang für zusätzliche laparoskopische oder endoskopische Vorrichtungen bereitgestellt ist. Im allgemeinen hat die axiale Bohrung **20** einen Innendurchmesser von weniger als etwa 0,3 cm bis etwa 2 cm oder größer, vorzugsweise von etwa 0,25 cm bis etwa 2,5 cm. Gemäß einer Ausführungsform (nicht dargestellt) weist die axiale Bohrung einen Arbeitskanal eines Endoskops auf. Ein solches Endoskop kann auch chirurgische Werkzeuge, wie Laser, Skalpelle, Spül- und Ansaugmittel, Sichtbarmachungsmittel und dergleichen bereitstellen.

[0171] Der Außendurchmesser des Gehäuses **10** hängt von der Anwendung, der Größe der ausdehnbaren Barriere und davon ab, ob in der Vorrichtung zusätzliche Arbeitskanäle enthalten sind. Das Gehäuse in einer laparoskopischen Vorrichtung hat einen Durchmesser von weniger als etwa 1 mm bis etwa 3 cm oder größer, vorzugsweise von etwa 0,4 cm bis etwa 1,5 cm.

[0172] Die Länge der laparoskopischen Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 10 cm bis etwa 30 cm oder größer, allgemeiner von etwa 20 cm bis etwa 30 cm. Das Gehäuse **10** einer für endoskopische Verwendungen vorgesehenen Vorrichtung hat einen Durchmesser von weniger als etwa 1 mm bis etwa 3 cm oder größer. Die Länge endoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 10 cm bis etwa 1 Meter oder größer.

[0173] Das Barriereelement **22** wird aus der Ferne durch die Entfaltungsöffnung **24** vorgeschoben. Das Barriereelement **22** kann durch ein Verbindungsmittel **28** über die Betätigungsöffnung **26** des Gehäuses **10** befestigt werden. Das Verbindungsmittel **28** kann beispielsweise, wie dargestellt, an das Barriereelement **22** gelötet oder auf andere Weise daran befestigt sein. Alternativ kann es eine Fortsetzung des bei der Bildung der elastisch verformbaren Schleife **36** verwendeten elastischen Materials sein. Bei der dargestellten Konfiguration ist das Barriereelement **22** durch das Verbindungsmittel **28** an dem Fernbetätigungsmittel **18** angebracht. Eine axiale Längsbewegung des Aktivatormittels **18** in Bezug auf das Gehäuse **10** bewirkt, dass das Barriereelement **22** über die Entfaltungsöffnung **24** aus dem Gehäuse **10** vorgeschoben oder in dieses zurückgezogen wird. Eine Drehbewegung des Aktivatormittels **18** in Bezug auf das Gehäuse **10** bewirkt, dass das Barriereelement **22** gedreht wird. Falls eine Drehbewegung nicht erwünscht ist, kann ein Mittel zum Verhindern einer Drehung verwendet werden.

[0174] In den dargestellten Konfigurationen greift das Fernbetätigungsmittel **18** verschiebbar in die Aktivatoröffnung **26** ein. Das Fernbetätigungsmittel **18** kann eine Erweiterung der elastisch verformbaren Schleife **36** oder des Verbindungsmittels **28** sein und im wesentlichen von dem Gehäuse **10** unabhängig sein. Alternativ kann das Fernbetätigungsmittel **18** mit dem Verbindungsmittel **28** verbunden sein.

[0175] Das Gehäuse **10** weist eine chirurgische Handhabungsvorrichtung zum Entfalten und Zurückziehen des Barriereelements auf oder bietet eine Integration damit. Gemäß einer Ausführungsform sind, wie dargestellt, zwei Fingerringe **30** Teil des Betätigungsendes **16**. Ein zusätzlicher Daumenring **32** ist Teil des Fernbetätigungsmittels **18**. Diese Ringe sollen die Handhabung erleichtern. Noppen oder Stege können beispielsweise zum Vereinfachen der Integration mit einem geeigneten Betätigungsmittel (nicht dargestellt) bereitgestellt werden. Geeignete Betätigungsmittel umfassen Verschiebungsmechanismen, Pistolengriffmechanismen oder daumenbetätigte Mechanismen, Scherengriffe und Spritzenkolbenmechanismen (ähnlich der in den [Fig. 32](#) bis 36 dargestellten Konfiguration). Diese und andere sind auf dem Fachgebiet wohlbekannt. Der spezifische Typ des Betätigungsmechanismus ist im allgemeinen durch die persönliche Vorliebe des Chirurgen bestimmt.

[0176] Bei der Verwendung wird das Entfaltungsende **12** und möglicherweise der Achsabschnitt **14** in den Patienten eingeführt. Das Gehäuse kann direkt in den Patienten eingeführt werden, oder es kann unter Verwendung des Instrumentenkanals einer Standard-LIS-Vorrichtung eingeführt werden. Das Entfaltungsende **12** weist eine laterale Integrität auf, so

dass es durch den Druck, der durch das eingezwängte Barriereelement **22** ausgeübt wird, nicht erheblich verformt wird. Bei einer Vorrichtung mit einem steifen Gehäuse (der übliche Fall für eine laparoskopische Vorrichtung) kann das Entfaltungsende **12** des Gehäuses mit dem Achsabschnitt **14** des Gehäuses integral ausgebildet sein, so dass es zwischen den funktionellen Zonen keine offensichtliche Abgrenzung gibt. Wenn eine Vorrichtung gemäß dieser Erfindung als ein Katheter wirkt (typischerweise bei einer endoskopischen Verwendung) und es nur eine geringe laterale Unterstützung gibt, kann das Entfaltungsende **12** eine Verstärkung benötigen, um das ausdehnbare Barriereelement fortlaufend einzu-zwängen.

[0177] Der Achsabschnitt **14** des Gehäuses befindet sich zwischen dem Betätigungsende **16** (nicht eingeführt) und dem Entfaltungsende (eingeführt) **12** der Vorrichtung. Der Achsabschnitt **14** des Gehäuses kann teilweise oder vollständig in den Patienten (nicht dargestellt) eingeführt werden. Der Achsabschnitt **14** einer Vorrichtung, die bei der Laparoskopie verwendet wird, muss eine ausreichende strukturelle Integrität aufweisen, damit er leicht ohne eine übermäßige Verformung durch eine chirurgische Öffnung in den Körper des Patienten eingeführt werden kann. Materialien mit einer ausreichenden strukturellen Steifigkeit umfassen Edelstahl und steife Polymermaterialien, wie Kunststoffe.

[0178] Das Material des Achsabschnitts **14** und das Material des Entfaltungsendes **12** können gleich sein, oder sie können unterschiedliche physikalische Eigenschaften aufweisen. Beispielsweise ist der Achsabschnitt **14** eines bei der endoskopischen Chirurgie verwendeten ausdehnbaren Barrierevorrichtungsgehäuses im allgemeinen flexibel, um das Einführen durch natürlich auftretende Öffnungen, Kanäle und/oder Durchgänge zu ermöglichen, oder um das Einführen durch den Arbeitskanal eines Endoskops zu ermöglichen. Geeignete Polymermaterialien umfassen Polytetrafluorethylen, Polyurethan, Polyethylen, Teflon und dergleichen. Das Material eines solchen flexiblen Gehäuses kann am Entfaltungsende **12** beispielsweise mit Fasern, Ringen oder Längsrippen verstärkt sein, um zu ermöglichen, dass es den Kräften standhält, die durch das Barriereelement **22** auf es ausgeübt werden, während es in das Gehäuse eingezwängt und durch dieses verformt ist.

[0179] Das Barriereelement **22** hat zwei Bestandteile, nämlich die Barriermembran **34** und die elastisch verformbare Schleife **36**.

[0180] Im ausgedehnten Zustand kann das Barriereelement **22** einen Durchmesser von etwa 1 cm oder weniger bis etwa 5 cm oder mehr und allgemeiner von etwa 2 cm bis etwa 4 cm aufweisen. Die Barriermembran **34** überspannt die elastisch verformbare

Schleife **36** lose, wodurch eine abgerundete Platte oder Schüssel gebildet ist. Die Tiefe des von der Barrieremembran **34** beschriebenen Bogens, wenn sie an der elastisch verformbaren Schleife **36** schwebend angeordnet ist, reicht von weniger als etwa 1 cm bis etwa 7 cm oder größer. Im allgemeinen ist die bevorzugte Tiefe der von der Barrieremembran **34** gebildeten Tasche kleiner, wenn die Barrieremembran **34** in erster Linie als ein chirurgisches Abdecktuch zum Schützen von Gewebe verwendet wird, und sie ist dementsprechend größer, wenn die Barrieremembran als eine Tasche zum Sammeln von Gewebe oder zum Entfernen von Gewebe an der Operationsstelle verwendet wird. Bei jenen Ausführungsformen, bei denen eine verhältnismäßig tiefe schüsselartige Tasche vorhanden ist, kann es erwünscht sein, die Barrieremembran zu verstärken. Verstärkungsstreben oder -rippen, die beispielsweise aus Kunststoff, verdicktem Barrieremembranmaterial oder einer Formgedächtnislegierung hergestellt sind, bieten eine Verstärkung und unterstützen das vollständige Entfallen der Barrieremembran in die gewünschte Form.

[0181] Das Barriereelement **22** wird komprimiert und in die axiale Bohrung **20** geladen. In dieser eingezwängten Konfiguration kann die Barrierevorrichtung sterilisiert, verpackt und zur späteren Verwendung gelagert werden. Vorzugsweise ist während einer Chirurgie mindestens eine ausdehnbare Barrierevorrichtung verfügbar: Wenn es erforderlich ist, kann der Chirurg die Größe des zum Gewebeschutz und/oder zur Gewebesammlung erforderlichen Barriereelements visuell beurteilen und eine geeignete ausdehnbare Barrierevorrichtung auswählen.

[0182] Wenn die Barrieremembran **34** eingezwängt wird, wird sie zusammengefasst und kann um die elastisch verformte Schleife **36** gerollt werden. Die Barrieremembran besteht vorzugsweise aus einem flexiblen und undurchlässigen biokompatiblen Material. Die Zusammensetzung der Barrieremembran spiegelt die spezifische Verwendung der ausdehnbaren Barriere wieder. Die Barrieremembran ist dünn genug, damit sie, zusammen mit der elastisch verformbaren Schleife, gefaltet oder zusammengerafft werden kann, so dass sie in die axiale Bohrung **20** passt.

[0183] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist das Material der Barrieremembran für Körperfluide und andere Flüssigkeiten in der Art einer normalen Salzlösung, die während chirurgischer Prozeduren vorhanden sein könnten, im wesentlichen undurchlässig. Die Dicke der Membran reicht aus, um eine wirksame Barriere für schädliche oder kontaminierte Materialien, wie Bilis, Ausstreuungen von entzündeten oder infizierten Geweben oder Tumorzellen bereitzustellen. Geeignete Materialien umfassen Polyethylen, Polyvinylchlorid, Urethan, Silikongummi und

dergleichen.

[0184] Gemäß einer alternativen bevorzugten Ausführungsform ist das Material der Barrieremembran für Gewebeproben im wesentlichen undurchlässig, es ist jedoch im allgemeinen für Körperfluide und andere Flüssigkeiten, wie normale Salzlösung, die während chirurgischer Prozeduren vorhanden sein können, durchlässig. Gemäß dieser Ausführungsform kann das Material der Barrieremembran ein Netz, ein Gewebe oder ein Gitter sein. Geeignete Materialien umfassen perforiertes, ein Gewebe bildendes oder vernetztes Polyethylen, Polyvinylchlorid, Urethan, Silikongummi und dergleichen. Eine ähnliche Konstruktion kann aus Formgedächtnismaterialien hergestellt werden oder diese enthalten.

[0185] Die elastisch verformbare Schleife **36** ist ein Draht oder ein Streifen aus elastischem Material. Der Begriff "elastisches Material" soll hier ein metallisches Material bedeuten, das federartige Eigenschaften aufweist, das also durch eine ausgeübte Belastung oder Spannung verformt werden kann und dann in seine ursprüngliche unbelastete Form oder Konfiguration zurückspringt oder wiederhergestellt wird, wenn die Belastung bzw. die Spannung entfernt wird. Das elastische Material ist vorzugsweise hochelastisch. Die Materialien sind metallisch. Die Verwendung von Metallen in der Art von Formgedächtnislegierungen ist bevorzugt. Formgedächtnislegierungen, die eine Pseudoelastizität, insbesondere eine Superelastizität, aufweisen, sind besonders bevorzugt. Die hier verwendeten elastischen Materialien weisen eine elastische Verformung von mehr als 1%, im allgemeinen von mehr als 2% auf. Vorzugsweise weisen die hier verwendeten elastischen Materialien eine elastische Verformung von mehr als 3% und bevorzugter von mehr als 4% auf.

[0186] [Fig. 33](#) zeigt die Vorrichtung aus [Fig. 32](#) in einer ausgedehnten Position. Das Fernbetätigungsmittel **18** wurde entlang der axialen Bohrung **20** distal bewegt. Die elastisch verformbare Schleife **36** erstreckt sich über die Außengrenzen der Entfaltungsoffnung **24** hinaus. Sobald die elastisch verformbare Schleife **36** von der Kompression des Gehäuses **10** befreit wird, erhält die Schleife ihre unbeschränkte Erinnerungsform zurück, und das Barriereelement **22** erhält seine entfaltete Konfiguration. Während die elastisch verformbare Schleife **36** als im wesentlichen kreisförmig oder oval dargestellt ist, sind auch andere Formen möglich. Elliptische, abgerundete, quadratische und unregelmäßige Formen sind auch möglich und können für eine spezielle Anwendung erwünscht sein.

[0187] Die Barrieremembran **34** ist mit der elastisch verformbaren Schleife **36** verbunden. Wenn die Schleife ausgedehnt wird, entfaltet sich die Barrieremembran **34** zur Bildung einer im wesentlichen plat-

tenartigen oder schüsselartigen Umhüllung mit einem Mund **38**. Der Umkreis oder der Mund **38** der Barrieremembran **34** ist durch den Schnitt der elastisch verformbaren Schleife **36** und der Barrieremembran **34** definiert.

[0188] Die in [Fig. 33](#) dargestellte eher schüsselartige Konfiguration ist im allgemeinen bevorzugt, wenn die Vorrichtung zum Sammeln oder Aufnehmen von Gewebeprobe verwendet wird. Bei der Verwendung wird das ausgedehnte Barriereelement **22** an oder in der Nähe der Operationsstelle intern schwebend angeordnet. Die Barriere kann so manipuliert werden, dass sie unterhalb der Operationsstelle liegt, so dass Fluide oder andere Materialien, die an der Operationsstelle abgegeben werden, durch eine Spülströmung und/oder durch die Schwerkraft leicht abwärts in die ausdehnbare Barriere fließen. Wenn die Barrieremembran **34** schüsselartig ist, kann sie eine erhebliche Gewebeprobe **40** aufnehmen, die während einer Operation auszuschneiden und zu entfernen ist.

[0189] [Fig. 34](#) zeigt die Vorrichtung aus [Fig. 33](#) in einer taschenförmigen Konfiguration, teilweise zwischen der ausgedehnten Konfiguration aus [Fig. 33](#) und der zurückgezogenen Konfiguration aus [Fig. 35](#). Das Fernbetätigungsmittel **18** wurde proximal entlang der Innenseite der axialen Bohrung **20** entfernt. Die elastisch verformbare Schleife **36** erstreckt sich nur teilweise über die Begrenzungen der Entfaltungsöffnung **24** hinaus, und die einzwängende Kraft des Gehäuses **10** hat die elastisch verformbare Schleife **36** in eine verformte halbeingezwängte Form gedrängt. Die Barrieremembran **34** kann vorzugsweise in Bezug auf die elastisch verformbare Schleife **36** verschoben werden. Die Barrieremembran **34** wird vorzugsweise nicht mit der elastisch verformbaren Schleife **36** in das Gehäuse **10** zurückgezogen und bleibt im wesentlichen außerhalb des Gehäuses **10**. Wenn die elastisch verformbare Schleife **36** in das Gehäuse **10** zurückgezogen wird, wird die Barrieremembran **34** an der Entfaltungsöffnung **24** des Entfaltungsendes **12** des Gehäuses **10** eingefangen. Daher wird der Durchmesser des Munds **38** der Barrieremembran **34**, verglichen mit der in [Fig. 33](#) dargestellten ausgedehnten Konfiguration, verringert, und die Barrieremembran **34** bildet eine Tasche. Die Gewebeprobe **40** wird im wesentlichen in die Tasche eingeschlossen.

[0190] [Fig. 35](#) zeigt die Vorrichtung aus [Fig. 34](#) in einer Konfiguration zum Herausziehen aus dem Körper. Das Fernbetätigungsmittel **18** wurde weiter entlang der axialen Bohrung **20** in proximaler Richtung bewegt und befindet sich in etwa in der Position, von der es ausgegangen ist. Die elastisch verformbare Schleife **36** wird im wesentlichen vollständig in die axiale Bohrung **20** zurückgezogen, und die Beschränkung des Gehäuses **10** hat die elastisch ver-

formbare Schleife **36** so verformt, dass sie in die axiale Bohrung **20** passt. Der Mund **38** der Barrieremembran **34** wird mit der elastisch verformbaren Schleife **36** in das Gehäuse **10** zurückgezogen, wodurch jeder unerwünschte Verlust von Gewebe oder Fluiden aus der Tasche verhindert wird. Der Körper der Barrieremembran **34**, der die Gewebeprobe **40** enthält, bleibt im wesentlichen außerhalb des Gehäuses **10**. In dieser Konfiguration wird die Vorrichtung zurückgezogen. Weil die gefüllte Tasche der Barrieremembran **34** im allgemeinen größer als die Entfaltungsöffnung **24** ist, besteht die Tendenz, dass die Barrieremembran **34** die Entfaltungsöffnung **24** des Gehäuses **10** dichtet. Diese Tendenz kann verstärkt werden, indem ein Dichtungs- oder Abschlussmittel (nicht dargestellt) an der Entfaltungsöffnung **24** angeordnet wird.

[0191] Wenngleich sich die Demonstration der in den [Fig. 31](#) bis [Fig. 35](#) dargestellten Vorrichtung auf eine Ausführungsform einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung bezieht, liegen auch andere Ausführungsformen innerhalb des Schutzzumfangs der Erfindung. Beispielsweise haftet die Barrieremembran **34** gemäß einer nicht dargestellten alternativen Ausführungsform an der elastisch verformbaren Schleife **36**, so dass, wenn der Mund der Barrieremembran **34** in das Gehäuse **10** zurückgezogen wird, er nur transversal zusammengefallen wird, wenn die elastisch verformbare Schleife **36** in die axiale Bohrung zurückgezogen und darin aufgenommen wird. Gemäß einer weiteren Ausführungsform werden die Barrieremembran und die Gewebeprobe vollständig zur Entfernung aus dem Körper in das Gehäuse zurückgezogen.

[0192] Der taschenförmige Barrieremembran kann ein Übertragungsmittel für Gewebe bereitstellen, die aus einem Patienten entfernt worden sind und beispielsweise zu einem Pathologielabor zu überführen sind. Es kann die gesamte Barrierevorrichtung überführt werden, oder es kann das distale Ende der Vorrichtung einschließlich der taschenförmigen Barrieremembran vom Rest der Vorrichtung abgetrennt und überführt werden (nicht dargestellt). Falls eine solche Überführung erwünscht ist, kann die Barrieremembran mit einem Gewebekonservierungsmittel umhüllt werden, dieses aufnehmen oder mit diesem gefüllt werden.

[0193] [Fig. 36](#) zeigt repräsentative Ausführungsformen eines Querschnitts durch das Gehäuse entlang einer Linie b-b aus [Fig. 31](#). Eine Barrieremembran wäre normalerweise in einer gefalteten, zusammengegriffen oder aufgerollten Konfiguration in das Gehäuse eingeschlossen. Die Barrieremembran ist jedoch zur Vereinfachung nicht dargestellt.

[0194] [Fig. 36a](#) zeigt ein Gehäuse **110** mit einem kreisförmigen Querschnitt. Dies ist ein bevorzugter

Querschnitt für eine ausdehnbare Barrierevorrichtung gemäß dieser Erfindung. Ein kreisförmiger Gehäusequerschnitt hat den Vorteil, dass er in jeder radialen Richtung verformbar ist. Ein kreisförmiger Gehäusequerschnitt ermöglicht auch die Überführung einer ausdehnbaren Barriere gemäß dieser Erfindung durch einen standardmäßigen laparoskopischen Trokar oder durch den Instrumentenkanal eines Standardendoskops. Es können jedoch andere Querschnitte bevorzugt sein.

[0195] Innerhalb der axialen Bohrung **120** befindet sich die elastisch verformbare Schleife **136**, die eingezwängt wurde, damit sie in die axiale Bohrung **120** passt. Die elastisch verformbare Schleife **136** weist wie dargestellt eine lang gestreckte, ovale Querschnittsform auf. Dies ist eine bevorzugte Querschnittsform, weil sie eine strukturelle Steifigkeit der erweiterten Schleife in einer Richtung senkrecht zur allgemeinen Ebene der Schleife ermöglicht, jedoch nicht die laterale Komprimierbarkeit der Schleife innerhalb der allgemeinen Ebene der Schleife beeinträchtigt. Die elastisch verformbare Schleife **136** kann jedoch beliebige geeignete Querschnittsformen aufweisen.

[0196] Die axiale Bohrung **120** kann einen Zugang für Hilfsgeräte, wie eine Elektroaustikvorrichtung, einen Laser, ein Messer, eine Sonde, oder ein anderes chirurgisches Gerät, eine Abbildungseinrichtung oder eine Spül- oder Absaugereinrichtung bereitstellen. Hilfsgeräte können ein integraler Teil der hergestellten Vorrichtung sein oder bei Bedarf durch die axiale Bohrung **120** eingebracht werden.

[0197] [Fig. 36b](#) zeigt ein Gehäuse **110**, das eine ovale Querschnittsform aufweist. Innerhalb der axialen Bohrung **120** befindet sich die elastisch verformbare Schleife **136**, die so eingezwängt wurde, dass sie in die axiale Bohrung **120** passt. Die elastisch verformbare Schleife **136** ist mit einer abgerundeten Querschnittsform dargestellt. Es ist ein Lumen **142** vorhanden. Das Lumen **142** kann jede gewünschte Querschnittsform aufweisen. Das Lumen **142** wird zum Einbringen von Hilfsgeräten an die chirurgische Stelle verwendet. Hilfsgeräte können beispielsweise eine Elektroaustikvorrichtung, einen Laser, ein Messer, eine Sonde oder ein anderes chirurgisches Gerät, eine Abbildungseinrichtung oder eine Spül- oder Absaugereinrichtung einschließen. Hilfsgeräte können ein integraler Teil der hergestellten Vorrichtung sein oder bei Bedarf durch ein bereitgestelltes Lumen **142** eingebracht werden.

[0198] [Fig. 36c](#) stellt eine Ausführungsform dar, in der ein Kauterisationsdraht **144** als ein integraler Teil der ausdehnbaren Barrierevorrichtung bereitgestellt ist. Auf dem Fachgebiet sind verschiedene Kauterisationsdrähte bekannt und zur Verwendung mit dieser Erfindung geeignet. Gemäß der dargestellten

Ausführungsform ist der Kauterisationsdraht **144** eine Schleife, durch die ein elektrischer Strom fließen kann. Er befindet sich neben dem Mund der Barriere-membran, wenn sowohl die ausdehnbare Barriere als auch der Kauterisationsdraht entfaltet sind. Eine Isolation **146** kann um Abschnitte des Kauterisationsdrahts bereitgestellt werden, um Gewebe und das Gehäuse zu schützen. Der Kauterisationsdraht **144** wird zum Abtrennen und/oder Kauterisieren von Gewebe verwendet, das vorzugsweise innerhalb des ausgedehnten Barriereelements gesammelt wird. Das Entfalten und Zurückziehen des Kauterisationsdrahts können unter Verwendung derselben Betätigungseinrichtung gesteuert werden, welche das ausdehnbare Barriereelement entfaltet und zurückzieht. Alternativ kann ein zweiter Betätigungsmechanismus zum Entfalten des Kauterisationsdrahts zugeführt werden.

[0199] Die Kauterisationsvorrichtung kann aus jedem geeigneten Material hergestellt werden. Falls die Kauterisationsvorrichtung steif ist, ist die Größe der Kauterisationsvorrichtung entweder auf die Größe des Lumens **142** beschränkt, oder sie steht immer vom Entfaltungsende des Lumens vor. Der Kauterisationsdraht kann jedoch ein elastisches Material aufweisen. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist der Kauterisationsdraht eine Drahtschleife, die innerhalb des Lumens **142** eingezwängt ist, während die ausdehnbare Barrierevorrichtung im Körper angeordnet ist. Gemäß einer alternativen Ausführungsform ist der Kauterisationsdraht ein hakenförmiger Vorsprung aus elastischem Material, der innerhalb des Lumens **142** linear eingezwängt sein kann.

[0200] Es wurde entdeckt, dass eine verbesserte Kauterisationsvorrichtung aus einer Formgedächtnis-legierung hergestellt werden kann. Die Verwendung einer SMA, die eine Pseudoelastizität aufweist, hat den Vorteil, dass das Ausmaß der elastischen Verformung, das verfügbar ist, verglichen mit demjenigen, das bei vielen anderen elektrisch leitenden Materialien verfügbar ist, groß ist. Das große Ausmaß der elastischen Verformung der Legierung ermöglicht es, dass die Schleife eine kleine Querabmessung aufweist, wenn sie innerhalb eines Gehäuses eingezwängt ist.

[0201] [Fig. 36d](#) zeigt den Kauterisationsdraht **144**, der sich innerhalb der elastisch verformbaren Schleife **136** befindet. Diese Anordnung ermöglicht es, dass sich der Kauterisationsdraht **144** innerhalb des Munds der Barriere-membran befindet. Sie ermöglicht es auch, dass der Kauterisationsdraht und die elastisch verformbare Schleife im selben Lumen des Gehäuses enthalten sind. Die Entfaltung des Kauterisationsdrahts kann unter Verwendung derselben Betätigungseinrichtung gesteuert werden, die das ausdehnbare Barriereelement entfaltet und zurückzieht. Alternativ kann ein zweiter Betätigungsmechanismus

zur Entfaltung des Kauterisationsdrahts bereitgestellt werden. Andere (nicht dargestellte) Ausführungsformen umfassen das Kleben des Kauterisationsdrahts an den Mundabschnitt der ausdehnbaren Barriere oder das Veranlassen, dass die elastisch verformbare Schleife selbst als ein Kauterisationsdraht wirkt, wobei die Barrieremembran an spezifischen Stellen perforiert ist, um zu ermöglichen, dass Elektrizität oder Wärme zum Gewebe fließt. Alternativ kann ein leitendes Polymer, das von außerhalb des Körpers elektrisch erwärmt werden kann, verwendet werden, um den Mundabschnitt der Barrieremembran auszukleiden, oder die Barrieremembran selbst kann den Fluss von Wärme oder Elektrizität durch den Körper unterstützen. Es kann eine Isolation **146** innerhalb des Gehäuses bereitgestellt werden, um das Gehäuse zu schützen.

[0202] Die [Fig. 37](#) und [Fig. 38](#) zeigen alternative Ausführungsformen der ausdehnbaren Barriere gemäß dieser Erfindung.

[0203] [Fig. 37](#) zeigt ein flaches Barriereelement **222**, bei dem die Tiefe der Barrieremembran **234** ein Bruchteil des Durchmessers des Mundes **238** ist. Das Verbindungsmittel **228** ist an einer kreisförmigen, elastisch verformbaren Schleife **236** befestigt, welche einen geschlossenen Ring bildet. Dieser Typ eines ausdehnbaren Barriereelements kann als ein inneres chirurgisches Abdecktuch wirken. Es ist das Gehäuse **210** dargestellt.

[0204] [Fig. 38](#) zeigt eine weitere Ausführungsform dieser Erfindung. Das Barriereelement **222** ist verhältnismäßig tief: Die Tiefe der Barrieremembran **234** ist größer als der Durchmesser des Mundes **238**. Das Verbindungsmittel **228** besteht aus Drähten, welche Fortsätze der elastisch verformbaren Schleife **236** sind. Die elastisch verformbare Schleife **236** ist in eine Umhüllung **248** aufgenommen, die aus der Barrieremembran **234** besteht. Die Barrieremembran **234** ist vorzugsweise über sich selbst gefaltet und selbsthaftend, so dass die Umhüllung **248** gebildet ist. Die elastisch verformbare Schleife **236** tritt durch Öffnungen **250** in die Umhüllung ein. Jedes Ende der elastisch verformbaren Schleife **236** kann an einer Öffnung **250** unabhängig in die Umhüllung eintreten, wie dargestellt ist. Alternativ können beide Enden der elastisch verformbaren Schleife **236** durch eine nicht dargestellte Öffnung **250** in die Umhüllung eintreten. Die elastisch verformbare Schleife **236** greift gleitend in die Schleifenumhüllung **248** ein: Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform bildet die Barrieremembran beim Zurückziehen der elastisch verformbaren Schleife in das Gehäuse eine geschlossene Tasche, wenn das Barriereelement zum Sammeln einer Gewebeprobe verwendet wird, wie in [Fig. 35](#) dargestellt ist.

[0205] In [Fig. 38](#) ist weiterhin ein Kauterisations-

draht **244** dargestellt, der sich, wenn er entfaltet ist, proximal zum Mund **238** des Barriereelements **222** befindet. Eine isolierende Hülse **252** befindet sich innerhalb der axialen Bohrung, in der der Kauterisationsdraht untergebracht ist, und sie steht leicht vom distalen Ende des Gehäuses **210** vor.

[0206] Wenngleich eine selbsthaftende Barrieremembran **234** dargestellt ist, sind auch alternative Ausführungsformen möglich. [Fig. 39](#) zeigt einige der Alternativen in einem Querschnitt, der durch eine Linie b-b aus [Fig. 37](#) gebildet ist. Die Barrieremembran **234** kann eine Doppellage sein, wobei sich die elastisch verformbare Schleife **236** zwischen den beiden Flächen befindet, wie in [Fig. 39a](#) dargestellt ist. Die Doppellage kann selbsthaftend sein, falls dies gewünscht ist. Die Barrieremembran **234** kann Ringe **260** aufweisen, die entweder aus dem Membranmaterial oder aus einem anderen Material gebildet sind, wie in [Fig. 39b](#) dargestellt ist. Die Barrieremembran **234** kann, wie in [Fig. 39c](#) dargestellt ist, durch die elastisch verformbare Schleife **236** durchstoßen sein. Alternativ kann die Barrieremembran **234** an der elastisch verformbaren Schleife **236** befestigt sein, so dass ein Gleiten des Membranmaterials über die elastisch verformbare Schleife im wesentlichen verhindert ist (nicht dargestellt).

[0207] Die [Fig. 310](#), [311](#) und [312](#) zeigen einige alternative Draufsichten und Seitenansichten der elastisch verformbaren Schleife in der ausgedehnten "Erinnerungskonfiguration". [Fig. 310](#) zeigt eine geschlossene kreisförmige Schleife **336** mit einem Verbindungsmittel **328**. Es ist das Gehäuse **310** dargestellt. Die elastisch verformbare Schleife ist in der Seitenansicht flach. [Fig. 311](#) zeigt eine kreisförmige Schleife **336**, bei der das Verbindungsmittel **328** ein Fortsatz der Schleife ist. Die Schleife ist in der Seitenansicht flach, und die elastische Verbindungsstange ist scharf gewinkelt. [Fig. 312](#) zeigt eine ovale Schleife **336** in der Draufsicht, wobei das Verbindungsmittel **328** eine Fortsetzung der elastisch verformbaren Schleife ist. Die Schleife ist in der Seitenansicht gekrümmt, und die Verbindungsstange ist leicht gewinkelt.

[0208] Die Vorrichtungen gemäß dieser Erfindung, einschließlich des Gehäuses und des Barriereelements, können wieder verwendbar sein. Vorzugsweise ist die Vorrichtung einmal verwendbar oder nahezu einmal verwendbar. Das Barriereelement und das Gehäuse sind im allgemeinen einmal verwendbar, und das Fernbetätigungsmittel wird entweder wieder verwendet oder weggeworfen.

[0209] Eine mögliche vorteilhafte Variation dieser Form der Erfindung ist in [Fig. 313](#) dargestellt, worin eine Anordnung dargestellt ist, die verwendet werden kann, um eine Einfangtasche **434** durch einen Trokareingang einzuführen, die Tasche zu entfalten und die

Entfernung der Einführungs Vorrichtung vor dem Entfernen der Tasche selbst zu ermöglichen. Andere Vorrichtungen haben die Trennung der Tasche und der Einführungs Vorrichtung nicht ermöglicht.

[0210] Das prinzipielle Merkmal dieser Variation ist das Ersetzen der geschlossenen Metallschleife in der Manschette **448** der Tasche durch zwei gekrümmte Arme **436**, die in der Achse **410** des Instruments verbunden sind, wobei ihre Spitzen sich am distalen Abschnitt der Manschette treffen. Weiterhin befindet sich in der Manschette **448** ein Zugfaden **490**, der vollständig um die Manschette verläuft, wobei die Enden durch die Achse **410** des Instruments hindurchlaufen, und der am Betätigungsgriff **448** in einer Weise befestigt ist, die es ermöglicht, dass sich der Zugfaden bewegt, wobei die Arme den Zugfaden im wesentlichen gespannt halten.

[0211] Das anfängliche Einführen der Vorrichtung wird erreicht, während die Tasche **434** um die geradegerichteten Arme **436** angeordnet ist, die sich alle in der Instrumentenachse **410** befinden.

[0212] Das Trennen der Enden **491** der Fäden **490** vom Einführungs Werkzeug außerhalb des Körpers ermöglicht das Zurückziehen des Einführungs Werkzeugs. Die Arme **436** gleiten aus der Manschette **448**, und die Enden **491** des Zugfadens laufen durch die Achse **410**. Hierdurch wird die Tasche **434** hinten gelassen, wobei die Enden des Zugfadens aus dem Trokar heraus gelangen. Eine Innendruckdichtung kann am proximalen Ende der Achse **410** oder innerhalb der Achse bewirkt werden.

[0213] In der vierten Form der vorliegenden Erfindung weist eine fernbetätigte Vorrichtung ein längliches Gehäuse und ein elastisches chirurgisches Sieb auf, das innerhalb des Gehäuses zusammengezogen werden kann. Das chirurgische Sieb ist von innerhalb des Gehäuses entfaltbar, so dass es eine ausgedehnte Erinnerungsform annimmt. Im ausgedehnten Zustand kann das chirurgische Sieb mehrere Funktionen erfüllen. Dieses Sieb kann als ein Sieb wirken, um Steine oder Steinfragmente zu sammeln und die Bewegung von Steinfragmenten in einer unerwünschten Richtung zu verhindern. Das Sieb kann als ein Embolussieb wirken, um die Bewegung von Emboli an oder in der Nähe einer Operationsstelle zu verhindern. Das Sieb kann als ein chirurgisches Werkzeug wirken, um eine Masse, in der Art einer Gewebemasse, in einem lokalisierten Bereich zu halten. Im allgemeinen wird das Sieb in seiner ausgedehnten Erinnerungsform aus dem Patienten entfernt, wodurch gleichzeitig Steine oder restliche Steinfragmente, Emboli oder Embolifragmente oder andere interne Massen entfernt werden. Das chirurgische Sieb ist vorzugsweise in eine dritte Position beweglich, in der es teilweise oder vollständig zurückgezogen ist und zumindest ein Teil von ihm inner-

halb des Gehäuses eingezwängt ist.

[0214] Die chirurgischen Siebe gemäß dieser Erfindung werden mit einer radialen Asymmetrie vom Mund des Überführungskatheters entfaltet und können im wesentlichen die gesamte Breite einer Leitung mit einem Siebmittel überdecken. Das elastische Sieb weist beispielsweise eine oder mehrere Schleifen aus elastischem Material, welche teilweise oder vollständig von einem halbdurchlässigen Material überspannt sein können, eine abgestufte Reihe von Schleifen oder eine Quaste auf. Fernbetätigungsmittel sind bereitgestellt, um das Siebmittel in Bezug auf das distale Ende des Gehäuses vorzuschieben, zurückzuziehen und/oder zu drehen.

[0215] Ein Verfahren gemäß dieser Erfindung zum Entfernen einer inneren Obstruktion weist die folgenden Schritte auf: (a) Einführen eines Katheterendes über eine Obstruktion hinaus, (b) Entfalten eines chirurgischen Siebs vom Katheterende und (c) Zurückziehen des chirurgischen Siebs zum Entfernen der Obstruktion.

[0216] Ein weiteres Verfahren gemäß dieser Erfindung weist die folgenden Schritte auf: (a) Einführen eines Katheterendes über eine Obstruktion hinaus, (b) Entfalten eines chirurgischen Siebs vom Katheterende, (c) Fragmentieren der Obstruktion und (d) Entfernen des chirurgischen Siebs zum Entfernen von Obstruktionsfragmenten.

[0217] Ein alternatives Verfahren gemäß dieser Erfindung weist die folgenden Schritte auf: (a) Einführen eines Katheterendes über eine Obstruktion hinaus, (b) Entfalten eines chirurgischen Siebs vom Katheterende, (c) Fragmentieren der Obstruktion, (d) Zurückziehen des chirurgischen Siebs in den Katheter und (e) Entfernen des Katheters.

[0218] Ein weiteres Verfahren gemäß dieser Erfindung weist die folgenden Schritte auf: (a) Einführen eines Katheterendes über eine Obstruktion hinaus, (b) Entfalten eines chirurgischen Siebs vom Katheterende, (c) Fragmentieren der Obstruktion, (d) Entfernen von Obstruktionsfragmenten von der Operationsstelle, (e) Zurückziehen des chirurgischen Siebs in den Katheter und (f) Entfernen des Katheters.

[0219] [Fig. 41a](#) ist eine Seitenansicht einer nicht ausgedehnten Siebvorrichtung innerhalb eines Ductus, die stromabwärts eines blockierenden Steins angeordnet ist. [Fig. 41b](#) zeigt die Siebvorrichtung, deren Entfaltungsende stromaufwärts des blockierenden Steins angeordnet wurde. [Fig. 41c](#) zeigt eine Siebvorrichtung, die stromaufwärts eines blockierenden Steins ausgedehnt wurde. [Fig. 41d](#) zeigt eine Siebvorrichtung an ihrem Ort nach einer Steinfragmentierung.

[0220] Fig. 42 zeigt verschiedene Entfaltungsstufen eines mit Quasten versehenen chirurgischen Siebs.

[0221] Die Fig. 43 bis 45 zeigen alternative Ausführungsformen des chirurgischen Siebabschnitts einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung.

[0222] Die Vorrichtungen gemäß dieser Erfindung weisen eine Vielzahl möglicher Verwendungen auf. Ein erfindungsgemäßes chirurgisches Sieb kann verwendet werden, um eine unerwünschte Masse innerhalb eines Ductus einzufangen, beispielsweise einen Gallenstein aus den Gallengängen zu entfernen, einen Nierenstein aus dem Urinsystem zu entfernen oder einen Embolus aus einem Blutgefäß zu entfernen. Alternativ können die chirurgischen Siebe während einer Operationsprozedur verwendet werden, beispielsweise um eine diskrete Masse für weitere Prozeduren oder zum Entfernen aufzunehmen oder festzuhalten. Nur als Beispiel und nicht als Einschränkung wird auf Steine Bezug genommen, die von einer Niere erzeugt werden und unter Verwendung einer endoskopischen Vorrichtung aus einem Harnleiter entfernt werden. Es sei bemerkt, dass dies nur der Einfachheit des Beispiels dient und dass die Vorrichtungen, die Verfahren und die Lehren ähnlich auf eine Vielzahl von Verwendungen anwendbar sind.

[0223] Hier betrifft der Begriff "Sieb" eine Struktur, die siebförmig, perforiert, mit Quasten versehen oder netzartig ist oder welche das Trennen größerer teilchenförmiger Materie von kleinerer teilchenförmiger Materie oder bevorzugter das Trennen fester Materie von Fluiden bewirkt.

[0224] Hier betrifft der Begriff "chirurgisches Sieb" ein Siebmittel, das aus einem elastischen Material, vorzugsweise einer Formgedächtnislegierung, und bevorzugter einer pseudoelastischen Formgedächtnislegierung besteht. Das chirurgische Sieb ist zur Überführung zur Operationsstelle komprimierbar. Die "Operationsstelle" kann beispielsweise eine chirurgische Stelle, eine Biopsiestelle, die Stelle einer Angioplastikprozedur, die Stelle einer diagnostischen Prozedur und dergleichen sein. Sobald es an der Operationsstelle vorhanden ist, wird das chirurgische Sieb aus dem Gehäuse entfaltet, in seine Erinnerungsform ausgedehnt und umspannt im wesentlichen die Breite eines Ductus. Eine "Gewebemasse" betrifft eine diskrete Gewebemasse, einen Stein, einen Embolus, eine Prothesevorrichtung und dergleichen.

[0225] Das chirurgische Sieb weist vorzugsweise eine radiale Asymmetrie auf, so dass es nicht radial aus der Gehäuseöffnung entfaltet wird. Wenn es aus dem Katheter entfaltet wird, wird das chirurgische Sieb von der Einschränkung befreit und dehnt sich aus, so dass es den Ductus überspannt. Im allgemeinen liegen mindestens 80% der Breite des Ductus in-

nerhalb des Umkreises des chirurgischen Siebs. Bevorzugter ist das chirurgische Sieb etwas größer als der Durchmesser des Ductus und dehnt sich gegen die Wände des Ductus leicht nach außen aus, wenn es sich in der ausgedehnten Konfiguration befindet. Wenn das chirurgische Sieb zum Lokalisieren einer Gewebemasse außerhalb eines Ductus verwendet wird, wird die Masse vorzugsweise an der Oberfläche des chirurgischen Siebs aufgenommen. Vorzugsweise sind zwei oder mehr chirurgische Siebvorrichtungen unterschiedlicher Größen während einer Prozedur verfügbar. Wenn es erforderlich ist, beurteilt der Chirurg die für den Gewebeschutz und/oder die innere Massensammlung erforderliche Größe eines Siebs und wählt ein Sieb aus, das eine geeignete Größe, Form und/oder Filterporengröße aufweist.

[0226] Das chirurgische Sieb besteht aus einem oder mehreren Drähten oder einem Streifen aus elastischem Material. Der Begriff "elastisches Material" soll hier ein Material bedeuten, das federartige Eigenschaften aufweist, das also durch eine ausgeübte Belastung verformt werden kann und dann in seine ursprüngliche unbelastete Form oder Konfiguration zurückfedern kann oder in diese zurückgeführt werden kann, wenn die Belastung entfernt wird. Das elastische Material ist vorzugsweise hochelastisch. Das Material kann polymerisch oder metallisch oder eine Kombination von beiden sein. Die Verwendung von Metallen, wie Formgedächtnislegierungen, ist bevorzugt. Formgedächtnislegierungen, die eine Pseudoelastizität, insbesondere eine Superelastizität, aufweisen, sind besonders bevorzugt. Die hier eingesetzten elastischen Materialien weisen eine elastische Verformung von mehr als 1%, allgemeiner eine elastische Verformung von mehr als 2% auf. Vorzugsweise weisen die hier eingesetzten elastischen Materialien eine elastische Verformung von mehr als 3%, bevorzugter von mehr als 4% auf.

[0227] Das chirurgische Sieb unterscheidet sich in mehreren Schlüsselaspekten vom Stand der Technik. Das chirurgische Sieb wird nicht radial aus dem Gehäuse entfaltet, noch ist das Gehäuse vorzugsweise in einem Ductus zentriert, wenn das Sieb ausgedehnt wird, wie es im Stand der Technik der Fall war. Steinkörbe aus dem Stand der Technik weisen beispielsweise einen radial entfalteten Korb auf, in den der Stein eingeklemmt wird. Das Entfernen des Steins hängt vom erfolgreichen Eingreifen des Steins in den Körper der Vorrichtung ab, so dass der Stein im wesentlichen im Korb eingeschlossen wird. Die Vorrichtungen erfordern eine Manipulation des entfalteten Korbs, um den Stein zur Entfernung freizugeben. Die Steinentfernung steht in direktem Zusammenhang zur Fähigkeit des Bedieners, den Stein in den Korb einzuklemmen. Dagegen überspannt das chirurgische Sieb den Durchmesser eines Ductus, und das eingeführte Ende des Katheters bleibt in der Nähe des Umkreises des Ductus. Bei Verwendung

einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung braucht der Stein nicht in dem Sieb eingefangen zu werden, sondern wird an der Oberfläche des Siebs entfernt, wenn der Katheter und das Sieb aus dem Ductus herausgezogen werden. Dies bietet eine bessere Steuerung und erfordert weniger Manipulation als Vorrichtungen aus dem Stand der Technik. Es ist daher bei den Vorrichtungen gemäß dieser Erfindung weniger wahrscheinlich als bei jenen aus dem Stand der Technik, dass die Ductuswände während einer Steinentfernung beschädigt werden. Vorrichtungen gemäß dieser Erfindung sind zum Herausziehen in das Gehäuse zurückziehbar, falls dies erwünscht ist.

[0228] Ähnliche Bezugswerte bezeichnen in den Figuren ähnliche Funktionen. Die Figuren sind zur Klarheit dargestellt und nicht maßstäblich gezeichnet.

[0229] Fig. 41 zeigt bei (1a) das Einführen eines Gehäuses 10 eines chirurgischen Siebs, in diesem Fall eines Katheters, in den versperrten Ductus 15, bei (1b) das Platzieren des distalen Endes 17 des Gehäuses jenseits des Steins 20a, bei (1c) das Entfalten des chirurgischen Siebs 25 und bei (1d) Fragmente 20b des Steins 20a. Die Steinfragmente 20b können beim Herausziehen des Kathetergehäuses 10 aus dem Ductus zurückgezogen werden. Gemäß einer alternativen Ausführungsform (nicht dargestellt) wird der Stein 20a ohne Fragmentierung aus dem Ductus zurückgezogen.

[0230] Wenn das chirurgische Sieb ausgedehnt ist, hat es einen Durchmesser, der im wesentlichen dem innenseitigen Durchmesser des ausgeräumten Ductus ähnelt. Wenn es beispielsweise innerhalb eines Harnleiters verwendet wird, beträgt der Durchmesser des chirurgischen Siebs von etwa 1 mm bis etwa 1 cm. Wenn es innerhalb eines Gallengangs verwendet wird, beträgt der Durchmesser des chirurgischen Siebs etwa 1 mm bis etwa 1 cm. Wenn es innerhalb eines Blutgefäßes verwendet wird, beträgt der Durchmesser des chirurgischen Siebs etwa 1 mm bis mehr als etwa 5 cm. Wenn es zum Entfernen einer Gewebemasse verwendet wird, die nicht innerhalb eines Ductus liegt, misst das chirurgische Sieb von etwa 1 mm oder weniger bis etwa 8 cm oder mehr. Der bevorzugte Durchmesser des chirurgischen Siebs hängt von der spezifischen Anwendung und von der spezifischen Anatomie des Patienten ab. Im allgemeinen reicht der Durchmesser eines chirurgischen Siebs von etwa 1 mm oder weniger bis etwa 5 cm oder mehr, allgemeiner von etwa 2 mm bis etwa 3 cm.

[0231] Das Gehäuse 10 ist vorzugsweise eine längliche Hülse mit einer dadurch verlaufenden axialen Bohrung. Das Gehäuse 10 kann flexibel oder steif sein, und die Steifigkeit kann sich bereichsweise ändern. Standardkatheter und laparoskopische Vorrich-

tungen, die auf dem Fachgebiet wohlbekannt sind, sind geeignet. Die axiale Bohrung ist so bemessen, dass sie das chirurgische Sieb 25 in einer eingezwängten Konfiguration aufnimmt. Die axiale Bohrung öffnet sich an dem eingeführten Entfaltungsende 17 in die Umgebung. Entgegengesetzt zum eingeführten Entfaltungsende 17 befindet sich das Betätigungsende (nicht dargestellt). Das Betätigungsende kann beispielsweise Ringe, Noppen oder Stege aufweisen, um die Integration mit einem getrennten Betätigungsmittel (nicht dargestellt) zu erleichtern. Geeignete Betätigungsmittel umfassen Verschiebungsmechanismen, Pistolengriffmechanismen oder dauernbetätigte Mechanismen, Scherengriffe und Spritzenkolbenmechanismen. Diese und andere sind auf dem Fachgebiet wohlbekannt. Der spezifische Typ des Betätigungsmechanismus wird im allgemeinen durch die persönlichen Vorlieben des Chirurgen bestimmt.

[0232] Die spezifische Konfiguration und die spezifischen Abmessungen des Gehäuses hängen von der Verwendung der Vorrichtung, den Parametern des chirurgischen Siebs 25 und davon ab, ob ein Zugang für zusätzliche laparoskopische oder endoskopische Vorrichtungen bereitgestellt ist. Im allgemeinen hat die axiale Bohrung, in die das chirurgische Sieb eingezwängt ist, einen Innendurchmesser von weniger als etwa 1 mm bis etwa 2 cm oder mehr.

[0233] Der Außendurchmesser des Gehäuses 10 hängt von der Anwendung und der Größe des ausdehnbaren Siebs ab. Das Gehäuse in einer endoskopischen Vorrichtung hat einen Durchmesser von weniger als etwa 0,7 mm bis etwa 4,5 cm oder mehr. Die Länge endoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 10 cm bis etwa 3 Meter oder mehr. Das Gehäuse in einer laparoskopischen Vorrichtung hat einen Durchmesser von weniger als etwa 3 mm bis etwa 1,5 cm oder mehr. Die Länge laparoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 5 cm bis etwa 20 cm oder mehr.

[0234] Das Ende des Gehäuses des chirurgischen Siebs weist eine ausreichende laterale Integrität auf, so dass es durch den von dem eingezwängten chirurgischen Sieb ausgeübten Druck nicht erheblich verformt wird. Wenn eine endoskopische Vorrichtung gemäß dieser Erfindung als ein Katheter wirkt und im Hauptkörper des Katheters nur eine geringe seitliche Unterstützung vorhanden ist, kann das eingeführte Ende des Katheters eine Verstärkung erfordern, um das chirurgische Siebelement konsistent einzuzwängen. Beispielsweise kann das chirurgische Sieb gemäß dieser Erfindung unter Verwendung des Instrumentenkanals oder des Arbeitskanals endoskopischer Standardvorrichtungen zur Operationsstelle überführt werden. Solche endoskopischen Standardvorrichtungen können auch andere Vorrichtungen, insbesondere einen Laser, einen Steinertrümmerer,

eine Sichtbarmachungseinrichtung oder einen Korb für zertrümmerte Steine, in getrennten Lumina aufweisen. Bei einer Vorrichtung mit einem starren Gehäuse in der Art einer laparoskopischen Vorrichtung kann das eingeführte Ende des Gehäuses die gleichen physikalischen Attribute haben wie der Rest des Körpers des Gehäuses.

[0235] Wie in **Fig. 42** dargestellt ist, ist das chirurgische Sieb zwischen einer ersten Position (**Fig. 42a**), an der das Sieb in das Gehäuse eingezwängt ist und eine eingezwängte Form annimmt, und einer zweiten Position (**Fig. 42b**, **Fig. 42c** und **Fig. 42d**), an der sich das Siebmittel über das distale Entfaltungsende hinaus erstreckt und eine ausgedehnte Erinnerungsform annimmt, beweglich. In der ausgedehnten Erinnerungsform wirkt das Siebmittel als ein chirurgisches Sieb. Nach der Verwendung werden das chirurgische Sieb und das Gehäuse aus dem Patienten entfernt. Falls gewünscht, kann das chirurgische Sieb in seiner ausgedehnten Erinnerungsform entfernt werden, wobei gleichzeitig beispielsweise Steine oder restliche Steinfragmente entfernt werden. Alternativ wird das chirurgische Sieb in das Gehäuse zurückgezogen, nimmt eine eingezwängte Form an und wird innerhalb der axialen Bohrung ersetzt, bevor das eingezwängte chirurgische Sieb und das Gehäuse aus dem Patienten entfernt werden. Dieses Verfahren kann verwendet werden, wenn beispielsweise restliche Steinfragmente durch Spülen und/oder Absaugen entfernt worden sind.

[0236] **Fig. 42** zeigt eine Längsschnittansicht eines mit Quasten versehenen chirurgischen Siebs. Wie **Fig. 42a** zeigt, hält das Gehäuse **110** das eingezwängte chirurgische Sieb **112** in einer komprimierten Konfiguration. An dem eingezwängten chirurgischen Sieb **112** ist ein Verbindungsmittel **114** angebracht. Das Verbindungsmittel **114** kann beispielsweise eine Stange, ein flexibler Draht, eine Hülse und dergleichen sein. Falls ein Führungsdraht zu verwenden ist, kann das Verbindungsmittel **114** ein Lumen zum Anordnen des Führungsdrahts aufweisen. Alternativ kann ein Führungsdraht unter Verwendung eines getrennten Lumens eingeführt werden. Das Verbindungsmittel **114** verbindet das chirurgische Sieb mit der Fernbedienung (nicht dargestellt), wodurch das chirurgische Sieb in Bezug auf die distale Entfaltungsöffnung vorgeschoben, zurückgezogen oder gedreht wird. Die **Fig. 42b**, **Fig. 42c** und **Fig. 42d** zeigen das ausgedehnte chirurgische Sieb **125** in verschiedenen Entfaltungsgraden. Durch Ändern des Ausmaßes der Entfaltung und demgemäß des Durchmessers d des chirurgischen Siebs kann der Bediener die Siebwirkungen des chirurgischen Siebs maximieren, während die mögliche Beschädigung der Ductuswand infolge der Ausdehnung des chirurgischen Siebs oder infolge des Herausziehens des chirurgischen Siebs aus dem Körper minimiert wird.

[0237] **Fig. 43** zeigt eine Ausführungsform eines chirurgischen Siebs **225** gemäß dieser Erfindung. Drei elastische Streifen oder Drähte bilden in ihren ausgedehnten Konfigurationen konzentrische Schleifen. Diese Streifen oder Drähte bilden ein chirurgisches Sieb **225**, das zur Entfernung ganzer Steine oder von Steinfragmenten geeignet ist. Es wird einem Fachmann offensichtlich sein, dass, wenngleich drei Schleifen dargestellt sind, die entlang ihrer Länge gekrümmt sind, auch andere Konfigurationen zur Verwendung mit dieser Erfindung geeignet sind. Es können eine, zwei, vier oder mehr Schleifen verwendet werden. Die Schleifen können recht regelmäßig sein (wie dargestellt), oder sie können exzentrisch, ausgebogen, abgerundet, oval oder unregelmäßig geformt sein. Der Krümmungsgrad in Längsrichtung und die Krümmung entlang der Breite des Siebs können geändert werden, so dass sie zu der gewünschten Anwendung passen. Die Schleifen können verhältnismäßig weit beabstandet werden, insbesondere wenn ein unfragmentierter Stein zu entfernen ist, oder sie können recht dicht benachbart beabstandet werden, insbesondere wenn ein Stein zu fragmentieren ist und/oder Steinfragmente zu entfernen sind. Eine perforierte Lage kann, ähnlich der in **Fig. 45** dargestellten Konfiguration, schwebend über einer Schleife eines mehrere Schleifen aufweisenden chirurgischen Siebs angeordnet werden. Alternativ kann eine perforierte Lage schwebend zwischen beliebigen zwei Schleifen eines mehrere Schleifen aufweisenden chirurgischen Siebs angeordnet werden (nicht dargestellt).

[0238] **Fig. 44** zeigt eine Seitenansicht eines mit Quasten versehenen chirurgischen Siebs **225** gemäß dieser Erfindung. Vergrößerungen zeigen verschiedene Endbehandlungen für die Quasten. Dargestellt sind (a) ein elastischer Draht, der in einer selbstschließenden Schleife endet, (b) ein elastischer Draht, der in einem stumpfen oder abgeschnittenen Ende endet, (c) ein elastischer Draht, der in einem Noppen hinzugefügten Materials in der Art von Kunststoff endet, und (d) ein elastischer Draht, der in einem Noppen aus dem elastischen Material selbst endet. Jeder einzelne Strang, der einen Quastenfilter bildet, kann über seine Länge im wesentlichen gerade sein, oder er kann gekrümmt, wellenförmig oder in zwei oder drei Dimensionen gekräuselt sein. Die Stränge können in der Konfiguration im wesentlichen ähnlich sein, oder sie können verschieden sein.

[0239] **Fig. 45** zeigt ein chirurgisches Sieb, das eine elastische Schleife **236**, einen elastisch verformbaren Ring oder eine elastisch verformbare Schleife aus einem elastischen Material aufweist, die durch ein Barrierematerial **234** überspannt ist. Die elastische Schleife **236** ist vorzugsweise pseudoelastisch und bevorzugter eine Formgedächtnislegierung. Wie dargestellt ist, kann ein Verbinder **228** verwendet werden, um das chirurgische Sieb scharf über dem

Ductus zu orientieren. Der dargestellte Verbinder **228** ist eine Erweiterung der elastischen Schleife **236**. Alternativ kann der Verbinder **228** mit der elastischen Schleife **236** integriert, jedoch von dieser getrennt sein.

[0240] Der Durchmesser der elastischen Schleife **236** hängt vom Durchmesser des Ductus ab, für den sie vorgesehen ist, wie vorstehend erörtert wurde. Die Tiefe des vom Barrierematerial **234** beschriebenen Bogens, wenn es an der Erinnerungsschleife schwebend angeordnet ist, reicht von weniger als etwa 1 mm bis etwa 1 cm oder mehr. Das chirurgische Sieb kann eine sackartige Struktur bereitstellen, die einen Stein im wesentlichen einschließt. Der Stein kann ohne Fragmentierung entfernt werden oder fragmentiert werden. Falls der Stein fragmentiert wird, können die Stücke innerhalb des chirurgischen Siebs entfernt werden, abgesogen werden oder von der Fläche des chirurgischen Siebs fortgespült werden, oder das chirurgische Sieb kann zurückgezogen werden, und die Fragmente können durch den normalen Ductusfluidstrom von der Stelle abgewaschen werden.

[0241] Das Barrierematerial ist ein flexibles und biokompatibles Material. Wenn es eingezwängt ist, ist das Barrierematerial **234** zusammengefaltet und um die eingezwängte elastische Schleife **236** gerollt. Das Barrierematerial ist dünn genug, damit es zusammen mit der elastischen Schleife **236** gefaltet, gerollt oder zusammengerafft werden kann, so dass es in das Gehäuse passt. Die Zusammensetzung des Barrierematerials reflektiert die spezifische Verwendung des chirurgischen Siebs. Gemäß einer Ausführungsform ist das Barrierematerial für Fluide im wesentlichen durchlässig. Gemäß einer solchen Ausführungsform ist das Barrierematerial ein Gewebe, ein Netz oder ein Gitter, eine perforierte Lage und dergleichen, und es ist für Körperfluide und andere Flüssigkeiten, wie normale Salzlösung oder Gase, die während chirurgischer Prozeduren vorhanden sein könnten, im wesentlichen durchlässig. Geeignete Materialien umfassen Nylon- oder Dacronnetze oder -siebe oder ein Gitter aus elastischem Material.

[0242] Das chirurgische Sieb wird komprimiert und in das Gehäuse eingebracht. In dieser eingezwängten Konfiguration kann die Siebvorrichtung sterilisiert, verpackt und zur späteren Verwendung gelagert werden. Die Siebvorrichtung (d.h. das chirurgische Sieb und das Gehäuse) ist vorzugsweise eine einmal verwendbare Vorrichtung.

[0243] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform weist eine Vorrichtung gemäß dieser Erfindung folgendes auf: (a) ein Gehäuse mit einer distalen Entfaltungsöffnung, (b) ein chirurgisches Sieb, das in das Gehäuse einzwängbar ist, wobei das chirurgische Sieb ein elastisches Material aufweist, und (c) eine

Fernbedienung zum Vorschieben, Zurückziehen und/oder Drehen des chirurgischen Siebs in Bezug auf die distale Entfaltungsöffnung, wobei das chirurgische Sieb zwischen einer ersten Position, in der das chirurgische Sieb in das Gehäuse eingezwängt ist, und einer zweiten Position, in der das chirurgische Sieb über die distale Entfaltungsöffnung vorgeschoben ist und eine ausgedehnte Form annimmt, bewegbar ist.

[0244] Eine Vorrichtung gemäß dieser Erfindung kann bei einer Vielzahl von Prozeduren in der Art des Einfangens einer unerwünschten Masse innerhalb eines Ductus verwendet werden. Beispielsweise kann eine Vorrichtung gemäß dieser Erfindung zum Entfernen eines Gallensteins aus den Gallengängen, zum Entfernen eines Nierensteins aus dem Urinsystem oder zum Entfernen eines Embolus aus einem Blutgefäß verwendet werden. Ein chirurgisches Sieb gemäß dieser Erfindung kann während einer operativen oder chirurgischen Prozedur verwendet werden, um einen diskreten Gewebekörper für weitere Prozeduren oder zur Entfernung aufzunehmen oder zu halten. Nur als Beispiel und nicht als Einschränkung wird auf Verfahren zum Entfernen eines Steins aus einem Harnleiter Bezug genommen, wobei das Vorrichtungsgehäuse ein Katheter ist. Es sei bemerkt, dass dies nur der Einfachheit des Beispiels dient und dass die Vorrichtungen, Verfahren und Lehren ähnlich auf eine Vielzahl solcher Verwendungen anwendbar sind.

[0245] Bei einem Verfahren wird das Entfaltungsende eines ein chirurgisches Sieb enthaltenden Gehäuses teilweise in einen menschlichen oder tierischen Patienten eingeführt. Ein Führungsdraht kann zur Anordnung der Vorrichtung verwendet werden, oder dies kann nicht der Fall sein. Wenn ein Führungsdraht verwendet wird, wird er in den Harnleiter eingeführt und geeignet, beispielsweise jenseits einer Obstruktion, angeordnet. Ein Katheter wird über den Führungsdraht geschoben. Der Führungsdraht wird dann entfernt, und das chirurgische Sieb wird über das Entfaltungsende des Katheters hinaus vorgeschoben. Der Führungsdraht tritt vorzugsweise durch ein getrenntes Lumen im Katheter. Alternativ kann der Führungsdraht durch das Katheterlumen geführt werden, worin das chirurgische Sieb untergebracht ist, wobei in diesem Fall das Verbindungsmittel röhrenförmig sein kann und eine innere Bohrung zum Aufnehmen des Führungsdrahts bereitstellt. Alternativ kann der Führungsdraht durch die axiale Bohrung des Gehäuses neben dem Verbindungsmittel geführt werden, oder der Führungsdraht kann durch eine Bohrung oder einen Schlitz innerhalb des Verbindungsmittels eingeleitet werden. Das chirurgische Sieb kann zur Erleichterung des Anordnens an der Operationsstelle strahlungsundurchlässig sein.

[0246] Ein Verfahren zum Entfernen einer inneren

Obstruktion weist die folgenden Schritte auf: (a) Einführen eines Endes eines länglichen Gehäuses in der Art eines Katheterendes über eine Masse in der Art eines Steins hinaus, (b) Entfalten eines chirurgischen Siebs vom Gehäuseende und (c) Zurückziehen des Gehäuses und des chirurgischen Siebs, um die Masse zu entfernen. Alternativ kann der Stein vor der Entfernung fragmentiert werden. Die Steinfragmentierung kann beispielsweise durch Lithotripsie (Ultraschall), mechanische Fragmentierung oder Laserfragmentierung erfolgen. Dieses Verfahren weist die folgenden Schritte auf: (a) Einführen eines Katheterendes über eine Masse hinaus, (b) Entfalten eines chirurgischen Siebs vom Katheterende, (c) Fragmentieren der Masse und (d) Zurückziehen des Katheters und des chirurgischen Siebs zum Entfernen von Massenfragmenten.

[0247] Ein anderes Verfahren gemäß dieser Erfindung weist die folgenden Schritte auf: (a) Einführen eines Katheterendes über eine Masse hinaus, (b) Entfalten eines chirurgischen Siebs vom Katheterende, (c) Fragmentieren der Masse, (d) Entfernen von Massenfragmenten von der Operationsstelle, (e) Zurückziehen des chirurgischen Siebs in den Katheter und (f) Entfernen des Katheters. Die Verwendung dieses Verfahrens verhindert, dass Steinfragmente von der Fragmentationsstelle abwandern, wo sie nicht aufgenommen werden können und als Keimbildungsstellen für weitere Obstruktionen wirken können. Fragmente der obstruierenden Masse, welche verbleiben, können beispielsweise durch Spülen der Operationsstelle mit einer normalen Salzlösung oder anderen Flüssigkeiten, durch Absaugen der Fragmente, durch mechanische Mittel oder durch eine Kombination von Mitteln, entfernt werden.

[0248] Als eine getrennte Ausführungsform dieser Erfindung wurde entdeckt, dass Steinkörbe aus dem Stand der Technik vorteilhafterweise aus einer Formgedächtnislegierung, bevorzugt aus einer pseudoelastischen Formgedächtnislegierung und bevorzugt aus einer superelastischen Formgedächtnislegierung hergestellt werden können. Die Attribute und die Prozesse zum Erhalten solcher Formgedächtnislegierungen wurden vorstehend erörtert.

[0249] Steinkörbe verwenden eine Fallen- oder Käfigwirkung. Sie erleichtern das Hindurchtreten der Obstruktion (beispielsweise eines Steins oder einer anderen Masse) innerhalb des Korbs, verhindern dann jedoch das Entweichen der Obstruktion, wenn sie sich an ihrem Ort im Korb befindet. Der Korb und die Obstruktion werden dann herausgezogen. Steinkörbe aus dem Stand der Technik umfassen Körbe aus entfalteten Drähten (US-Patent 4 347 846 von Dormia), Körbe aus flachen Federstreifen (US-Patent 4 590 938 von Segura u.a.), Körbe, welche das Einführen einer Prothese erleichtern (US-Patent 4 592 341 von Omagari u.a.), und Körbe, welche zum Ein-

fangen und dann zum Zerdrücken des Steins verwendet werden (US-Patente 4 691 705 und 4 741 335 von Okada und US-Patent 4 768 505 von Okada u.a.).

[0250] Steinkörbe werden allgemein als medizinische Entfernungsvorrichtungen klassifiziert. Sie sind für die Überführung und Verwendung durch einen Katheter oder durch den Arbeitskanal eines Endoskops angepasst. Steinkörbe weisen im allgemeinen eine schmale, lang gestreckte Hülse, einen Korb mit einem verhältnismäßig großen Durchmesser, der vom distalen Ende der Hülse vorschickbar ist und zusammenfaltbar ist, wenn er in die Hülse zurückgezogen wird, und eine Fernbedienung zum Vorschicken, Zurückziehen und/oder Drehen des Korbs in Bezug auf das distale Ende der Hülse auf. Der Korb ist durch mehrere beabstandete, nach außen gebogene Federarme oder Drähte definiert, welche sich im allgemeinen axial von der Hülse erstrecken und mit jedem von dem distalen und dem proximalen Ende des Korbs verbunden sind.

[0251] Die Verwendung von Formgedächtnislegierungen, welche eine Pseudoelastizität in den Steinkörben aus dem Stand der Technik aufweisen, ermöglicht die Verwendung dünnerer Arme (je nach dem von Drähten oder Streifen) bei der Einrichtung eines Korbs mit einem gewünschten Ausdehnungsdurchmesser, oder sie ermöglichen eine viel größere Verformung des Korbs bei der Entfaltung. Dies ermöglicht die Verwendung von Kathetern oder Arbeitskanälen mit einem gegenüber dem Stand der Technik erheblich verringerten Durchmesser. Das Einführen eines dünneren Formgedächtnislegierungs-Steinkorbkatheters über einen Stein hinaus ist leichter als das Einführen der Steinkorbkatheter aus dem Stand der Technik. Der vergrößerte Durchmesser und/oder die dünneren Drähte erzeugen einen Steinkorb, der leichter zu verwenden ist als jene aus dem Stand der Technik. Die dünneren Drähte und/oder der größere Durchmesser stellen eine größere unbehinderte Fläche bereit, in der der blockierende Stein zur Entfernung eingefangen werden kann.

[0252] Gemäß einer fünften Ausführungsform der vorliegenden Erfindung weist eine fernbetätigte Vorrichtung gemäß dieser Erfindung ein längliches Gehäuse und einen Retraktor aus einer Formgedächtnislegierung auf. Eine Fernbedienung ist zum Vorschicken, Zurückziehen und/oder Drehen des Retraktormittels in Bezug auf das distale Ende des Gehäuses bereitgestellt. Der Retraktor weist vorzugsweise eine oder mehrere Schleifen aus einem Formgedächtnismaterial auf. Der Retraktor wird vorab in ein Gehäuse in der Art eines Laparoscops oder eines Endoskops eingezwängt. Er wird an einer Operationsstelle aus dem Inneren des Gehäuses entfaltet. Der Retraktor wird im allgemeinen zum Manipulieren

von Organen oder anderen Geweben verwendet. Der Retraktor kann innerhalb des Gehäuses angeordnet werden. Das Gehäuse wird dann aus dem Patienten herausgezogen.

[0253] Das Formgedächtnis-Retraktormittel ist ein Streifen oder ein Draht aus einem Formgedächtnismaterial, das in der ausgedehnten Konfiguration eine oder mehrere Schleifen bildet. Der gesamte Retraktor oder ein Teil von diesem kann durch eine teildurchlässige oder durchlässige Membran überspannt werden.

[0254] [Fig. 51](#) ist eine Schnittansicht einer eingezwängten Retraktorvorrichtung. Die [Fig. 52](#) bis [Fig. 56](#) zeigen alternative Draufsichten ausgedehnter (nicht eingezwängter) Retraktorvorrichtungen. Die [Fig. 57](#) bis [Fig. 511](#) zeigen alternative Seitenansichten ausgedehnter Retraktorvorrichtungen. Die [Fig. 512](#) und [Fig. 513](#) zeigen alternative Endansichten ausgedehnter Retraktorvorrichtungen. Die [Fig. 514](#) und [Fig. 515](#) zeigen alternative Schnittansichten eingezwängter Retraktorvorrichtungen, wobei der Schnitt entlang der Linie a-a aus [Fig. 51](#) vorgenommen ist.

[0255] Eine fernbetätigte Vorrichtung gemäß dieser Erfindung umfasst ein längliches Gehäuse mit einem distalen und einem proximalen Ende, ein Retraktor aus einer Formgedächtnislegierung und eine Fernbedienung zum Vorschieben, Zurückziehen und wahlweise zum Drehen des Retraktormittels in Bezug auf das distale Ende des Gehäuses. Der Retraktor weist eine oder mehrere Schleifen aus einem Formgedächtnismaterial auf. Eine Schleife kann beispielsweise im wesentlichen rund, oval oder tränenförmig sein, oder sie kann exzentrisch geformt sein. Wenn zwei oder mehr Schleifen vorhanden sind, können sie eine ähnliche Form oder eine unähnliche Form aufweisen. Es können zwei oder mehr Finger oder Keulen vorhanden sein. Eine oder mehrere Schleifen können teilweise oder vollständig durch eine Membran überspannt werden. Die proximalen Enden der Retraktorschleife können mit der Fernbedienung integriert sein oder als diese wirken, um das Retraktormittel in Bezug auf das distale Ende des Gehäuses vorzuschieben, zurückzuziehen und zu drehen.

[0256] Der Retraktor ist vorab in das Gehäuse eingezwängt. Der Retraktor wird an einer Operationsstelle entfaltet, wo er beispielsweise zum Manipulieren von Organen oder anderen Geweben verwendet wird. Der Retraktor kann in die vorab gegebene Position zurückbewegt werden, so dass er wieder in das Gehäuse eingezwängt ist. Die Vorrichtung kann dann repositioniert werden, und der Retraktor kann an einer alternativen Stelle neu entfaltet werden, oder das Gehäuse kann aus dem Patienten herausgezogen werden.

[0257] Die Operationsstelle kann beispielsweise eine chirurgische Stelle, eine Biopsiestelle, die Stelle diagnostischer Prozeduren und dergleichen sein. Nur als Beispiel und nicht als Einschränkung wird auf ein Gehäuse Bezug genommen, das ein Katheter ist. Es sei bemerkt, dass dies nur der Einfachheit des Beispiels dient und dass die Vorrichtungen, Verfahren und Lehren in ähnlicher Weise auf Vorrichtungen anwendbar sind, bei denen das Gehäuse beispielsweise eine laparoskopische oder alternative endoskopische Vorrichtung ist.

[0258] Hier bezeichnet der Begriff "Retraktor" ein schleifenförmiges Retraktormittel, das aus einer Formgedächtnislegierung besteht. Der Retraktor besteht vorzugsweise aus einer pseudoelastischen Formgedächtnislegierung und am bevorzugtesten aus einer superelastischen Formgedächtnislegierung. Die Formgedächtnislegierung kann, falls dies erwünscht ist, eine biokompatible Beschichtung aufweisen.

[0259] Der Retraktor unterscheidet sich in mehreren Schlüsselaspekten vom Stand der Technik. Das elastisch komprimierbare Retraktormaterial verwendet die Eigenschaft der Formerinnerung, um die gewünschte Wirkung zu erreichen. Materialien, die verformbar sind und in eine vorgegebene Form zurückkehren, weisen eine Formerinnerung auf. Federstahl und Kunststoffe können beispielsweise eine Formerinnerung aufweisen. Vorzugsweise ist das komprimierbare Retraktormaterial eine Formgedächtnislegierung (SMA), welche eine Pseudoelastizität aufweist, wenn sie unter einer angewendeten Belastung verformt wird. Aus einer pseudoelastischen Formgedächtnislegierung hergestellte Artikel können von einer ursprünglichen unverformten Konfiguration zu einer zweiten verformten Konfiguration verformt werden. Diese Artikel werden unter spezifischen Bedingungen zu der unverformten Konfiguration zurückgeführt und werden als eine "Formerinnerung" aufweisend bezeichnet.

[0260] Die Verwendung einer SMA, die eine Pseudoelastizität aufweist, hat den Vorteil, dass das Ausmaß der elastischen Verformung, das verfügbar ist, verglichen mit demjenigen, das von vielen anderen Materialien verfügbar ist, groß ist. Das große Ausmaß der elastischen Verformung der Elemente ermöglicht die Verwendung der Vorrichtung zur Bildung von Retraktoren mit verhältnismäßig großen Abmessungen und einer verhältnismäßig exzentrischen Form, während gleichzeitig gewährleistet wird, dass die Vorrichtung eine kleine Querabmessung aufweist, wenn die Retraktorelemente in ein Gehäuse eingezwängt sind, wodurch ermöglicht wird, dass die Vorrichtung durch kleine Durchgänge oder chirurgische Eintrittsstellen hindurchtritt.

[0261] [Fig. 51](#) zeigt eine Schnittansicht des distalen

Endes einer Retraktorvorrichtung gemäß dieser Erfindung. Der Retraktor **8** ist in das Gehäuse **10** eingezwängt. Das distale (eingeführte) Entfaltungsende **12** ist dargestellt. Eine Fernbedienung zum Vorschieben und Zurückziehen und wahlweise zum Drehen des Retraktors befindet sich am distalen Ende der Vorrichtung (nicht dargestellt) und verläuft in Richtung des Pfeils. Das Gehäuse **10** ist vorzugsweise eine längliche Hülse mit einer dadurch verlaufenden axialen Bohrung **14**.

[0262] Standardkatheter, endoskopische und laparoskopische Vorrichtungen, die auf dem Fachgebiet wohlbekannt sind, sind geeignet. Die axiale Bohrung **14** ist zur Aufnahme des Retraktors **8** in einer eingezwängten Konfiguration bemessen. Die axiale Bohrung **14** öffnet sich am Entfaltungsende **12** in die Umgebung.

[0263] Die spezifische Konfiguration und die spezifischen Abmessungen des Gehäuses hängen von der Verwendung der Vorrichtung, den Parametern der Operationsstelle, der Größe des Retraktors, der Gewebemasse oder der Prothesenvorrichtung, die zu manipulieren ist, und davon, ob innerhalb einer Retraktorvorrichtung Zugang zu einer zusätzlichen laparoskopischen oder endoskopischen Vorrichtung bereitgestellt ist, ab. Im allgemeinen hat die axiale Bohrung **14**, in die der Retraktor eingezwängt ist, einen Innendurchmesser von weniger als etwa 1 mm bis etwa 2 cm oder mehr. Der Außendurchmesser des Gehäuses **10** hängt von der Anwendung, dem Durchmesser der axialen Bohrung und davon, ob innerhalb des Gehäuses ein Zugang für zusätzliche oder alternative Instrumente bereitgestellt ist, ab. Beispielsweise hat das Gehäuse in einer endoskopischen Vorrichtung einen Durchmesser von weniger als etwa 0,7 mm bis etwa 4,5 cm oder mehr. Die Länge endoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 10 cm bis etwa 3 Meter oder mehr. Das Gehäuse in einer laparoskopischen Vorrichtung hat einen Durchmesser von weniger als etwa 3 mm bis etwa 1,5 cm oder mehr. Die Länge laparoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 5 cm bis etwa 30 cm oder mehr.

[0264] Das Ende der Retraktorvorrichtung weist eine ausreichende laterale Integrität auf, damit es nicht erheblich durch den vom eingezwängten Retraktor ausgeübten Druck verformt wird. Das Gehäuse **10** kann steif oder flexibel sein, und seine Steifigkeit kann sich entlang seiner Länge ändern. Wenn eine endoskopische Vorrichtung gemäß dieser Erfindung als ein Katheter wirkt und es in dem Hauptkörper des Katheters nur eine geringe seitliche Unterstützung gibt, kann das eingeführte Ende des Katheters eine Verstärkung benötigen, um eine konsistente Querkompression des Retraktorelements bereitzustellen. Ein Retraktor gemäß dieser Erfindung kann unter Verwendung des Instrumentenkanals oder des

Arbeitskanals einer laparoskopischen oder endoskopischen Standardvorrichtung zur Operationsstelle überführt werden. Solche Standardvorrichtungen können auch andere Vorrichtungen, insbesondere eine Kauterisationsvorrichtung, einen Laser, einen Steinerzrümmmer, eine Sichtbarmachungseinrichtung, eine Skalpelleinrichtung und dergleichen in einem oder mehreren getrennten Lumen einschließen.

[0265] [Fig. 52](#) zeigt eine Draufsicht eines ausge dehnten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Der Retraktor **108** hat drei Schleifen **116**, die bei der Entfaltung fächerförmig vom Gehäuse **110** ausgebreitet werden. Eine oder mehrere der Schleifen kann von einer Membran überspannt werden (siehe [Fig. 54](#)). Wenngleich drei Schleifen dargestellt sind, ist es einem Fachmann offensichtlich, dass auch eine, zwei, vier oder mehr Schleifen bereitgestellt werden können, um den Retraktor zu bilden. Wenngleich die Schleifen **116** als im wesentlichen tropfenförmig dargestellt sind, lassen sich auch andere Konfigurationen leicht ausdenken. Die Schleife oder die Schleifen **116** können beispielsweise rund, oval, dreieckig, quadratisch, rechteckig, unregelmäßig geformt und dergleichen sein. Wenn zwei oder mehr Schleifen vorhanden sind, können die Schleifen im wesentlichen eine ähnliche oder eine unähnliche Form aufweisen.

[0266] Die Schleifen **116** können einander überlappen, oder sie können im wesentlichen unabhängig voneinander sein. In einem solchen Fall verformt ein senkrecht zur allgemeinen Ebene der Schleife ausgeübter Verformungsdruck diese Schleife, beeinflusst jedoch nicht die anderen Schleifen. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform sind die Schleifen **116** miteinander verbunden und/oder überlappend, und ein senkrecht zur allgemeinen Ebene der Schleife auf eine Schleife ausgeübter Verformungsdruck wird auf die anderen Schleifen übertragen. Alle Schleifen wirken auf diese Weise zusammen, wodurch über die Breite des Retraktors eine Stärke bereitgestellt wird. Die Schleifen können mit einem biokompatiblen Material beschichtet werden. Die beschichteten oder unbeschichteten Schleifen können eine Oberfläche aufweisen, die ein Rutschen des zurückgezogenen Gewebes verhindert. Beispielsweise kann die biokompatible Beschichtung den Schleifen eine aufgeraute oder nicht rutschige Struktur verleihen. Alternativ können die Schleifen auf der gesamten freigelegten Oberfläche oder auf einem Teil davon leichte Rippen oder Einschnitte aufweisen.

[0267] [Fig. 53](#) zeigt eine Draufsicht eines ausge dehnten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Der bevorzugte Retraktor **108** hat drei Keulen oder Finger mittel **118**, die beim Entfalten fächerförmig vom Gehäuse **110** ausgebreitet werden. Ein oder mehrere der Finger mittel können von einer Membran überspannt sein (siehe [Fig. 54](#)). Alternativ können ein

oder mehrere der Zwischenräume zwischen Fingern von einer Membran überspannt sein (siehe [Fig. 55](#)).

[0268] [Fig. 54](#) zeigt eine Draufsicht eines anderen ausgedehnten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Dieser Retraktor **108** hat ein Schleifenmittel **116**, das bei der Entfaltung vom Gehäuse **110** ausgedehnt wird. Wie dargestellt ist, wird die Schleife von einer durchlässigen, halbdurchlässigen oder im wesentlichen undurchlässigen Membran **120** überspannt. Die Membran **120** besteht vorzugsweise aus einem flexiblen und undurchlässigen biokompatiblen Material. Die Membran ist ausreichend dünn, damit sie zusammen mit dem elastisch verformbaren Retraktormittel **108** gefaltet oder zusammengerafft werden kann, so dass sie in das Gehäuse **110** passt. Geeignete Membranmaterialien umfassen Lagen von Polyethylen, Polyvinylchlorid, Urethan, Silikongummi und dergleichen.

[0269] Gemäß einer alternativen Ausführungsform ist die Membran **120** für Gewebe im wesentlichen undurchlässig, sie ist jedoch für Körperfluide und andere Flüssigkeiten, die während chirurgischer Prozeduren vorhanden sein können, im allgemeinen durchlässig. Gemäß dieser Ausführungsform kann die Membran **120** ein Gitter eines Formgedächtnismaterials, ein Netz, ein Gewebe und dergleichen sein. Geeignete Materialien umfassen perforiertes, gewebtes oder vernetztes Polyethylen, Polyvinylchlorid, Urethan, Silikongummi und dergleichen.

[0270] [Fig. 55](#) zeigt eine Draufsicht eines weiteren ausgedehnten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Dieser Retraktor **108** hat zwei Keulen oder Fingermitel **118**, die bei der Entfaltung aus dem Gehäuse **110** ausgebreitet werden. Der Raum zwischen den Fingern wird von einer Membran **120** überspannt.

[0271] [Fig. 56](#) zeigt eine Draufsicht eines alternativen ausgedehnten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Vom Gehäuse **110** geht ein Retraktor **108** aus, der zwei Schleifen **116** aufweist. Wie dargestellt ist, ist eine kleinere Schleife **116a** in eine größere Schleife **116b** eingefügt. Gemäß der dargestellten Ausführungsform ist die kleinere Schleife **116a** von einer Membran **120** überspannt. Es wird einem Fachmann offensichtlich sein, dass eine beliebige Anzahl solcher Schleifen in verschiedenen Konfigurationen, ob sie von einer Membran **120** entweder über oder zwischen Schleifen überspannt sind oder nicht, zur Bildung des Retraktors bereitgestellt werden kann.

[0272] Die [Fig. 57](#) bis [Fig. 511](#) zeigen Seitenansichten eines entfalteten Retraktors gemäß dieser Erfindung.

[0273] [Fig. 57](#) zeigt eine Seitenansicht eines entfalteten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Das Ausmaß der elastischen Krümmung des Retraktors **208**

ist an der Basis des Retraktors am größten, wo der Retraktor aus dem Gehäuse **210** austritt.

[0274] [Fig. 58](#) zeigt eine alternative Seitenansicht eines entfalteten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Der Betrag der elastischen Krümmung des Retraktors **208** ist über die Länge des Retraktors **208** recht konsistent.

[0275] [Fig. 59](#) zeigt eine weitere Seitenansicht eines entfalteten Retraktors gemäß dieser Erfindung. Der Retraktor **208** hat an seinem distalen Ende den kleinsten Krümmungsradius.

[0276] In [Fig. 510](#) ist der Retraktor **208** bei der Entfaltung aus dem Gehäuse **210** im wesentlichen gerade.

[0277] [Fig. 511](#) zeigt einen Retraktor **208**, der leicht gekrümmt ist.

[0278] Die [Fig. 512](#) und [Fig. 513](#) zeigen alternative Endansichten eines ausgedehnten (nicht eingezwängten) Retraktors, wie durch einen Pfeil E in [Fig. 510](#) dargestellt ist. In einer Endansicht kann der ausgedehnte Retraktor flach sein. Bei Verwendung der Retraktoren aus einem Formgedächtnismaterial gemäß dieser Erfindung sind jedoch auch andere Konfigurationen möglich. [Fig. 512](#) zeigt einen Retraktor, der über seine Breite leicht gekrümmt ist. [Fig. 513](#) zeigt einen Retraktor **308**, der asymmetrisch ist, wobei er auf einer Seite abgeflacht ist und auf der anderen Seite gekrümmt oder hakenförmig ist. Diese Konfigurationen finden spezielle Anwendungen, wenn die Masse, die leicht vom Retraktor zu manipulieren ist, im wesentlichen parallel zur Länge der Retraktorvorrichtung oder des Retraktorgehäuses verläuft. Hier bezeichnet der Begriff "Masse" eine Gewebemasse oder eine Prothesevorrichtung. Andere Konfigurationen zusätzlich zu der abgeflachten Silhouette und die in den [Fig. 512](#) und [Fig. 513](#) dargestellten gekrümmten Konfigurationen werden einem Fachmann leicht verständlich sein. Beispielsweise kann der Retraktor leicht gekrümmt sein, oder er kann entlang seiner Länge verdreht sein. Der Retraktor kann auch in zwei oder mehr Richtungen in beliebigen der beschriebenen Ebenen eine Krümmung aufweisen, so dass der Retraktor zickzackförmig oder gewellt aussehen kann.

[0279] Die verschiedenen in den [Fig. 52](#) bis [Fig. 513](#) dargestellten Ausführungsformen können nach Wunsch kombiniert werden. Ein Retraktor gemäß dieser Erfindung kann beispielsweise die drei Finger aufweisende Form aus [Fig. 53](#) aufweisen, die entlang ihrer Länge gekrümmt ist, wie in [Fig. 58](#) dargestellt ist, und die entlang ihrer Breite gekrümmt ist, wie in [Fig. 512](#) dargestellt ist. Ein solcher Retraktor ist im allgemeinen napfförmig.

[0280] Die [Fig. 514](#) und [Fig. 515](#) zeigen alternative Schnittansichten eines eingezwängten Retraktors entlang einer Linie a-a aus [Fig. 51](#). [Fig. 514](#) zeigt einen aus Drähten **408** hergestellten Retraktor mit einem kreisförmigen Querschnitt, wobei der Retraktor in das Gehäuse **410** eingezwängt ist. [Fig. 515](#) zeigt einen Retraktor aus Streifen **408** mit einem ovalen Querschnitt. Es wird einem Fachmann klar sein, dass viele andere Draht- oder Streifenquerschnitte gleichermaßen zur Verwendung in den Retraktoren gemäß dieser Erfindung geeignet sind. Beispielsweise kann der Retraktor aus einem Streifenelement bestehen, das quadratisch, rechteckig, dreieckig und dergleichen ist. Ein Querschnitt in der Art der ovalen Form aus [Fig. 515](#) ist im allgemeinen für die Retraktoren gemäß dieser Erfindung bevorzugt. Ein solcher Querschnitt bietet beim Ausüben einer Kraft, die senkrecht zur allgemeinen Ebene steht, in der der Retraktor elastisch entfaltet wird, Festigkeit, er weist jedoch beim Einzwängen des Retraktors in das Gehäuse **410** minimierte Abmessungen und einen minimierten Widerstand auf.

[0281] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform weist eine erfindungsgemäße Vorrichtung auf: (a) ein Gehäuse mit einer axialen Bohrung mit einer distalen Entfaltungsöffnung, (b) einen Retraktor mit einer Schleifenform, der in die axiale Bohrung einzwängbar ist, wobei der Retraktor eine Formgedächtnislegierung aufweist, und (c) eine Fernbedienung zum Vorschieben und Zurückziehen und wahlweise zum Drehen des Retraktors in Bezug auf die distale Entfaltungsöffnung. Der Retraktor ist zwischen einer ersten Position, an der der Retraktor in der axialen Bohrung untergebracht ist und eine eingezwängte Form annimmt, und einer zweiten Position, an der der Retraktor über das distale Entfaltungsende vorgeschoben ist und eine ausgedehnte Erinnerungsform annimmt, beweglich.

[0282] Der Retraktor ist innerhalb des Gehäuses komprimiert und belastet. In dieser eingezwängten Konfiguration kann die Retraktorvorrichtung sterilisiert, verpackt und zur späteren Verwendung gelagert werden. Die Retraktorvorrichtung (d.h. der Retraktor, das Gehäuse und das Entfaltungsmittel) ist vorzugsweise eine einmal verwendbare Vorrichtung. Wenn es erforderlich ist, beurteilt der Chirurg visuell die Größe des zur Gewebemanipulation erforderlichen Retraktors und wählt einen Retraktor aus, der einen geeigneten Durchmesser, eine geeignete Krümmung und/oder eine geeignete Membran aufweist.

[0283] Bei der Verwendung wird die Vorrichtung teilweise in einen menschlichen oder tierischen Patienten eingeführt und zum Manipulieren von Organen oder anderen Geweben an einer Operationsstelle verwendet. Ein Führungsdraht kann zur Anordnung der Vorrichtung verwendet werden oder nicht. Wenn

ein Führungsdraht verwendet wird, wird er in die Operationsstelle eingeführt und geeignet angeordnet. Ein Katheter, der einen Retraktor enthält, wird über den Führungsdraht geschoben. Der Führungsdraht wird dann entfernt, und der Retraktor wird über das Entfaltungsende des Katheters vorgeschoben. Der Führungsdraht tritt vorzugsweise durch ein getrenntes Lumen im Katheter. Alternativ kann der Führungsdraht durch das Katheterlumen laufen, worin der Retraktor untergebracht ist. Der Retraktor kann zur Erleichterung der Identifikation und Verwendung an der Operationsstelle strahlungsundurchlässig sein.

[0284] Eine sechste Ausführungsform der vorliegenden Erfindung sieht ein durch eine Hülse geschütztes Messer vor, wobei die Hülse im wesentlichen gerade ist. Wenn es in die Hülse eingezwängt ist, ist das Messer im wesentlichen linear. Bei der Entfaltung aus der Hülse wird das Messer freigegeben und nimmt eine Konfiguration an, die elastisch von der Längsachse der Hülse ausgelenkt ist. Das Messer besteht aus einem elastisch verformbaren Material, vorzugsweise einem pseudoelastischen Material und bevorzugter aus einer Formgedächtnislegierung.

[0285] Eine oder mehrere freigelegte Schneiden des elastischen Messers können eine Schneidkante aufweisen. Freigelegte Flächen, die stumpf sind, können ein Mittel zur Manipulation von Geweben oder künstlichen Vorrichtungen bereitstellen.

[0286] [Fig. 61](#) ist eine Außenansicht einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung.

[0287] Die [Fig. 62](#) und [Fig. 63](#) sind alternative Schnittansichten einer Hülse gemäß dieser Erfindung, wobei die Schnitte vertikal entlang der Längsachse aus [Fig. 61](#) vorgenommen sind.

[0288] [Fig. 64](#) ist eine alternative Schnittansicht einer Hülse gemäß dieser Erfindung, wobei der Schnitt vertikal entlang der Längsachse vorgenommen ist.

[0289] [Fig. 65](#) ist eine Schnittansicht der Vorrichtung aus [Fig. 1](#) über die Längsachse entlang einer Linie b-b aus [Fig. 61](#). [Fig. 66](#) ist eine Schnittansicht der Vorrichtung aus [Fig. 61](#) über die Längsachse entlang einer Linie c-c aus [Fig. 61](#).

[0290] [Fig. 67](#) ist eine Schnittansicht einer Schneidkante eines Schneidmessers gemäß dieser Erfindung.

[0291] Die [Fig. 68](#) bis [Fig. 612](#) sind alternative Seitenansichten der Vorrichtung aus [Fig. 1](#), wenn das Schneidmesser entfaltet wird.

[0292] Die [Fig. 613](#) bis [Fig. 620](#) sind alternative

Draufsichten typischer elastischer Messer gemäß dieser Erfindung.

[0293] Eine fernbediente Vorrichtung gemäß dieser Erfindung weist ein längliches Gehäuse und ein längliches Messer auf, die linear in das Gehäuse eingezwängt werden können. Das elastische Messer ist aus dem Inneren des Gehäuses entfaltbar und nimmt bei der Entfaltung eine gekrümmte nicht eingezwängte Form an. Eine Fernbedienung ist bereitgestellt, um das elastische Messer in Bezug auf das distale Ende des Gehäuses vorzuschieben und zurückzuziehen und wahlweise zu drehen. Alternativ ist eine Fernbedienung bereitgestellt, um die Hülse in Bezug auf das elastische Messer vorzuschieben und zurückzuziehen.

[0294] Die mit einer Hülse versehene Messervorrichtung gemäß dieser Erfindung unterscheidet sich in mehreren Schlüsselaspekten vom Stand der Technik. Die Hülse ist entlang ihrer Länge im wesentlichen gerade. Wenn es in die Hülse eingezwängt ist, ist das elastische Messer auch entlang seiner Länge im wesentlichen gerade. Wenn es aus der Hülse entfaltet wird, nimmt das elastische Messer so weit wie möglich seine gekrümmte nicht eingezwängte Form an.

[0295] Die Messer gemäß dieser Erfindung sind entlang ihrer Länge in höherem oder geringerem Maße gekrümmt (beispielsweise spiralförmig oder verdreht). Der Krümmungsgrad kann entlang dem Messer beständig sein, oder der Krümmungsgrad und/oder die Krümmungsrichtung können sich ändern. Eine Schneidfläche kann an jeder gewünschten freigelegten Schneide des Messers bereitgestellt sein. Wenn die nicht eingezwängte Form des elastischen Messers im wesentlichen halbkreisförmig ist (wie in [Fig. 68](#) dargestellt ist), kann eine Schneidfläche entlang den Seiten des Messers bereitgestellt werden (wie in den [Fig. 613](#), [Fig. 614](#) und [Fig. 619](#) dargestellt ist). Alternativ kann eine Schneidfläche an der Spitze des Messers bereitgestellt werden (wie in den [Fig. 615](#), [Fig. 616](#) und [Fig. 617](#) dargestellt ist), um ein Skalpell bereitzustellen, das eine Schneidfläche aufweist, die 180° von der Öffnung der Hülse weggerichtet ist. Durch das Ändern des Ausmaßes der Entfaltung des Messers wird der Schneidwinkel geändert, so dass ein Messer bereitgestellt werden kann, bei dem die Schneidfläche um 0° bis 180° oder mehr gegenüber der Achse der Hülse geneigt ist.

[0296] Die elastische Natur des Messers ermöglicht ein vollständiges Zurückziehen des Messers in die Hülse für ein vollständiges schützendes Einschließen des Messers, wodurch sowohl das Messer als auch das Körpergewebe während des Einführens und Entfernens des Instruments geschützt werden. Die Hülse schützt nicht nur das Messer sondern führt und richtet auch das Messer, wodurch das Ausfahren des Messers aus der Hülse eine Schneidbewegung des

Messers einschließen kann, statt dass lediglich ein Mittel zum Freilegen des Messers zur nachfolgenden Manipulation bereitgestellt wird. Der Benutzer orientiert nach der Auswahl des geeigneten elastischen Messers (d.h. eines Messers mit einer gewünschten Krümmung und Position der Schneidkante) die Hülse und schiebt dann das Messer vor. Das Messer wird entweder durch Bewegen der Schneide von der Hülse nach außen oder durch Zurückziehen der Hülse in Bezug auf das Messer vorgeschoben.

[0297] Ähnliche Bezugswerte betreffen in den verschiedenen Figuren ähnliche Funktionen. Die Figuren sind zur Klarheit dargestellt und nicht maßstäblich gezeichnet.

[0298] [Fig. 61](#) ist eine Außenansicht einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung. Das Gehäuse **10** ist ein längliches Element mit einer dadurch verlaufenden axialen Bohrung. Das Gehäuse hat ein distales Ende **12**, das als eine Hülse für das elastische Messer wirkt, und ein proximales Ende **14**, das eine Integration mit einem Mittel zum Vorschieben und Zurückziehen des elastischen Messers in Bezug auf das distale Ende des Gehäuses **10** bereitstellt. Zwischen dem distalen Ende **12** und dem proximalen Ende **14** befindet sich der Gehäusekörper **16**.

[0299] Das Gehäuse weist vorzugsweise auch eine Fernbedienung **18** auf, deren Betätigung das Entfalten des elastischen Messers aus dem Gehäuse oder das Zurückziehen des Gehäuses aus dem Messer hervorruft. Die Fernbedienung **18** kann durch ein manuelles oder motorisiertes Mittel (nicht dargestellt) betätigt werden. Gemäß einer Ausführungsform sind, wie dargestellt, zwei Fingerringe **20** Teil des proximalen Endes **14**. Ein zusätzlicher Daumenring **22** ist Teil der Fernbedienung **18**. Wenn der Daumenring **22** heruntergedrückt wird, wird das elastische Messer (nicht dargestellt) von dem Gehäuse am distalen Ende **12** entfaltet. Die dargestellten Ringe dienen der einfachen Behandlung. Alternativ können beispielsweise Noppen oder Stege zur einfachen Integration mit einem getrennten Betätigungsmittel (nicht dargestellt) bereitgestellt werden. Getrennte Betätigungsmittel umfassen Verschiebungsmechanismen, Pistolengriffmechanismen oder daumenbetätigte Mechanismen, Scherengriffe und Pistolengriffmechanismen. Diese und andere sind auf dem Fachgebiet wohlbekannt. Der spezifische Typ des Betätigungsmechanismus wird im allgemeinen durch die persönlichen Vorlieben des Chirurgen bestimmt. Die Orientierung des Messers in Bezug auf den Betätigungsmechanismus kann so konfiguriert werden, dass sie zur spezifischen Anwendung oder zur Vorliebe des Chirurgen passt.

[0300] Das distale Ende **12** des Gehäuses wirkt als eine Hülse, die das elastische Messer in einer im wesentlichen linearen Konfiguration eingezwängt. Es

weist eine ausreichende laterale Integrität auf, damit es durch den von dem eingezwängten elastischen Messer ausgeübten Druck nicht erheblich verformt wird. Wenn eine endoskopische Vorrichtung gemäß dieser Erfindung ein Katheter ist und es in dem Gehäusekörper **16** nur eine geringe laterale Unterstützung gibt, kann das distale Ende **12** des Katheters eine Verstärkung benötigen, um das elastische Messer (nicht dargestellt) konsistent einzuzwängen. Bei einer Vorrichtung mit einem steifen Gehäuse in der Art einer laparoskopischen Vorrichtung kann das distale Ende **12** des Gehäuses die gleichen physikalischen Attribute aufweisen wie der Rest des Gehäuses. Endoskopische und laparoskopische Standardvorrichtungen, die auf dem Fachgebiet wohlbekannt sind, sind für die Verwendung mit den elastischen Messern gemäß dieser Erfindung geeignet.

[0301] Der Gehäusekörper **16** einer Vorrichtung, die bei der Laparoskopie verwendet wird, muss eine ausreichende strukturelle Integrität aufweisen, damit er sich ohne eine übermäßige Verformung leicht durch eine chirurgische Öffnung in den Körper des Patienten einführen lässt. Materialien mit einer ausreichenden strukturellen Steifigkeit umfassen Edelstahl und steife Polymermaterialien in der Art von Kunststoffen. Das Material des proximalen Endes des Gehäuses **14**, das Material des Gehäusekörpers **16** und das Material des distalen Endes **12** können gleich sein, oder sie können unterschiedliche physikalische Eigenschaften aufweisen. Beispielsweise ist der bei der endoskopischen Chirurgie verwendete Gehäusekörper **16** im allgemeinen flexibel, um das Einführen durch natürlich auftretende Öffnungen, Ducti und/oder Durchgänge zu ermöglichen oder um das Einführen durch den Arbeitskanal eines Endoskops zu ermöglichen. Geeignete Polymermaterialien umfassen Polytetrafluorethylen, Polyurethan, Polyethylen, Teflon und dergleichen. Das Material eines solchen flexiblen Gehäuses kann am distalen Ende **12** beispielsweise mit Fasern, Ringen oder Längsrippen verstärkt werden, um zu ermöglichen, dass es den Kräften widersteht, die auf es durch das elastische Messer ausgeübt werden, während es in das Gehäuse eingezwängt ist und durch dieses verformt wird.

[0302] Die spezifische Konfiguration und die Abmessungen des Gehäuses **10** hängen von der Verwendung der Vorrichtung, den Parametern des elastischen Messers und davon ab, ob ein Zugang für zusätzliche laparoskopische oder endoskopische Vorrichtungen bereitgestellt ist. Das Gehäuse **10** kann über seine Länge im wesentlichen gleichmäßig sein, wie in [Fig. 61](#) dargestellt ist, oder sein Durchmesser oder seine Form können sich ändern, wie in [Fig. 64](#) dargestellt ist. Vorzugsweise hat das Gehäuse **10** einen kreisförmigen Querschnitt. Ein kreisförmiger Querschnitt ermöglicht die Überführung eines elastischen Messers gemäß dieser Erfindung durch einen laparoskopischen Standardtrokar oder durch den In-

strumentenkanal eines Standardendoskops. Es können jedoch andere Querschnitte bevorzugt sein, um beispielsweise eine endoskopische Vorrichtung an die Öffnung anzupassen, durch die sie in den Körper eintreten wird.

[0303] Im allgemeinen weist das Gehäuse in einer endoskopischen Vorrichtung einen Außendurchmesser von weniger als etwa 0,7 mm bis etwa 4,5 cm oder mehr auf. Die Länge endoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 10 cm bis etwa 3 Meter oder mehr. Das Gehäuse in einer laparoskopischen Vorrichtung hat einen Außendurchmesser von weniger als etwa 0,3 mm bis etwa 1,5 cm oder mehr. Die Länge laparoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 5 cm bis etwa 30 cm oder mehr.

[0304] Die [Fig. 62](#) und [Fig. 63](#) sind alternative Schnittansichten einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung, wobei der Querschnitt vertikal entlang der Längsachse des distalen Endes **12** aus [Fig. 61](#) genommen ist.

[0305] [Fig. 62](#) zeigt das distale Ende **112** eines Gehäuses **110**, das als eine Einheit ausgebildet ist. Eine axiale Bohrung **130** verläuft axial durch das Gehäuse. Am proximalen Ende **132** der axialen Bohrung **130** kann die axiale Bohrung eine beliebige zweckmäßige Größe und Form aufweisen. Im allgemeinen hat die axiale Bohrung einen Innendurchmesser von weniger als etwa 0,5 mm bis etwa 2 cm oder mehr. Am distalen Ende wird die axiale Bohrung abgeflacht und bildet die Hülsenbohrung **134** für das eingezwängte elastische Messer **136**. Die Hülsenbohrung **134** ist so bemessen, dass sie das eingezwängte elastische Messer **136** gleitend aufnimmt und das elastische Messer **136** in einer im wesentlichen linearen Konfiguration einzwängt. Wenn das elastische Messer **136** vollständig in der Hülsenbohrung **134** untergebracht ist, enthält die Hülsenbohrung **134** mindestens zwei Abschnitte des elastischen Messers **136**, welche Schneidkanten aufweisen. Vorzugsweise berühren die Schneidkanten des elastischen Messers **136** nicht die Hülsenbohrung **134** oder reiben gegen diese im gelagerten Zustand oder bei der Entfaltung oder beim Zurückziehen, weil ein solcher Kontakt die Schneidkanten abstumpfen kann.

[0306] Im allgemeinen ist das proximale Ende **132** der axialen Bohrung **130** kreisförmig und verhältnismäßig groß, um das Laden des Verbindungsmittels **138** und des elastischen Messers **136** in die Hülse zu erleichtern. Eine Kreisform erleichtert allgemein die Herstellung und die Handhabung, und es können, falls gewünscht, auch alternative Formen verwendet werden. Im proximalen Ende **132** der axialen Bohrung **130** ist das Verbindungsmittel **138** untergebracht. Das Verbindungsmittel **138** kann beispielsweise an das elastische Messer gelötet oder auf andere Weise daran befestigt sein. Alternativ kann es

eine Fortsetzung des zur Bildung des elastischen Messers **136** verwendeten elastischen Materials sein.

[0307] **Fig. 63** zeigt das distale Ende **112** eines Gehäuses **110**, das aus zwei Einheiten gebildet ist. Eine Einheit ist eine Röhre **140**, durch die sich eine axiale Bohrung **130** erstreckt. Eine Buchse **142** ist, beispielsweise durch einen Presssitz oder durch ein Gewinde, in das Rohr eingepasst. Die Buchse **142** bildet die Hülsenbohrung **134** für das eingezwängte elastische Messer **136**. Die Buchse **142** kann aus einem geeigneten polymerischen und/oder metallischen Material bestehen. Es kann erwünscht sein, einen elektrischen Strom durch das elastische Messer **136** zu leiten, so dass das elastische Messer **136** als eine Elektrokaustikvorrichtung wirkt. Gemäß einer solchen Ausführungsform kann die Buchse ein nicht leitendes Polymer sein, und sie kann bewirken, dass das elastische Messer **136** elastisch von dem Gehäuse **110** isoliert bleibt. Das elastische Messer **136** wird zur reziproken Bewegung durch das Verbindungsmittel **138** festgehalten.

[0308] **Fig. 64** ist eine alternative Schnittansicht des distalen Endes **112** eines Gehäuses **110** gemäß dieser Erfindung, wobei der Schnitt vertikal entlang der Längsachse vorgenommen ist. Gemäß dieser Ausführungsform ist das Gehäuse **110** ein Rohr aus Metall oder Kunststoff, das an einem Ende abgeflacht wurde. Das abgeflachte Ende bildet die Hülsenbohrung **134**, in die das elastische Messer verschiebbar eingezwängt ist. Das elastische Messer **136** wird zur reziproken Bewegung durch das Verbindungsmittel **138** festgehalten.

[0309] Falls das Gehäuse **110** eine rohrförmige Struktur mit einem abgeflachten Ende ist, wie in **Fig. 64** dargestellt ist, kann es erwünscht sein, eine Abdeckung aus einem geeigneten Material (nicht dargestellt) bereitzustellen. Die Abdeckung bietet eine gleichförmige äußere Abmessung für die Vorrichtung. Eine Abdeckung, die einen im wesentlichen gleichmäßigen kreisförmigen Querschnitt bietet, ist vorteilhaft, falls die Messervorrichtung durch einen laparoskopischen Standardtrokar oder durch den Instrumentenkanal eines Standardendoskops in den Körper einzuführen ist. Die Abdeckung bewirkt das Minimieren des Entweichens von Fluiden (entweder Flüssigkeiten oder Gasen) aus dem Körper. Die Abdeckung kann aus einem Polymermaterial in der Art von Polyurethan, Polyethylen und dergleichen bestehen.

[0310] **Fig. 65** ist eine Schnittansicht der Vorrichtung aus **Fig. 62** entlang der Längsachse an einer Linie b-b. Das Gehäuse **210** umgibt die axiale Bohrung **230**. Innerhalb der axialen Bohrung befindet sich das Verbindungsmittel **238**. Das Verbindungsmittel **238** kann jede geeignete Querschnittsform aufweisen.

Gemäß der dargestellten Ausführungsform überspannt das Verbindungsmittel **238** die axiale Bohrung **230**, um eine laterale Bewegung zu minimieren, wenn die Hülse und das elastische Messer (nicht dargestellt) in Längsrichtung in Bezug zueinander bewegt werden. Falls ein elektrischer Strom durch das Verbindungsmittel **238** und das elastische Messer geleitet wird, so dass das elastische Messer als eine Elektrokaustikvorrichtung wirkt, kann es erwünscht sein, eine Schicht aus einem nicht leitenden Material (nicht dargestellt) um das Verbindungsmittel **238** herum aufzunehmen, um das Verbindungsmittel **238** gegenüber dem Gehäuse **210** zu isolieren.

[0311] **Fig. 66** ist eine Schnittansicht der Vorrichtung aus **Fig. 62** entlang der Längsachse an einer Linie c-c. Das Gehäuse **210** umgibt die Hülsenbohrung **234**. Innerhalb der Hülsenbohrung befindet sich das elastische Messer **236**.

[0312] Eine oder mehrere Kanten des elastischen Messers **236** können stumpf bleiben, und sie können die nicht schneidende Manipulation von Geweben oder künstlichen Vorrichtungen während einer Operation unterstützen. Das Messer kann beispielsweise keine Schneidkanten aufweisen. Dies minimiert das Ausmaß des Traumas an umgebenden Geweben bei einer Manipulation des Messers. Allgemeiner hat das elastische Messer **236** eine oder mehrere geschärfte Kanten **240**. Die Hülsenbohrung **234** ist im wesentlichen abgeflacht und hält das elastische Messer **236** so, dass das elastische Messer **236** linear eingezwängt ist. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die Hülsenbohrung **234** im Bereich der geschärften Kanten **240** leicht vergrößert. Dies bewirkt das Schützen des geschärften Messers vor einer Abnutzung, wenn es aus dem Gehäuse entfaltet und in dieses zurückgezogen wird. Alternativ bildet die Hülsenbohrung **234** die äußere Form des elastischen Messers **236** eng nach. Andere Ausführungsformen sind auch möglich, wie eine Hülsenbohrung **234**, die im wesentlichen rechtwinklig oder exzentrisch ist, und diese Ausführungsformen werden einem Fachmann leicht verständlich sein.

[0313] **Fig. 67** ist eine Schnittansicht einer Schneidkante eines Schneidmessers gemäß dieser Erfindung. Eine Schneidkante kann an jeder Kante des elastischen Messers bereitgestellt werden. Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist die Kante des elastischen Materials abgeschrägt und bildet ein Schneidmesser. **Fig. 67** zeigt eine Schneidkante, die auf beiden Seiten abgeschrägt ist. Die Abschrägung oder die Abschrägungen können unter jedem geeigneten Winkel gegenüber der Ebene des Messers angeordnet sein. Wenn zwei Abschrägungen vorhanden sind, können sie den gleichen oder verschiedene Abschrägungswinkel aufweisen. In **Fig. 67** sind die Abschrägungen β und ϕ Grad gegenüber der Ebene des Messers. Alternativ kann nur eine Abschrägung

vorhanden sein (nicht dargestellt). Das Honen einer Kante zur Bildung eines Schneidmessers ist auf dem Fachgebiet wohlbekannt. Falls es erwünscht ist, kann das Schneidmesser sägeförmig sein. Die Schneidkante wird vorzugsweise von dem abgescrägten elastischen Material selbst abgeleitet. Es kann jedoch erwünscht oder notwendig sein, das elastische Material mit einer gehonten Messerschneide zu versehen. Dieses zusätzliche Messer kann mechanisch hinzugefügt werden, wie in [Fig. 612](#) dargestellt ist. Alternativ können zwei oder mehr elastische Materialien zur Bildung des Messers verwendet werden. Beispielsweise kann ein nicht schneidendes elastisches Messer mit einem Messer aus einer elastischen Legierung mit einer Schneidkante kombiniert werden.

[0314] Die [Fig. 68](#) bis [Fig. 611](#) sind Seitenansichten der Vorrichtung aus [Fig. 61](#), wenn das elastische Messer entfaltet wird.

[0315] Eine Schneidfläche kann an jeder gewünschten freigelegten Kante des Messers bereitgestellt werden.

[0316] [Fig. 68](#) zeigt ein elastisches Messer **336**, das bei der Entfaltung aus dem Gehäuse **310** im wesentlichen halbkreisförmig ist. Der Krümmungsgrad kann, wie dargestellt, entlang dem Messer im wesentlichen beständig sein, oder die Krümmung kann sich ändern, so dass das elastische Messer einen gleichmäßigen oder ungleichmäßigen Krümmungsradius aufweisen kann.

[0317] [Fig. 69](#) zeigt ein elastisches Messer **336**, das bei der Entfaltung aus dem Gehäuse **310** eine S-förmige Kurve beschreibt.

[0318] [Fig. 610](#) zeigt ein elastisches Messer **336**, das bei der Entfaltung aus dem Gehäuse **310** entlang seiner Längsachse verdreht wird. Das elastische Messer ist als eine Spirale im Uhrzeigersinn aufweisend dargestellt, es sind hier jedoch auch Spiralen entgegen dem Uhrzeigersinn und Kombinationen der beiden verwendbar.

[0319] [Fig. 611](#) zeigt ein elastisches Messer **336**, das in dem Bereich, der dem Gehäuse **310** am nächsten liegt, scharf gekrümmt ist und in dem Bereich, der vom Gehäuse **310** am weitesten entfernt ist, im wesentlichen linear ist.

[0320] [Fig. 612](#) zeigt ein chirurgisches Standardmesser **350**, das durch ein mechanisches Mittel **354** an einem Streifen aus elastischem Material **352** befestigt ist. Das chirurgische Standardmesser **350** ist nicht gekrümmt. Der Streifen aus elastischem Material **352** ist jedoch stark gebogen, und er bewirkt bei der Entfaltung aus dem Gehäuse das scharfe Biegen des chirurgischen Messers **350** vom Gehäuse **310**

fort.

[0321] Die [Fig. 613](#) bis [Fig. 619](#) sind jeweils Draufsichten eines alternativen elastischen Messers gemäß dieser Erfindung.

[0322] [Fig. 613](#) zeigt eine Draufsicht eines elastischen Messers **436**, das eine geschärfte Längskante (Schneidkante) **460** aufweist.

[0323] [Fig. 614](#) zeigt eine Draufsicht eines elastischen Messers **436**, wobei der gesamte Umkreis des Messers die geschärfte Kante **460** bereitstellt.

[0324] [Fig. 615](#) zeigt eine Draufsicht eines elastischen Messers **436**, bei dem nur die am weitesten distale Fläche die geschärfte Kante **460** aufweist.

[0325] [Fig. 616](#) zeigt eine Draufsicht eines elastischen Messers **436**, wobei nur die am weitesten distale Fläche die geschärfte Kante **460** aufweist. Die geschärfte Kante **460** hat zwei gewinkelte Abschnitte, nämlich **460a** und **460b**, die jeweils in Bezug auf die Längsachse des Messers gewinkelt sind. Die gewinkelten Abschnitte können in Bezug auf die Längsachse des Messers jeden gewünschten Winkelgrad aufweisen, und der Winkelgrad für jeden Abschnitt kann demjenigen des anderen Abschnitts ähneln, oder dies kann nicht der Fall sein.

[0326] [Fig. 617](#) zeigt eine Draufsicht eines elastischen Messers **436**, wobei eine nach außen gekrümmte Fläche die geschärfte Kante **460** bereitstellt.

[0327] [Fig. 618](#) zeigt eine Draufsicht eines elastischen Messers **436**, wobei eine nach innen gekrümmte Fläche die geschärfte Kante **460** bereitstellt.

[0328] [Fig. 619](#) zeigt eine Draufsicht einer bevorzugten Ausführungsform des elastischen Messers **436**, wobei der distale Umfang des Messers die geschärfte Kante **460** bereitstellt und die proximalen Kanten des Messers nicht geschärft sind. Die Breite des distalen Abschnitts des elastischen Messers **436** ist etwas kleiner als die Breite des proximalen Abschnitts. Der distale Abschnitt des elastischen Messers, der die geschärfte Kante **460** aufweist, ist schmaler als der proximale ungeschärfte Abschnitt, so dass die geschärfte Kante **460** die Seiten der Hülßenbohrung nicht berührt. Die geschärfte Kante **460** ist daher während des Vorgangs des Entfaltens und Zurückziehens des elastischen Messers **436** geschützt.

[0329] [Fig. 620](#) zeigt eine Draufsicht einer Ausführungsform des elastischen Messers **436**, wobei alle Kanten des Messers ungeschärft sind. Diese Ausführungsform ist bevorzugt, wenn das Messer nicht zum

Schneiden von Geweben verwendet wird und das Manipulieren von Geweben oder künstlichen Vorrichtungen bewirken kann.

[0330] Das elastische Messer ist innerhalb der Hülse komprimiert und belastet. In dieser eingezwängten Konfiguration können das Messer und die Hülse sterilisiert, verpackt und zur späteren Verwendung gelagert werden.

[0331] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform weist die Vorrichtung gemäß dieser Erfindung folgendes auf: (a) ein Gehäuse mit einer distalen Entfaltungsöffnung, (b) ein gekrümmtes elastisches Messer, das linear in das Gehäuse einzwängbar ist, und (c) eine Fernbedienung zum Vorschieben und Zurückziehen des elastischen Messers in Bezug auf die distale Entfaltungsöffnung, wobei das elastische Messer zwischen einer ersten Position, in der das elastische Messer linear in das Gehäuse eingezwängt ist, und einer zweiten Position, in der das elastische Messer über das distale Entfaltungsende vorgeschoben ist und eine Erinnerungsform annimmt, beweglich ist.

[0332] Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform umfasst ein Messer gemäß dieser Erfindung ein elastisch verformbares gekrümmtes Messer.

[0333] Es wurde entdeckt, dass gemäß einer siebten Ausführungsform der Erfindung eine mit einem Drehgelenk versehene zwei Messerschneiden aufweisende Vorrichtung in der Art einer Zange, einer Schere, einer Klemme und dergleichen mit einem elastisch verformbaren Stamm kombiniert werden kann. Messerschneiden-Fernbetätigungsmittel werden verwendet, um zu bewirken, dass die Messerschneiden voneinander getrennt werden oder zusammenkommen. Es sind ein elastisches Element und ein Einzwängungselement zum Verfirmen des elastisch verformbaren Stamms vorhanden. Das elastische Element und das Einzwängungsmittel sind in Längsrichtung zueinander verschiebbar, wodurch die Winkelverformung des elastisch verformbaren Stamms hervorgerufen wird.

[0334] Der elastisch verformbare Stamm umfasst ein elastisches Element, das im wesentlichen linear ist, wenn es eingezwängt ist, und eine im wesentlichen nichtlineare Form annimmt, wenn es nicht eingezwängt ist. Wenn das einzwängende längliche Gehäuse vorhanden ist und als das Einzwängungselement dient, ist das elastische Element zwischen einer ersten Position, in der das elastische Element linear in das Gehäuse eingezwängt ist, und einer zweiten Position, in der das elastische Element aus dem Gehäuse entfaltet ist und nicht eingezwängt ist, beweglich. Alternativ ist das Gehäuse zwischen einer ersten Position, in der das elastische Element linear eingezwängt ist, und einer zweiten Position, in der das

elastische Element nicht eingezwängt ist, beweglich. Der elastisch verformbare Stamm, der das elastische Element aufweist, nimmt eine nichtlineare Form an. Das Ausmaß der Verformung des elastisch verformbaren Stamms kann durch Einstellen des Ausmaßes des elastischen Elements, das nicht durch das längliche Gehäuse eingezwängt ist, gesteuert werden.

[0335] Falls die Vorrichtung kein längliches Gehäuse aufweist und bei Ausführungsformen, bei denen das längliche Gehäuse vorhanden ist, jedoch kein einzwängendes Element ist, ist ein inneres einzwängendes Element vorhanden. Die Verformung des elastisch verformbaren Stamms kann durch Bewegen des elastischen Elements zwischen einer ersten Position, in der das elastische Element linear eingezwängt ist, und einer zweiten Position, in der das elastische Element im wesentlichen nicht eingezwängt ist, gesteuert werden. Alternativ kann die Verformung des elastisch verformbaren Stamms durch Bewegen des einzwängenden Elements zwischen einer ersten Position, in der das elastische Element linear eingezwängt ist, und einer zweiten Position, in der das elastische Element im wesentlichen nicht eingezwängt ist, gesteuert werden. Zwischen der ersten eingezwängten Position und der zweiten nicht eingezwängten Position liegt ein Bereich einer teilweisen oder veränderlichen Entfaltung.

[0336] Das elastische Element besteht aus einem elastischen Material, vorzugsweise einem pseudoelastischen Material in der Art einer Formgedächtnislegierung, das ohne eine permanente Verformung stark verformt werden kann. Hierdurch wird ein verbessertes Instrument bereitgestellt, das bei Anwendungen verwendet werden kann, bei denen ein begrenztes Maß an Platz vorhanden ist. Das Instrument kann fernbedient werden, und dies kann unter Winkeln zur Einführungsline geschehen, was zweckmäßiger ist als bei früheren Instrumenten. Das Instrument kann mit geeignet konfigurierten Schneidkanten und/oder -spitzen verwendet werden, um Gewebe zu greifen, zu schneiden und/oder auszuschneiden.

[0337] Ein fernbedientes Instrument gemäß dieser Erfindung weist auf: (a) ein mit Messern versehenes Element mit einem ersten drehbaren Messer und einem zweiten entgegengesetzten Messer, (b) einen elastisch verformbaren Stamm, der mit dem mit Messern versehenen Element verbunden ist, wobei der elastisch verformbare Stamm ein elastisches Element aufweist, (c) ein Einzwängungselement, das das elastische Element in einer im wesentlichen linearen Konfiguration einzwängen kann, (d) ein Messerbetätigungsmittel zum Steuern der Drehbewegung des drehbaren Messers bzw. der drehbaren Messer und (e) ein Stammverformungsmittel zum Steuern der Verformung des elastisch verformbaren Stamms. Ein getrenntes Messerdrehmittel zum Steuern der

Drehung der Ebene, durch die das Messer bzw. die Messer gedreht werden, ist vorzugsweise aufgenommen.

[0338] Ein alternatives fernbedientes Instrument gemäß dieser Erfindung weist auf: (a) ein mit Messern versehenes Element mit gegenüberstellbaren Messern unter Einschluss eines ersten Messers, das zur Bewegung in Bezug auf das zweite Messer angebracht ist, wobei das erste Messer zwischen einer geschlossenen Position, in der die Achsen der Messer im wesentlichen parallel sind, und einer offenen Position, in der die Achsen der Messer aus der Parallelen ausgelenkt sind, beweglich ist, (b) einen elastisch verformbaren Stamm mit einem elastischen Element, das in seiner nicht eingezwängten Form im wesentlichen nichtlinear ist, (c) ein Einzwängungselement, das das elastische Element in einer im wesentlichen linearen Form einzwängt, (d) ein Messerbetätigungsmittel, welches die Position der entgegengesetzten Messer zwischen der offenen Position und der geschlossenen Position steuert, und (e) ein Stammverformungs-Steuermittel. Ein Drehmittel zum Steuern der Ebene der Messer ist vorzugsweise aufgenommen.

[0339] Der elastisch verformbare Stamm weist mindestens ein elastisches Element auf, das eine lineare Konfiguration annimmt, wenn es eingezwängt ist, und das gekrümmt ist, wenn es nicht eingezwängt ist. Das elastische Element wird durch das Vorhandensein des Einzwängungselements in einer eingezwängten Konfiguration gehalten. Elastische Materialien, die zur Verwendung im elastischen Element geeignet sind, umfassen pseudoelastische und superelastische Materialien, wie nachstehend beschrieben wird.

[0340] Wenn ein längliches Gehäuse vorhanden ist und als das Einzwängungselement wirkt, ist das Instrument zwischen einer ersten Position, in der der elastisch verformbare Stamm und wahlweise das mit Messern versehene Element innerhalb des Gehäuses sind, und einer zweiten Position, in der das mit Messern versehene Element und zumindest ein Teil des elastisch verformbaren Stamms aus dem Gehäuse entfaltet sind, beweglich. Der elastisch verformbare Stamm weist ein elastisches Element auf, das unter einem vorgegebenen Winkel in Bezug auf das längliche Gehäuse gekrümmt ist, wenn der elastisch verformbare Stamm aus dem Gehäuse entfaltet ist. Wenn das Gehäuse als das Einzwängungselement wirkt, wird der Darbietungswinkel des mit Messern versehenen Elements durch das Ausmaß der Entfaltung des elastisch verformbaren Stamms geändert.

[0341] Gemäß einer alternativen Ausführungsform wird das elastische Element durch die Wirkung eines inneren Einzwängungselements in der Art einer inne-

ren Einzwängungsstange in einer linearen Konfiguration eingezwängt. Eine Bewegung des inneren Einzwängungselements in Bezug auf das elastische Element bewirkt eine veränderliche Verformung des elastisch verformbaren Stamms. Ein längliches Gehäuse kann bei Ausführungsformen vorhanden sein, bei denen ein inneres Einzwängungselement vorhanden ist, oder dies kann nicht der Fall sein.

[0342] Das mit Messern versehene Instrument kann eine Greifvorrichtung (beispielsweise eine Zange), eine Schneidvorrichtung (beispielsweise eine Schere) oder eine Dissektionsvorrichtung umfassen.

[0343] [Fig. 71](#) zeigt ein Instrument gemäß dieser Erfindung.

[0344] [Fig. 72](#) zeigt das Entfaltungsende eines mit Messern versehenen Instruments gemäß dieser Erfindung.

[0345] Die [Fig. 73](#) und [74](#) sind Längsschnittansichten alternativer elastischer entfaltbarer Stämme in in Längsrichtung eingezwängten und in Längsrichtung nicht eingezwängten Konfigurationen.

[0346] Die [Fig. 75](#) bis [77](#) zeigen jeweils alternative Ansichten eines elastisch verformbaren Stamms gemäß dieser Erfindung.

[0347] Die [Fig. 78](#) und [79](#) zeigen alternative elastische Elemente, die zur Verwendung in einem elastisch verformbaren Stamm gemäß dieser Erfindung geeignet sind.

[0348] [Fig. 710](#) zeigt alternative Ansichten einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung mit zwei drehbaren Messern, wobei jedes Messer einen Längsschlitz proximal zum Drehgelenk aufweist.

[0349] [Fig. 711](#) zeigt alternative Ansichten einer Vorrichtung gemäß dieser Erfindung mit zwei Messern, zwei Stangen und vier Drehgelenken.

[0350] [Fig. 712](#) zeigt alternative Querschnitte der Vorrichtung aus [Fig. 71](#) durch eine Linie 12-12.

[0351] [Fig. 713](#) zeigt verschiedene Messer, die hier verwendbar sind.

[0352] [Fig. 714](#) zeigt verschiedene Messerquerschnitte entlang einer Linie 14-14 aus [Fig. 713](#).

[0353] Ein chirurgisches Instrument gemäß dieser Erfindung besteht im wesentlichen aus einem mit Messern versehenen Element mit gegenüberstellbaren Messern, von denen mindestens eines zur Bewegung drehbar angebracht ist, einem Messerbetätigungsmittel zum Bewirken einer Drehbewegung des drehbaren Messers bzw. der drehbaren Messer, ei-

nem elastisch verformbaren Stamm, der mit dem mit Messern versehenen Element verbunden ist, und einem veränderlichen Einzwängungsmittel zum Hervorrufen einer Verformung des elastisch verformbaren Stamms.

[0354] Das Instrument ist besonders nützlich bei Anwendungen, bei denen der Zugang zu einem Objekt, das zu schneiden, zu greifen oder auszuschneiden ist, beschränkt ist. Beispielsweise ist das Instrument besonders nützlich bei medizinischen Anwendungen, bei denen das zu schneidende, zu greifende oder auszuschneidende Objekt Teil eines menschlichen oder tierischen Körpers ist. Bei solchen Anwendungen umfasst das chirurgische Instrument gewöhnlich eine Hülse in Form einer Kanüle, eines Katheters oder eines Endoskops oder wird dadurch geführt. Das distale Ende der Hülse wird, beispielsweise während einer laparoskopischen Operation, durch eine Öffnung in eine Körperhöhle, einen Ductus oder ein Gelenk eingeführt.

[0355] Das Instrument kann auch bei der Zusammensetzung mechanischer, elektrischer oder anderer Einrichtungen verwendbar sein, insbesondere wenn der Zugang zu der Arbeitsstelle begrenzt ist oder wenn sich die Arbeitsstelle in einem Winkel zum Zugang befindet.

[0356] Das Instrument weist einen elastisch verformbaren Stamm auf, so dass das mit Messern versehene Element veränderlich vom Einführungswinkel abgewinkelt werden kann. Wenn ein längliches Gehäuse (beispielsweise eine Hülse) vorhanden ist, können die mit Messern versehenen Elemente so eingerichtet werden, dass die Achse, auf der die Elemente das Objekt schneiden, greifen und/oder ausschneiden, nicht mit der Achse zumindest eines erheblichen Abschnitts des länglichen Gehäuses koaxial ist.

[0357] Der elastisch verformbare Stamm weist mindestens ein elastisches Element auf, das aus einem elastischen Material besteht. Das elastische Material wird in einer nichtlinearen Form hergestellt. Beispielsweise wird das elastische Element mit einer oder mehreren (im allgemeinen einer) Biegungen, Krümmungen oder Verdrehungen hergestellt. Die Biegung, Krümmung oder Verdrehung kann jeden gewünschten Winkel beschreiben. Der von dem elastischen Element beschriebene Winkel ist im allgemeinen kleiner als 270° , allgemeiner kleiner als etwa 180° . Für viele Anwendungen ist ein Winkel von etwa 90° bevorzugt. Der vom elastischen Element in seiner nicht eingezwängten Form beschriebene Winkel ist der maximale Verformungsbetrag, der durch den elastisch verformbaren Stamm erhalten werden kann.

[0358] Das elastische Element wird aus der gebogenen Konfiguration in die gerade Konfiguration ver-

formt (eingezwängt) und während des Positionierens des Instruments in der geraden (eingezwängten) Konfiguration gehalten. Vorzugsweise ist das mit Messern versehene Element voll funktionsfähig, wenn die Messer nicht in dem länglichen Gehäuse untergebracht sind, unabhängig davon, ob der elastisch verformbare Stamm entfaltet wurde. Wenn der elastisch verformbare Stamm eine gewinkelte (nicht eingezwängte) Konfiguration annehmen soll, wird das Einzwängungselement entfernt. Wenn der elastisch verformbare Stamm durch ein längliches Gehäuse eingezwängt ist, wird das Gehäuse zurückgezogen, um zu ermöglichen, dass das elastische Element seine gebogene (nicht eingezwängte) Form wiedergewinnt, und um den elastisch verformbaren Stamm auf diese Weise zu verformen. Wenn der elastisch verformbare Stamm beispielsweise durch eine Einzwängungsstange eingezwängt wird, wird die Stange vorzugsweise zurückgezogen, um zu ermöglichen, dass der elastisch verformbare Stamm seine gebogene (nicht eingezwängte) Form wiedergewinnt. Alternativ kann das elastische Element über das Einzwängungselement hinaus entfaltet werden, um zu ermöglichen, dass das elastische Element seine nicht eingezwängte Form annimmt, und um den elastisch verformbaren Stamm zu verformen.

[0359] Das Ausmaß der Verformung des elastisch verformbaren Stamms kann durch Manipulation des Einzwängungselements zwischen dem Maximum und dem Minimum variabel gesteuert werden. Das Einzwängungselement ist im allgemeinen ein in Längsrichtung verschiebbares steifes Element. Das Einzwängungselement kann beispielsweise ein steifes längliches Gehäuse oder eine im wesentlichen lineare steife Einzwängungsstange umfassen. Alternativ kann das Einzwängungselement feststehend sein, und das elastische Element kann in Bezug auf das Einzwängungselement verschiebbar sein.

[0360] Der elastisch verformbare Stamm kann beispielsweise durch eine Stange, einen oder mehrere Drähte, ein hohles rohrförmiges Element oder dergleichen gegeben sein.

[0361] Wenn das Instrument ein Gehäuse aufweist, das das Einzwängen des elastischen Elements in eine im wesentlichen lineare Form bewirkt, werden das Gehäuse und der elastisch verformbare Stamm in Längsrichtung zueinander bewegt, um das elastische Element von der lateralen Einzwängung zu befreien. Das elastische Element gewinnt seine ursprüngliche (nicht eingezwängte) nichtlineare Form wieder, wodurch der elastisch verformbare Stamm verformt wird. Diese Vorgehensweise ist in **Fig. 73** in einem Querschnitt graphisch dargestellt.

[0362] Alternativ kann der elastisch verformbare Stamm eine im wesentlichen lineare Einzwängungs-

stange aufweisen. Diese Einzwängungsstange verformt das elastische Element zu einer im wesentlichen linearen Form. Wenn die Einzwängungsstange und das elastische Element in Bezug zueinander zurückgezogen werden, gewinnt das elastische Element seine ursprüngliche nichtlineare Form zurück und bewirkt das Verformen des elastisch verformbaren Stamms. Diese Vorgehensweise ist in **Fig. 74** in einem Querschnitt graphisch dargestellt.

[0363] Gemäß einer weiteren Ausführungsform (nicht dargestellt) weist das Instrument ein im wesentlichen lineares Einzwängungsmittel auf, das eine feste Position aufweist. Das Einzwängungsmittel verformt das elastische Element zu einer im wesentlichen linearen Form. Wenn das elastische Element und die Einzwängungsstange in Bezug zueinander zurückgezogen werden, gewinnt das elastische Element seine ursprüngliche nichtlineare Form zurück und bewirkt das Verformen des elastisch verformbaren Stamms.

[0364] Das elastische Element des elastisch verformbaren Stamms weist ein elastisches Material auf, das in seiner eingezwängten Konfiguration im wesentlichen linear ist und in seiner nicht eingezwängten oder "Erinnerungskonfiguration" gekrümmt ist. Der Begriff "elastisches Material" soll hier ein Material bezeichnen, das federartige Eigenschaften aufweist, das durch eine angewendete Belastung verformt werden kann und dann, wenn die Belastung entfernt wird, in seine ursprüngliche unbelastete Form oder Konfiguration zurückfedert oder wiederhergestellt wird. Das elastische Material ist vorzugsweise hochelastisch. Das Material kann polymerisch oder metallisch oder eine Kombination von beiden sein. Die Verwendung von Metallen in der Art von Formgedächtnislegierungen ist bevorzugt. Formgedächtnislegierungen, die eine Pseudoelastizität, insbesondere eine Superelastizität, aufweisen, sind besonders bevorzugt. Die hier angegebenen elastischen Materialien weisen eine elastische Verformung von mehr als 1%, allgemeiner von mehr als 2%, auf. Vorzugsweise weisen die hier angegebenen elastischen Materialien eine elastische Verformung von mehr als 4%, bevorzugter von mehr als 6%, auf.

[0365] Vorzugsweise besteht das elastische Element zumindest teilweise aus einem pseudoelastischen Material in der Art einer Formgedächtnislegierung.

[0366] Die Figuren sind im Interesse der Klarheit dargestellt und nicht maßstäblich gezeichnet.

[0367] **Fig. 71** zeigt ein mit Messern versehenes Instrument gemäß dieser Erfindung. Wie dargestellt, steuert ein scherenartiger Messerbetätigungsmechanismus **110** die Drehbewegung der Messer **112**. Ein fingeraktiviertes Stammverformungs-Steuermittel

114 wird zum Steuern der Entfaltung des mit Messern versehenen Elements **116** und des elastisch verformbaren Stamms **118** aus dem länglichen Gehäuse **120** verwendet. Ein Rotiermechanismus **122** ist in Form eines Griffs dargestellt und wird verwendet, um den elastisch verformbaren Stamm **118** und das mit Messern versehene Element **116** um die lange Achse β des länglichen Gehäuses zu drehen. Der Betätigungsmechanismus **110**, das Stammverformungs-Steuermittel **114** und der Rotiermechanismus **122** können jeweils jede geeignete manuell betätigte Konfiguration annehmen. Die spezifische Konfiguration von jedem von dem Betätigungsmechanismus **110**, dem Stammverformungs-Steuermittel **114** und dem Rotiermechanismus **122** kann gleich sein, oder sie können, wie dargestellt, verschieden sein. Beispiele geeigneter manuell betätigter Mechanismen umfassen einen oder mehrere von Verschiebungs-, Pistolengriff-, Scherengriff- und/oder Kolbenanordnungen. Diese und andere derartige Vorrichtungen sind auf dem Fachgebiet wohlbekannt.

[0368] Ein längliches Gehäuse **120** hält das elastische Element **124** in einer im wesentlichen linearen Konfiguration, bevor der elastisch verformbare Stamm **118** und das mit Messern versehene Element **116** entfaltet werden. Nach der vollständigen Entfaltung aus dem länglichen Gehäuse nimmt das mit Messern versehene Element **116** eine Position an, die sich unter einem Winkel vom länglichen Gehäuse **120** befindet. Es sei bemerkt, dass der Winkel ϕ zwischen dem länglichen Gehäuse **120** und dem mit Messern versehenen Element **116** eine beliebige gewünschte Gradzahl annehmen kann. Der dargestellte Winkel ϕ beträgt etwa 60° . Der Winkel ϕ ist durch die Achse β des länglichen Gehäuses und die Ebene, die zur Achse des Drehgelenks **126**, um das sich die Messer drehen, senkrecht ist, definiert. Der Winkel ϕ kann jeder gewünschte Winkel sein. Vorzugsweise ist ein Rotiermechanismus **122** bereitgestellt und ermöglicht eine Drehung des mit Messern versehenen Elements **116** und des elastisch verformbaren Stamms **118** um die lange Achse des länglichen Gehäuses β . Die Drehung des mit Messern versehenen Elements **116** ist vorzugsweise unabhängig vom Ausmaß der Entfaltung des elastisch verformbaren Stamms **118**.

[0369] Das längliche Gehäuse **120** ist eine längliche Hülse mit einer dadurch verlaufenden axialen Bohrung (nicht dargestellt). Die axiale Bohrung ist bemessen, um den elastisch verformbaren Stamm und wahlweise das mit Messern versehene Element in einer eingezwängten Konfiguration aufzunehmen. Die axiale Bohrung kann über die Länge des länglichen Gehäuses **120** eine konsistente Abmessung aufweisen, oder die axiale Bohrung kann nach Bedarf aufgeweitet und verschmälert werden, so dass sie zur Form des elastisch verformbaren Stamms **118** und wahlweise zum mit Messern versehenen Element

116 passt.

[0370] Im allgemeinen kann das längliche Gehäuse **120** flexibel oder steif sein, und die Steifigkeit kann vom Bereich abhängen. Wenn das längliche Gehäuse nicht als das Einzwängungselement wirkt, muss ein alternatives Einzwängungselement (in der Art einer inneren Einzwängung) vorhanden sein. Standardkatheter und laparoskopische Standardvorrichtungen, die auf dem Fachgebiet wohlbekannt sind, sind für das mit Messern versehene Element und den elastisch verformbaren Stamm geeignet. Das längliche Gehäuse mit einer steifen Hülse aus [Fig. 71](#) kann polymerisch oder metallisch sein und beispielsweise aus Edelstahl bestehen. Ein bevorzugtes steifes längliches Gehäuse ist ein steifes längliches Rohr aus Edelstahl.

[0371] Das längliche Gehäuse **120** kann einen kreisförmigen Querschnitt aufweisen, andere Querschnitte können jedoch in manchen Situationen bevorzugt sein. Beispielsweise können quadratische, ovale oder exzentrische Querschnitte verwendet werden. Das längliche Gehäuse kann entlang seiner Länge einen im wesentlichen gleichmäßigen Querschnitt aufweisen, oder der Querschnitt kann sich ändern.

[0372] Die spezifische Konfiguration und die spezifischen Abmessungen des länglichen Gehäuses **120** hängen von der Verwendung der Vorrichtung, den Parametern des mit Messern versehenen Elements und davon, ob ein Zugang für zusätzliche chirurgische Vorrichtungen vorgesehen ist, ab. Der Außendurchmesser des länglichen Gehäuses hängt von der Anwendung und der Größe des mit Messern versehenen Elements ab. Beispielsweise hat das längliche Gehäuse in einer laparoskopischen Vorrichtung einen Durchmesser von weniger als etwa 3 mm bis etwa 1,5 cm oder mehr, und die Länge einer laparoskopischen Vorrichtung reicht von weniger als etwa 20 cm bis etwa 30 cm oder mehr.

[0373] Bei beliebigen der Ausführungsformen dieser Erfindung kann ein geeignetes Element zum Hindurchführen eines Fluids (einer Flüssigkeit oder eines Gases) durch die Vorrichtung zum Spülen, Absaugen, Einblasen und dergleichen bereitgestellt werden. Bei beliebigen der Ausführungsformen dieser Erfindung kann Elektrizität zu einem oder beiden Endabschnitten des Messers bzw. der Messer geführt werden, um eine Elektrokauterisation oder ein Elektroschneiden auszuführen.

[0374] Die [Fig. 72a](#) bis [Fig. 72d](#) sind Seitenansichten des distalen Endes eines Instruments gemäß dieser Erfindung. Das in [Fig. 72](#) dargestellte Instrument weist ein steifes längliches Gehäuse **128** auf, das als das Einzwängungsmittel wirkt.

[0375] Wie in [Fig. 72](#) dargestellt ist, ist das Instrument zwischen einer ersten Position ([Fig. 72a](#) oder [Fig. 72b](#)), in der der elastisch verformbare Stamm **132** in das längliche Gehäuse **128** eingezwängt ist, und einer zweiten Position ([Fig. 72d](#)), in der sich das mit Messern versehene Element **130** und der elastisch verformbare Stamm **132** über die Einzwängung des länglichen Gehäuses **128** hinaus erstrecken und eine Erinnerungsform annehmen, beweglich. Gemäß einer Ausführungsform sind sowohl der elastisch verformbare Stamm **132** als auch das mit Messern versehene Element **130** vollständig in das längliche Gehäuse **128** zurückziehbar, wie in [Fig. 72a](#) dargestellt ist. Zwischen der ersten Position und der in [Fig. 72d](#) dargestellten gibt es Entfaltungsgrade (beispielsweise denjenigen, der in den [Fig. 72b](#) und [Fig. 72c](#) dargestellt ist), in denen das mit Messern versehene Element **130** zur Verwendung ausreichend entfaltet ist ([Fig. 72b](#)) und in denen der elastisch verformbare Stamm **132** teilweise entfaltet ist ([Fig. 72c](#)). Gemäß einer alternativen Ausführungsform ist das mit Messern versehene Element **130** nicht in das längliche Gehäuse **128** zurückziehbar. Eine solche Ausführungsform ist in den [Fig. 72b](#) bis [Fig. 72d](#) dargestellt. Diese veränderlichen Grade der teilweisen Entfaltung ermöglichen es dem Bediener, den Auslenkungswinkel zu wählen, den das mit Messern versehene Element in Bezug auf das längliche Gehäuse **128** annimmt. (Die drehende Betätigung der Messer ist in dieser Figurenreihe nicht dargestellt.)

[0376] Nach der Verwendung wird das Instrument aus der Arbeitsstelle entfernt. Wenn die Arbeitsstelle innerhalb eines Patienten liegt, werden der elastisch verformbare Stamm **132** und wahlweise das mit Messern versehene Element **130** in das längliche Gehäuse **128** zurückgezogen, bevor das Instrument aus dem Patienten entfernt wird, so dass die verschiedenen Elemente die in [Fig. 72a](#) dargestellte Konfiguration vor der Entfernung wieder annehmen. Falls nur der elastisch verformbare Stamm **132** wieder in das längliche Gehäuse **128** zurückgezogen wird, bevor das Instrument aus dem Patienten entfernt wird, nehmen die Elemente die in [Fig. 72b](#) dargestellte Konfiguration vor der Entfernung an.

[0377] [Fig. 72b](#) zeigt die vom länglichen Gehäuse **128** freien Messer **134**. Messer **134**, das Drehgelenk **136** und die anderen Elemente, die zur Drehbewegung von einem oder mehreren Messern erforderlich sind (jedoch nicht das Messerbetätigungsmittel einschließen), bilden das mit Messern versehene Element **130**. Ein Abschnitt des elastischen Elements **138** ist dargestellt. Gemäß der dargestellten Ausführungsform weist das elastische Element **138** zwei Streifen aus elastischem Material auf, wobei jeder Streifen an dem Drehgelenk **136** befestigt ist. Das elastische Element **138** kann jede gewünschte Querschnittsform aufweisen, und die Querschnittsform kann sich entlang seiner Länge ändern. Bevorzugte

Querschnittsformen umfassen eine Rohrform oder eine Stangenform und eine rechteckige oder in etwa rechteckige Form. Gemäß der dargestellten Ausführungsform weist das elastische Element **138** zwei Streifen auf, die sich nicht in der neutralen Ebene des Biegens des elastisch verformbaren Stamms **132** befinden, wobei dies eine weniger bevorzugte Konfiguration ist. Die bevorzugte Anordnung des elastischen Elements befindet sich an oder in der Nähe der neutralen Ebene des Biegens des elastisch verformbaren Stamms **132** und wird nachstehend weiter erörtert.

[0378] [Fig. 72c](#) zeigt das mit Messern versehene Element **130**, während es axial aus dem länglichen Gehäuse **128** entfaltet wird. Auch dargestellt ist ein Abschnitt des elastischen Elements **138**. Neben dem elastischen Element **138** ist die Messerbetätigungsstange **140** dargestellt. Gemäß dieser Ausführungsform sind das elastische Element **138** und die Messerbetätigungsstange **140** in dem elastisch verformbaren Stamm **132** enthalten. Die Betätigungsstange **140** befindet sich vorzugsweise zentral innerhalb des elastisch verformbaren Stamms.

[0379] Die Messerbetätigungsstange **140** kann eine Stange, einen Streifen, einen Faden, einen Strang, einen Kanal, einen Katheter, ein Rohr, einen Hebel oder ein anderes geeignetes Verbindungsmittel einschließen, das die drehende Manipulation des Messers bzw. der Messer aus einer Entfernung ermöglicht. Es kann mehr als ein geeignetes Element vorhanden sein. Die Querschnittsparameter der Messerbetätigungsstange können sich entlang ihrer Länge ändern. Jedes geeignete Material, einschließlich eines Formgedächtnismaterials, kann zur Bildung der Messerbetätigungsstange **140** verwendet werden. Gemäß einer Ausführungsform wirkt das elastische Element auch als die Messerbetätigungsstange **140**. Die Messerbetätigungsstange **140** weist vorzugsweise eine ausreichende Flexibilität auf, damit sie die elastische Verformung des elastischen Elements **138** nicht stört. Die Messerbetätigungsstange **140** kann nach Wunsch innerhalb des elastisch verformbaren Stamms **132** positioniert werden. Vorzugsweise befindet sich die Messerbetätigungsstange **140** in einer Position, in der die Längsbewegung des elastischen Elements **138** oder des Einzwängungselements nicht gestört wird und die Biegebewegung des elastischen Elements **138** nicht gestört wird. Am Betätigungsende des Instruments (nicht dargestellt) kann die Messerbetätigungsstange **140** mit einem Betätigungsmittel in der Art eines Verschiebungsmechanismus, eines Pistolengriff- oder daumenbetätigten Mechanismus, eines Scherengriffs und/oder eines Kolbenmechanismus integriert sein. Alternativ steht die Betätigungsstange **140** proximal aus dem länglichen Gehäuse **128** vor und kann direkt manipuliert werden, um eine Drehbewegung der entgegengesetzten Messer zu bewirken. Das Messerbetätigungsmittel

umfasst die Betätigungsstange **140**, eine beliebige zum Integrieren mit dem mit Messern versehenen Element erforderliche Vorrichtung und den Betätigungsmechanismus (falls vorhanden). Das Messerbetätigungsmittel wird aus der Ferne verwendet, um das mit Messern versehene Element zu öffnen und zu schließen. Als Beispiel dienende Betätigungsmittel werden nachstehend eingehender mit Bezug auf die Zeichnung beschrieben und umfassen Zahnstangenantriebsmittel, Stift- und Schlitz-Mittel, Viergelenkverbindungen und dergleichen.

[0380] Bei bestimmten Ausführungsformen kann das Betätigungsmittel aus einem pseudoelastischen Material bestehen. Das Betätigungsmittel kann das axiale Drehen des mit Messern versehenen Elements ermöglichen. Das Betätigungsmittel kann auch geeignete Mittel zum Spülen oder Absaugen des Arbeitsfelds der mit Messern versehenen Elemente bereitstellen oder einen elektrischen Strom zu einem oder beiden der Messer leiten, falls dies gewünscht ist.

[0381] [Fig. 72d](#) zeigt das mit Messern versehene Element **130** in der voll entfalteten Konfiguration. Der elastisch verformbare Stamm **132** ist vollständig entfaltet (d.h. er hat seine vollständig nicht eingezwängte Form erreicht), und er hält, wie dargestellt, das mit Messern versehene Element **130** in einer Position, die etwa 90° von der Körperachse des Instruments entfernt ist.

[0382] Das erneute Wiedereinzwängen des elastisch verformbaren Stamms **132** wird, wie in [Fig. 72d](#) dargestellt ist, durch Umkehren des Prozesses, d.h. durch sequentielles Bewegen der Elemente in die in den [Fig. 72c](#), [Fig. 72b](#) und (wahlweise) [72a](#) dargestellte Konfiguration erreicht.

[0383] [Fig. 73](#) zeigt Schnittansichten eines Segments eines elastisch verformbaren Stamms **142** in einer eingezwängten Konfiguration ([Fig. 73a](#)), einer teilweise eingezwängten Konfiguration ([Fig. 73b](#)) und einer nicht eingezwängten Konfiguration ([Fig. 73c](#)).

[0384] [Fig. 73a](#) zeigt einen Schnitt durch ein längliches Gehäuse **144**, das den elastisch verformbaren Stamm **142** umgibt. Der elastisch verformbare Stamm **142** ist durch das längliche Gehäuse **144** voll eingezwängt und befindet sich in einer im wesentlichen linearen Konfiguration. Der elastisch verformbare Stamm **142** weist ein elastisches Element **146** in Form eines Rohrs und die eingeschlossene Messerbetätigungsstange **148** auf.

[0385] Das längliche Gehäuse **144** und der elastisch verformbare Stamm **142** sind zu einer reziproken Längsbewegung fähig, so dass sie beispielsweise in Längsrichtung in Bezug zueinander verschieb-

bar sind. Beispielsweise kann das längliche Gehäuse **144** in L-Richtung (Pfeil) bewegt werden, um den elastisch verformbaren Stamm **142** zu entfalten. Die gleiche Wirkung kann durch Bewegen des elastisch verformbaren Stamms **142** in R-Richtung (Pfeil) erreicht werden. Alternativ kann das längliche Gehäuse **144** in L-Richtung (Pfeil) bewegt werden, während der elastisch verformbare Stamm **142** in R-Richtung (Pfeil) bewegt wird, um das Entfalten des elastisch verformbaren Stamms **142** zu erreichen. Ein Punkt a ist in den [Fig. 73a](#), [Fig. 73b](#) und [Fig. 73c](#) hervorgehoben und zeigt die Relativbewegung des elastisch verformbaren Stamms **142** in Bezug auf das längliche Gehäuse **144**.

[0386] [Fig. 73b](#) zeigt den Querschnitt des elastisch verformbaren Stamms **142** in einer teilweise entfaltenen Konfiguration. Der elastisch verformbare Stamm **142** ist durch das längliche Gehäuse **144** teilweise in einer linearen Konfiguration eingezwängt und teilweise nicht eingezwängt.

[0387] [Fig. 73c](#) zeigt den Querschnitt des elastisch verformbaren Stamms **142** in einer vollständig entfaltenen Konfiguration. Der elastisch verformbare Stamm **142** ist nicht eingezwängt und zeigt die maximale Verformung, die von dem spezifischen elastischen Element **146** verfügbar ist.

[0388] Das erneute Einzwängen des in [Fig. 73c](#) dargestellten elastisch verformbaren Stamms **142** wird durch Umkehren des Prozesses, d.h. durch sequentielle Bewegungen der Elemente in die in den [Fig. 73b](#) und [Fig. 73a](#) dargestellte Konfiguration erreicht.

[0389] [Fig. 74](#) zeigt Ansichten eines Segments eines elastisch entfaltenen Stamms **150** in einer eingezwängten Konfiguration ([Fig. 74a](#)), einer teilweise eingezwängten Konfiguration ([Fig. 74b](#)) und einer nicht eingezwängten Konfiguration ([Fig. 74c](#)).

[0390] [Fig. 74a](#) zeigt einen Querschnitt eines elastisch verformbaren Stamms **150**, der durch die Einzwängungsstange **152** eingezwängt ist und in einer im wesentlichen linearen Konfiguration gehalten wird. Der elastisch verformbare Stamm **150** weist ein elastisches Element **154**, die Messerbetätigungsstange **156** und die Einzwängungsstange **152** auf.

[0391] Die Einzwängungsstange **152** und der elastisch verformbare Stamm **150** sind in Längsrichtung zueinander verschiebbar. Beispielsweise kann die Einzwängungsstange **152** in L-Richtung (Pfeil) bewegt werden, um eine Verformung des elastisch verformbaren Stamms **150** zu bewirken. Die gleiche Wirkung kann durch Bewegen des elastisch verformbaren Stamms **150** in R-Richtung (Pfeil) erreicht werden. Alternativ kann die Einzwängungsstange **152** in L-Richtung (Pfeil) bewegt werden, während der elas-

tisch verformbare Stamm **150** gleichzeitig in R-Richtung (Pfeil) bewegt wird, um eine Verformung des elastisch verformbaren Stamms **150** zu erreichen. Ein Punkt b ist in den [Fig. 74a](#), [Fig. 74b](#) und [Fig. 74c](#) hervorgehoben und zeigt die Relativbewegung des elastisch verformbaren Stamms **150** in Bezug auf die Einzwängungsstange **152**.

[0392] [Fig. 74b](#) zeigt den Querschnitt eines elastisch verformbaren Stamms **150** in einer teilweise entfaltenen Konfiguration. Der elastisch verformbare Stamm **150** ist in einer linearen Konfiguration teilweise durch die Einzwängungsstange **152** eingezwängt und teilweise nicht eingezwängt.

[0393] [Fig. 74c](#) zeigt den Querschnitt des elastisch verformbaren Stamms **150** in einer vollständig entfaltenen Konfiguration. Der elastisch verformbare Stamm **150** ist nicht eingezwängt und zeigt die maximale Verformung, die vom spezifischen elastischen Element **154** verfügbar ist.

[0394] Das erneute Einzwängen des in [Fig. 74c](#) dargestellten elastisch verformbaren Stamms **150** wird durch Umkehren des Prozesses, d.h. durch sequentielle Bewegungen der Elemente in die in den [Fig. 74b](#) und [Fig. 74a](#) dargestellte Konfiguration, erreicht.

[0395] Gemäß einer Ausführungsform (nicht dargestellt) sind der elastisch verformbare Stamm und die steife Einzwängungsstange nur am distalen (eingeführten) Ende des Instruments in der Nähe des mit Messern versehenen Elements vorhanden. Der Hauptabschnitt des eingeführten Körpers des Instruments ist verhältnismäßig flexibel. Eine solche Ausführungsform findet spezielle Verwendungen als eine endoskopische Vorrichtung, d.h. eine Vorrichtung, die durch natürlich auftretende Öffnungen eingeführt werden kann. Im menschlichen Körper sind endoskopische Vorrichtungen zur Verwendung im Atemtrakt (durch den Mund oder die Nase eingeführt), im Gastrointestinaltrakt (durch den Mund, die Nase oder das Rektum eingeführt) oder im Urogenitaltrakt (durch den Harnleiter oder bei Frauen die Vagina eingeführt) geeignet.

[0396] Das Material des flexiblen Gehäuses des endoskopischen Instruments kann polymerisch sein. Falls es sich um ein flexibles Polymermaterial handelt, kann das Material, beispielsweise mit Fasern, verstärkt sein. Ein geeignetes Polymermaterial für die Komponente ist beispielsweise mit geflochtenen Fasern verstärktes Polytetrafluorethylen.

[0397] Das längliche Gehäuse bei einer endoskopischen Vorrichtung hat einen Durchmesser von weniger als etwa 0,7 mm bis etwa 4,5 cm oder mehr, und die Länge endoskopischer Vorrichtungen reicht von weniger als etwa 10 cm bis etwa 3 Meter oder mehr.

[0398] Die Fig. 75 bis 77 zeigen jeweils verschiedene Ausführungsformen des elastisch verformbaren Stamms gemäß dieser Erfindung.

[0399] [Fig. 75a](#) zeigt einen Abschnitt eines elastisch verformbaren Stamms **158** und eines länglichen Gehäuses **160**. In einer Schnittansicht sind die Messer **162** und das Drehgelenk **164** dargestellt, die in den elastisch verformbaren Stamm **158** als Hülse eingeschlossen sind. Bei der dargestellten Ausführungsform müssen die Messer **162**, durch die Messerbetätigungsstange **168** gesteuert, vor der Bewegung des drehbaren Messers, aus dem elastischen Element **166** entfaltet werden. Die Ebene, durch die sich die Messer **162** öffnen, kann in jeder gewünschten Orientierung in Bezug auf den elastisch verformbaren Stamm **158** oder auf das längliche Gehäuse **160** liegen.

[0400] [Fig. 75b](#) zeigt eine Schnittansicht des elastisch verformbaren Stamms **158** durch eine Linie 5b-5b aus [Fig. 75a](#). Die Messerbetätigungsstange **168** ist vollständig vom elastischen Element **166** umschlossen.

[0401] [Fig. 76a](#) zeigt einen Abschnitt eines elastisch verformbaren Stamms **170** mit einer Stangen-Nut-Konfiguration und eines länglichen Gehäuses **172**. Die Messerbetätigungsstange **174** ist teilweise vom elastischen Element **176** umschlossen und ist teilweise freigelegt.

[0402] [Fig. 76a](#) zeigt eine Ausführungsform, in der die Messer **178** und das Drehgelenk **180** im wesentlichen nicht innerhalb des elastisch verformbaren Stamms **170** hülsenartig eingeschlossen sind, wenn der elastisch verformbare Stamm **170** vollständig in das Gehäuse **172** zurückgezogen wird. Die Messer **178** brauchen nicht, durch die Messerbetätigungsstange **174** gesteuert, vor der Drehbewegung des Messers vom elastischen Element, entfaltet zu werden. Die Ebene, durch die sich die Messer **178** öffnen, kann in jeder gewünschten Orientierung in Bezug auf den elastisch verformbaren Stamm **170** oder auf das längliche Gehäuse **172** liegen.

[0403] [Fig. 76b](#) zeigt eine Schnittansicht des elastisch verformbaren Stamms **170** durch eine Linie 6b-6b aus [Fig. 76a](#). Die Messerbetätigungsstange **174** ist teilweise in eine Nut im elastischen Element **176** eingeschlossen.

[0404] [Fig. 77a](#) zeigt einen Abschnitt eines Gehäuses **182** und einen elastisch verformbaren Stamm **184** mit einer Fensterkonfiguration. Die Fenster sind an der konvexen Fläche des elastisch verformbaren Stamms **184** dargestellt. Diese Fenster können nach Wunsch an jeder von der konkaven oder den lateralen Flächen des elastisch verformbaren Stamms **184** vorhanden sein. Es kann eine beliebige Anzahl von

Fenstern, einschließlich eines Fensters, zweier Fenster oder mehrerer Fenster, verwendet werden.

[0405] In einer abgetrennten Ansicht sind gekrümmte Messer **190** und das Drehgelenk **192** dargestellt, welche im wesentlichen hülsenartig in den elastisch verformbaren Stamm **184** eingeschlossen sind. Wie dargestellt, müssen die Messer **190** vor der Drehbewegung des Messers entfaltet werden. Wenn die Messer **190** gekrümmt sind, ist es im allgemeinen bevorzugt, dass die Krümmung der Messer **190** die Krümmung des elastisch verformbaren Stamms **184** fortsetzt, dies ist jedoch nicht notwendig.

[0406] Die Ebene, durch die sich die Messer **190** öffnen, kann in jeder für den elastisch verformbaren Stamm **184** oder das längliche Gehäuse **182** gewünschten Konfiguration liegen. Bei einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform werden die Messer **190** nicht in das längliche Gehäuse **182** zurückgezogen oder in den elastisch verformbaren Stamm **184** zurückgezogen, selbst wenn die Messer vollständig zurückgezogen sind, wobei es sich um eine in [Fig. 72b](#) dargestellte Konfiguration handelt.

[0407] [Fig. 77b](#) zeigt eine Schnittansicht des elastisch verformbaren Stamms **184** durch eine Linie 7b-7b aus [Fig. 77a](#). Die Messerbetätigungsstange **186** ist teilweise in eine Nut im elastischen Element **188** eingeschlossen.

[0408] [Fig. 77c](#) zeigt eine Schnittansicht des elastisch verformbaren Stamms **184** durch eine Linie 7c-7c aus [Fig. 77a](#). Die Messerbetätigungsstange **186** ist vollständig vom elastischen Element **188** umschlossen.

[0409] [Fig. 78](#) zeigt die Verwendung eines alternativen elastischen Elements **194**. Wie in [Fig. 78a](#) dargestellt ist, ist das elastische Element **194** ein Element in der Art eines Drahts, das in seiner nicht eingezwängten Form eine geschlossene Form aufweist. Das elastische Element **194** hat einen Stamm **196**, der, wie dargestellt, eine Fortsetzung des elastischen Elements **194** sein kann oder ein Griffmittel sein kann, das mit dem elastischen Element **194** verbunden ist. Die Punkte g und h sind hervorgehoben, um das Fortschreiten der Schleife zu zeigen, wenn sie in das einzwängende Gehäuse **198** zurückgezogen wird. [Fig. 78b](#) zeigt, dass sich der Kreis zu einer Napfkongfiguration verformt, wenn der Stamm **196** und das elastische Element **194** in das einzwängende Gehäuse **198** zurückgezogen werden. Wie in [Fig. 78c](#) dargestellt ist, bewirkt ein weiteres Zurückziehen des Stamms **196** und des elastischen Elements **194** in das einzwängende Gehäuse **198** eine weitere Verformung. Die geschlossene Form wird verschmälert und scharf gewinkelt. Dies geschieht, weil die Seiten der geschlossenen Form weniger Belastung benötigen, um sich aus der Ebene der unver-

formten Gestalt zu drehen, als innerhalb der Ebene der unverformten Gestalt geradegerichtet zu werden. Die Figur wird demgemäß durch Biegen am Scheitelpunkt verformt, wobei sich die Seiten stattdessen aus der Ebene der unverformten Gestalt drehen.

[0410] Die [Fig. 78d](#), [Fig. 78e](#) und [Fig. 78f](#) zeigen das Aufnehmen der geschlossenen Form aus [Fig. 78a](#), [Fig. 78b](#) bzw. [Fig. 78c](#) in eine einschließende flexible Hülse **200**. Die [Fig. 78d](#), [Fig. 78e](#) und [Fig. 78f](#) sind Seitenansichten der flexiblen Hülse **200** und des einzwängenden Gehäuses **198**, welche das Biegen zeigen, das stattfindet, wenn der Stamm (nicht dargestellt) und das kreisförmige elastische Element (nicht dargestellt) in das einzwängende Gehäuse **198** gezogen werden.

[0411] [Fig. 79](#) zeigt ein weiteres Verfahren zum Einzwängen eines elastischen Elements. [Fig. 79a](#) zeigt zwei nicht eingezwängte elastische Elemente **202a** und **202b**. Jedes ist gekrümmt, wenn es nicht eingezwängt ist. Jedes ist zu einer unabhängigen Drehung in der Lage. Wie in [Fig. 79a](#) dargestellt ist, sind die elastischen Elemente **202a** und **202b** voneinander abgewinkelt.

[0412] [Fig. 79b](#) zeigt die innerhalb einer flexiblen Hülse **204** gehaltenen elastischen Elemente **202a** und **202b**. Die Hülse bewirkt, dass jedes elastische Element als eine Einzwängung für das elastische Element mit einer entgegengesetzten Biegung wirkt. Daher ist die flexible Hülse **204** gerade.

[0413] [Fig. 79c](#) zeigt die innerhalb einer flexiblen Hülse **204** gehaltenen elastischen Elemente **202a** und **202b**. Das elastische Element **202b** wurde gedreht, um seine Krümmung mit der Krümmung des elastischen Elements **202a** auszurichten. Die Hülse wird gebogen, damit sie mit der Biegung der beiden elastischen Elemente **202a** und **202b** übereinstimmt.

[0414] Die [Fig. 79d](#) bis [Fig. 79f](#) zeigen graphisch die jeweiligen in den [Fig. 9a](#) bis [9c](#) auftretenden Kräfte in einer Draufsicht.

[0415] [Fig. 79d](#) zeigt Vektoren für die in [Fig. 79a](#) dargestellten elastischen Elemente **202a** und **202b**. Das elastische Element **202a** ist als ein nach links zeigender Vektorpfeil dargestellt, und das elastische Element **202b** ist als ein nach rechts zeigender Vektorpfeil dargestellt.

[0416] [Fig. 79e](#) zeigt Vektoren für die in [Fig. 79b](#) dargestellten elastischen Elemente **202a** und **202b**. Es ist die flexible Hülse **204** dargestellt. Die flexible Hülse **204** ist nicht gekrümmt, weil die vom elastischen Element **202a** ausgeübten Kräfte durch die vom elastischen Element **202b** ausgeübten Kräfte aufgehoben werden.

[0417] [Fig. 79f](#) zeigt Vektoren für die in [Fig. 79c](#) dargestellten elastischen Elemente **202a** und **202b**. Es ist die flexible Hülse **204** dargestellt. Die flexible Hülse **204** ist nach links gekrümmt, wie durch den resultierenden Pfeil **205** dargestellt ist. Die auf das elastische Element **202a** ausgeübten Vektorkräfte werden durch die vom elastischen Element **202b** ausgeübten Vektorkräfte verstärkt.

[0418] [Fig. 79g](#) zeigt alternative Vektoren für die elastischen Elemente **202a** und **202b**. Es ist die flexible Hülse **204** dargestellt. Das elastische Element **202a** ist durch einen nach links weisenden Vektor dargestellt, während das elastische Element **202b** durch einen Vektor dargestellt ist, der unter einem Winkel von 90° gegenüber demjenigen des elastischen Elements **202a** verschoben ist. Die vom elastischen Element **202a** ausgeübten Kräfte werden nur teilweise durch die vom elastischen Element **202b** ausgeübten Kräfte verstärkt. Die flexible Hülse **204** krümmt sich nach oben links, wie durch den resultierenden Pfeil **206** dargestellt ist.

[0419] [Fig. 79h](#) zeigt einen weiteren Vektorsatz für die elastischen Elemente **202a** und **202b**. Es ist die flexible Hülse **204** dargestellt. Das elastische Element **202a** ist durch einen nach unten gerichteten Vektor dargestellt, während das elastische Element **202b** durch einen nach rechts gerichteten Vektor dargestellt ist. Die durch das elastische Element **202a** ausgeübten Kräfte werden nur teilweise durch die vom elastischen Element **202b** ausgeübten Kräfte verstärkt. Die flexible Hülse **204** krümmt sich nach unten rechts, wie durch den resultierenden Pfeil **207** dargestellt ist.

[0420] [Fig. 79i](#) zeigt einen weiteren Vektorsatz für die elastischen Elemente **202a** und **202b**. Es ist die flexible Hülse **204** dargestellt. Das elastische Element **202a** ist, ebenso wie das elastische Element **202b**, durch einen nach unten gerichteten Vektor dargestellt. Die durch das elastische Element **202a** ausgeübten Kräfte werden durch die durch das elastische Element **202b** ausgeübten Kräfte verstärkt. Die flexible Hülse **204** krümmt sich nach unten, wie durch den resultierenden Pfeil **208** dargestellt ist. Durch die Drehung von einem oder mehreren der elastischen Elemente **202a** und **202b** kann die flexible Hülse **204** über einen 360° -Kreis gekrümmt werden.

[0421] [Fig. 710](#) zeigt eine Vorrichtung gemäß dieser Erfindung mit zwei mit Drehgelenken versehenen Messern, wobei jedes Messer neben dem Drehgelenk einen Längsschlitz aufweist.

[0422] [Fig. 710a](#) ist eine Seitenansicht eines Instruments in einer nicht eingezwängten Konfiguration mit einem teilweisen Ausschnitt in der Nähe des mit Messern versehenen Elements. Eine Biegung von etwa 90° ist im elastisch verformbaren Stamm **210** vorhan-

den. Die Betätigungsstange **212** ist in das elastische Element **214** eingeschlossen. Die Bewegung der Betätigungsstange **212** und des elastisch verformbaren Stamms **210** sind vorzugsweise unabhängig und werden jeweils durch eine Längsbewegung der proximalen Enden gesteuert. Das Öffnen und Schließen der Messer wird durch eine reziproke Bewegung des proximalen Abschnitts der Betätigungsstange **216** hervorgerufen. Das Auslenken des elastisch verformbaren Stamms **210** wird durch eine reziproke Bewegung in Bezug auf das längliche Gehäuse **220** des proximalen Abschnitts des elastisch verformbaren Stamms **218** hervorgerufen.

[0423] [Fig. 710b](#) zeigt eine Schnitt-Draufsicht des Instruments aus [Fig. 710a](#). Es sind zwei Messer **222a** und **222b** vorhanden. Wie dargestellt ist, ist jedes Messer V-förmig. Gemäß einer nicht dargestellten bevorzugten Ausführungsform ist jedes Messer im wesentlichen gerade. Ein Drehgelenk **224** ist zwischen den Enden des Messers vorhanden. Das Drehgelenk ermöglicht eine Drehbewegung der beiden Messer und hält die Messer am elastisch verformbaren Stamm in Position. Ein Längsschlitz **226** ist in jedem Messer proximal zum Drehgelenk vorhanden. Die beiden Messer **222a** und **222b** sind zwischen einer geschlossenen Position, in der die Achsen der distalen Abschnitte der Messer im wesentlichen parallel sind, und einer offenen Position, in der die Achsen der distalen Abschnitte der Messer aus der Parallelen ausgelenkt sind, beweglich. Eine Drehbewegung der Messer **222** wird durch einen gleitfähigen Stift (nicht dargestellt) hervorgerufen, der Teil der Betätigungsstange **212** ist und mit dem Längsschlitz **226** integriert ist, der in jedem der Messer vorhanden ist. Bei alternativen Ausführungsformen können sich die Messer teilweise innerhalb des elastisch verformbaren Stamms befinden, können die Messer auf entgegengesetzten Seiten des elastisch verformbaren Stamms befestigt sein oder können die Messer an einer konkaven, konvexen oder lateralen Kante des elastisch verformbaren Stamms befestigt sein. Die dargestellte drehbare Verbindung dient nur der Veranschaulichung, und es kann jede beliebige geeignete Kipp-, Getriebe- oder Schwenkverbindung verwendet werden.

[0424] [Fig. 711a](#) zeigt eine Längsschnittansicht eines Instruments in der nicht eingezwängten Konfiguration. Das mit Messern versehene Element **228** weist zwei Messer, zwei Stangen und vier Drehgelenke auf. Eine Biegung von etwa 90° ist in dem elastisch verformbaren Stamm **230** vorhanden. Die Betätigungsstange **232** ist in das elastische Element **234** eingeschlossen. Die Bewegung der Betätigungsstange **232** und des elastisch verformbaren Stamms **230** werden jeweils durch eine Längsbewegung der proximalen Enden gesteuert. Das Öffnen und Schließen der Messer wird durch die reziproke Bewegung des proximalen Abschnitts der Betätigungsstange **236**

hervorgerufen. Die Auslenkung des elastisch verformbaren Stamms **230** wird durch die reziproke Bewegung des proximalen Abschnitts des elastisch verformbaren Stamms **238** in Bezug auf das längliche Gehäuse **240** hervorgerufen.

[0425] Die [Fig. 711b](#) und [Fig. 711c](#) zeigen abgetrennte Draufsichten des Instruments aus [Fig. 711a](#). Es sind zwei Messer **242a** und **242b** vorhanden. Es sind zwei Stangen **244a** und **244b** vorhanden. Ein Drehgelenk **246a** ist zwischen den Enden der Messer **242a** und **242b** vorhanden, wobei es die Messer verbindet und an dem elastisch verformbaren Stamm **230** befestigt. Zwei Drehgelenke **246b** sind an den proximalen Enden der Messer **242a** und **242b** vorhanden, wo sie die distalen Enden der Stangen **244a** und **244b** verbinden. Ein Drehgelenk **246c** ist am proximalen Ende der Stangen **244a** und **244b** vorhanden, wobei es die Stangen verbindet. Eine Drehbewegung der Messer **242a** und **242b** wird durch eine gleitende Bewegung der Messerbetätigungsstange **232** hervorgerufen. [Fig. 711b](#) zeigt die Messer in einer verhältnismäßig geschlossenen Konfiguration. [Fig. 711c](#) zeigt die Messer in einer verhältnismäßig offenen Konfiguration.

[0426] Die [Fig. 712a](#) bis [Fig. 712f](#) zeigen alternative Querschnitte eines elastisch verformbaren Stamms des Instruments aus [Fig. 71](#) durch eine Linie 12-12.

[0427] [Fig. 712a](#) zeigt ein elastisches Element **248** und eine Messerbetätigungsstange **250** innerhalb eines flexiblen Materials **252**. Das flexible Material **252** beschreibt eine quadratische Pyramidenform im Querschnitt. Das elastische Element **248** und die Messerbetätigungsstange **250** weisen jeweils einen Streifen aus einem Material mit einem in etwa ovalen Querschnitt auf.

[0428] Die Verwendung des flexiblen Materials **252**, das ein elastisches Element **248** und eine Messerbetätigungsstange **250** einschließt, ermöglicht die leichte Verwendung von einem oder mehreren elastischen Elementen **248** und/oder von Elementen der Messerbetätigungsstange **250** mit einem exzentrischen Querschnitt. Zusätzlich ist das flexible Material **252** im allgemeinen weniger kostspielig und leichter zu bearbeiten als das Material des elastischen Elements **248** oder der Messerbetätigungsstange **250**. Das flexible Material **252** kann beispielsweise ein flexibles Polymer oder eine geflochtene, gewundene, segmentierte, scharnierartige oder zickzackförmige Metallkomponente sein. Falls es sich um ein flexibles Polymermaterial handelt, kann das Material beispielsweise mit Fasern verstärkt sein, um zu ermöglichen, dass es den Kräften standhält, die auf es durch das elastische Element ausgeübt werden, während es in das längliche Gehäuse eingezwängt ist und dadurch verformt wird. Ein geeignetes Poly-

mermaterial für die Komponente ist beispielsweise Polytetrafluorethylen, das wahlweise mit geflochtenen Fasern verstärkt ist.

[0429] Die bevorzugten Querschnittsausführungsformen umfassen die Betätigungsstange in oder in der Nähe der neutralen Ebene, d.h. der Ebene, die während des Biegens des elastisch verformbaren Stamms weder komprimiert noch gestreckt wird. Die [Fig. 712a](#) bis [Fig. 712f](#) sind jeweils mit einer Ebene z-z ausgezeichnet, welche eine bevorzugte neutrale Ebene darstellt, und mit einer Ebene n-n ausgezeichnet, welche eine bevorzugte Ebene darstellt, durch die sich der elastisch verformbare Stamm biegt.

[0430] [Fig. 712b](#) zeigt zwei elastische Elemente **248** auf beiden Seiten einer Betätigungsstange **250** innerhalb eines flexiblen Materials **252**. Das flexible Material **252** weist einen abgerundet rechteckigen Querschnitt auf. Die elastischen Elemente **248** sind Stangen mit einem abgerundeten Querschnitt, und die Messerbetätigungsstange **250** weist einen Materialstreifen mit einem ovalen Querschnitt auf.

[0431] [Fig. 712c](#) zeigt zwei elastische Elemente **248** auf beiden Seiten einer Betätigungsstange **250** innerhalb eines flexiblen Materials **252**. Das flexible Material **252** hat einen ovalen Querschnitt. Die elastischen Elemente **248** weisen einen quadratischen Querschnitt auf. Die Messerbetätigungsstange **250** ist eine Stange, die einen abgerundeten Querschnitt aufweist.

[0432] [Fig. 712d](#) zeigt zwei elastische Elemente **248** auf beiden Seiten einer Betätigungsstange **250** innerhalb eines flexiblen Materials **252**. Das flexible Material **252** hat einen ovalen Querschnitt. Die elastischen Elemente **248** haben einen quadratischen Querschnitt. Die Messerbetätigungsstange **250** ist ein Stück, das im Querschnitt einem abgerundeten "H" ähnelt. Gemäß einer nicht dargestellten alternativen Ausführungsform befindet sich in der Messerbetätigungsstange ein drittes elastisches Element, und die Messerbetätigungsstange gleitet frei entlang dem dritten elastischen Element. Gemäß einer nicht dargestellten weiteren Ausführungsform werden die elastischen Elemente und die Betätigungsstange ohne die Betätigung eines flexiblen Materials in Position gehalten. Gemäß einer weiteren Ausführungsform befindet sich das elastische Element zwischen zwei Messerbetätigungsstangen.

[0433] [Fig. 712e](#) zeigt ein elastisches Element **248** und eine Messerbetätigungsstange **250** innerhalb eines flexiblen Materials **252**. Das flexible Material **252** hat einen quadratisch pyramidenförmigen Querschnitt. Das elastische Element **248** weist einen Materialstreifen mit einem rechteckigen Querschnitt auf. Die Messerbetätigungsstange **250** weist einen Streifen aus einem Material mit einem runden Querschnitt

auf.

[0434] [Fig. 712f](#) zeigt ein elastisches Element **248**, eine Einzwängungsstange **254** und eine Betätigungsstange **250** innerhalb eines flexiblen Materials **252**. Das flexible Material **252** hat einen quadratischen Querschnitt. Das elastische Element **248**, die Einzwängungsstange **254** und die Betätigungsstange **250** weisen jeweils einen ovalen Querschnitt auf. Es sei bemerkt, dass die Einzwängungsstange nicht innerhalb der neutralen Achse liegt: Das elastische Element **248** nimmt nur bei Nichtvorhandensein der Einzwängungsstange die nicht eingezwängte (gebogene) Konfiguration an. Eine Konfiguration in der Art der in [Fig. 77f](#) dargestellten kann bei Ausführungsformen verwendet werden, die kein längliches Gehäuse aufweisen. Es ist ein Lumen **255** vorhanden. Das Lumen **255** kann beispielsweise verwendet werden, um einen Zugang für eine oder mehrere Spül-, Absaug-, Kauterisations- und ähnliche Vorrichtungen bereitzustellen.

[0435] [Fig. 713](#) zeigt ein mit Messern versehenes Element, bei dem nur ein drehbares Messer **256** für eine Drehbewegung montiert ist. Das drehbare Messer **256** ist durch eine Feder **258** in die offene (gespreizte) Position vorgespannt. Das feststehende Messer **260** ist in einer festen Position montiert. Das drehbare Messer wird durch eine Längsbewegung der Betätigungsstange **262** geschlossen. Das Gehäuse **264** ist in einer abgetrennten Teilansicht dargestellt.

[0436] Bevorzugte Ausführungsformen dieser Erfindung weisen eine symmetrische Messeraktion auf, so dass beide Messer durch den manuell betätigten Mechanismus betrieben werden und das Ausschneiden, Schneiden und/oder Greifen durch eine symmetrische Bewegung der beiden Messer vorgenommen wird. In manchen Situationen kann es jedoch erwünscht sein, Ausführungsformen zu haben, bei denen ein Messer mehr durch den manuell betätigten Mechanismus als das andere Messer bewegt wird. In manchen Fällen kann es erwünscht sein, eine Messerfunktion zu haben, bei der ein stationäres (und daher passives) Messer vorhanden ist, wobei der manuell betätigte Mechanismus nur das andere Messer bewegt.

[0437] Die Messer gemäß dieser Erfindung können aus einem beliebigen geeigneten Material hergestellt werden. Metalle, die für Scheren, Messer und/oder Zangen verwendet werden, sind geeignet. Es kann beispielsweise Edelstahl verwendet werden. Es können auch steife Kunststoffe verwendet werden.

[0438] Eine Verwendung der Instrumente gemäß dieser Erfindung umfasst das Schneiden, wenn beispielsweise eines oder mehrere der gegenüberstellbaren Messer eine Schneidkante bereitstellen. Das

Honen einer Kante zur Bildung eines Schneidmessers ist auf dem Fachgebiet wohlbekannt. Falls es erwünscht ist, kann das Schneidmesser sägeförmig sein. Die Schneidkante wird vorzugsweise von dem abgeschrägten Messermaterial selbst abgeleitet. Es kann jedoch erwünscht oder erforderlich sein, eine gehonte Kante eines Sekundärmaterials für das Messermaterial bereitzustellen. Beispielsweise kann ein nicht schneidendes Kunststoffmesser mit einer Schneidkante aus einer Legierung kombiniert werden. Eine Schneidfläche kann an jeder gewünschten freiliegenden Kante des Messers bereitgestellt werden.

[0439] Die Messer können gerade sein, oder sie können entlang ihrer Länge gekrümmt sein, wie in [Fig. 77a](#) dargestellt ist. Wenn gekrümmte Messer vorhanden sind, bestehen sie vorzugsweise aus einem elastischen Material, wie vorstehend beschrieben wurde.

[0440] [Fig. 713b](#) zeigt ein Schneidmesser **266**, das eine in Längsrichtung verlaufende Schneidkante **268** aufweist.

[0441] [Fig. 713c](#) zeigt ein Schneidmesser **266**, bei dem der Umkreis des Messers die Schneidkante **268** bereitstellt.

[0442] [Fig. 713d](#) zeigt ein Messer **266**, das keine Schneidkanten aufweist. Der Endabschnitt des Messers ist angespitzt, um ein Ausschneiden von Geweben zu erleichtern.

[0443] [Fig. 713e](#) zeigt ein Messer **266**, das keine Schneidkanten aufweist. Der Endabschnitt des Messers ist gekrümmt.

[0444] Die [Fig. 714a](#) bis [Fig. 714e](#) zeigen verschiedene Messerquerschnitte durch eine Linie 14-14 aus [Fig. 713a](#). Die Schneidflächen der Messer können in der Art von Drahtschneidern aneinander anstoßen, oder sie können einander in der Art von Scheren kreuzen. Greifflächen der Messer können aneinander anstoßen und ausreichend stumpf sein, um ein Schneiden des zu greifenden Objekts zu verhindern. Alternativ brauchen die Greifflächen nicht so konfiguriert zu sein, dass sie einander in der Art von Schneidvorrichtungen berühren. Das gegriffene Objekt braucht lediglich zwischen den Endabschnitten der Messer eingefangen zu werden. Die Greifflächen können Stege aufweisen oder Vorsprünge enthalten, um das Greifen des Objekts zu unterstützen.

[0445] [Fig. 714a](#) zeigt eine Schnittansicht von zwei entgegengesetzten Messern. Die Messer weisen einen in etwa rechteckigen Querschnitt auf. Die Messer treffen sich an einer abgeflachten Fläche und sind zum Greifen von Objekten geeignet.

[0446] [Fig. 714b](#) zeigt eine Schnittansicht von zwei entgegengesetzten mit Stegen versehenen Messern. Die Messer weisen einen in etwa rechteckigen Querschnitt auf. Die Messer treffen sich an einer mit Stegen versehenen Fläche und sind besonders für das Greifen von Objekten geeignet.

[0447] [Fig. 714c](#) zeigt eine Schnittansicht von zwei entgegengesetzten Messern, wobei die Messer nicht symmetrisch sind. Ein Messer weist einen in etwa rechteckigen Querschnitt auf, während das andere Messer dreieckig ist. Eine solche Konfiguration ist zum Schneiden von Objekten geeignet.

[0448] [Fig. 714d](#) zeigt eine Schnittansicht von zwei entgegengesetzten Schneidmessern. Die Messer weisen einen in etwa dreieckigen Querschnitt auf. Die Messer treffen sich an einer spitzen Schneidfläche.

[0449] [Fig. 714e](#) zeigt eine Schnittansicht von zwei entgegengesetzten Schneidmessern. Die Messer weisen einen in etwa dreieckigen Querschnitt auf. Die Messer treffen sich in der Art von Scheren und gleiten wie diese entlang ihren Oberflächen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung (**100**) zum Durchführen von Operationen in einem lebenden Körper, mit einem distalen Ende und einem proximalen Ende zum Manipulieren von Substanz bzw. Materie in einem beschränkten bzw. eingeschlossenen oder unzugänglichen Raum innerhalb des lebenden Körpers, wobei die Vorrichtung folgendes umfasst:

- (i) Manipuliertmittel (**12**) mit einem distalen Segment (**14**), wobei das distale Segment zumindest teilweise aus mindestens einem gebogenen oder verdrehten länglichen Formgedächtnislegierungselement mit Pseudoelastizität bei einer angestrebten Manipulationstemperatur gebildet ist, und mit einem proximalen Segment (**16**), das integral mit dem distalen Segment (**14**) ausgebildet oder Ende an Ende mit dem distalen Segment (**14**) gekoppelt ist,
- (ii) ein hohles Gehäuse oder eine hohle Kanüle (**10**), die dazu geeignet ist, das distale Segment (**14**) in einem relativ ausgerichteten Zustand innerhalb des Gehäuses oder der Kanüle zu halten, und
- (iii) Betätigungsmittel (**20**), die von dem proximalen Ende der Vorrichtung bedienbar sind, um das distale Segment (**14**) aus dem Gehäuse oder der Kanüle zu erstrecken, um die Substanz bzw. Materie in dem lebenden Körper zu manipulieren und um das distale Segment (**14**) in das Gehäuse oder die Kanüle (**10**) zurückzuziehen, wobei das distale Segment (**14**) deformierbar ist, um pseudoelastisch in einer lateralen oder helikalen Richtung zu biegen oder zu verdrehen, um die Substanz oder Materie beim Erstrecken aus dem Gehäuse oder der Kanüle (**10**) bei der Manipulationstempe-

ratur zu manipulieren, und das distale Segment (14) durch mechanische belastungsinduzierte Phasentransformation bei einem Zurückziehen in das Gehäuse oder die Kanüle (10) bei der Manipulationstemperatur relativ ausgerichtet wird, und wobei das proximale Segment (16) in einem unbelasteten Zustand eine relativ ausgerichtete bzw. gerade Form aufweist und das proximale Segment (16) der Manipulatormittel (12) des weiteren mit den Betätigungsmitteln (20) gekoppelt ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, der eine längliche Form für chirurgische Manipulation von Substanz bzw. Materie in einem lebenden Körper aufweist, wobei das distale Ende (14) Pseudoelastizität bei einer Temperatur aufweist, die innerhalb des lebenden Körpers anzutreffen ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, die ein chirurgisches Instrument ist, wobei die Betätigungsmittel (20) ein Griffmittel umfassen, wobei das Griffmittel in der Lage ist, das distale Segment (14) durch das Gehäuse oder die Kanüle (10) zu erstrecken, um das distale Segment (14) distal aus dem Gehäuse oder der Kanüle (10) zu erstrecken und das distale Segment (14) in das Gehäuse oder die Kanüle (10) zurückzuziehen.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das proximale Segment (16) und das distale Segment (14) einheitliche Bauweise aufweisen.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, die des weiteren eine distale Endstruktur (18) umfasst, wobei das distale Segment (14) und die distale Endstruktur (18) einheitliche Bauweise aufweisen.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, die des weiteren eine distale Endstruktur (18) umfasst, die eine im wesentlichen abgestumpfte Form aufweist und einen Durchmesser aufweist, der im wesentlichen dem Durchmesser der Kanüle oder des Gehäuses (10) entspricht, und die mit dem distalen Segment (14) derart gekoppelt ist, dass eine gekrümmte bzw. gewölbte Fläche der distalen Endstruktur (18) zur Distalseite weist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 5, in der die distale Endstruktur (18) eine separat von dem distalen Segment (14) ausgebildete und mit diesem gekoppelte nichtelastische Struktur umfasst.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1, in der die distale Endstruktur (18) eine zugespitzte Spitze ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1, in der das distale Segment (14) innerhalb des Gehäuses oder der Kanüle (10) des distalen Segments (14) angeordnet und derart ausgerichtet ist, dass das distale Ende (14) aus dem Gehäuse oder der Kanüle in einer vor-

bestimmten lateralen Ausrichtung herausragt, und wobei die Vorrichtung des weiteren Mittel zum Anzeigen der vorbestimmten lateralen Ausrichtung umfasst.

10. Vorrichtung nach Anspruch 1, die des weiteren Mittel umfasst, die die Manipulatormittel (12) an einer Drehung in der Kanüle oder dem Gehäuse (10) hindern.

11. Vorrichtung nach Anspruch 1, in der das distale Segment (14) aus einer Nickel-Titanium-basierenden pseudoelastischen Legierung besteht.

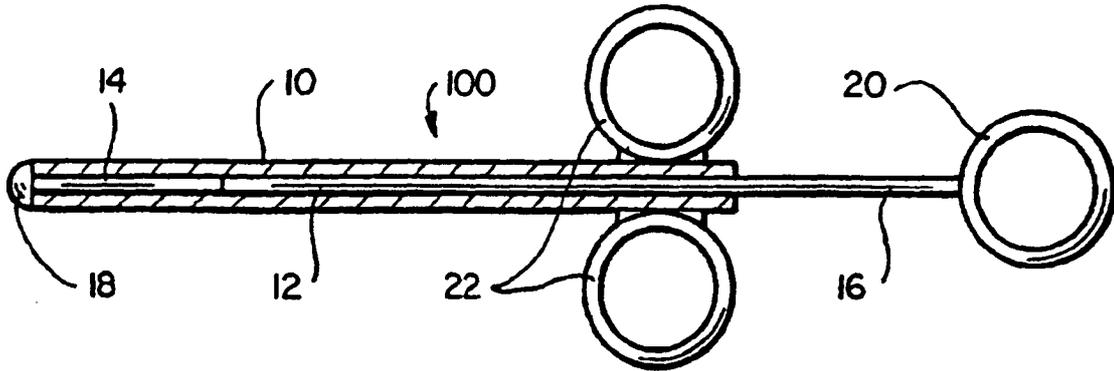
12. Vorrichtung nach Anspruch 1, in der mindestens ein Abschnitt des distalen Segments (14) aus einer pseudoelastischen Legierung besteht, die eine erste Form und eine im wesentlichen austenitische Phase einnimmt, wenn sie sich aus dem Gehäuse oder der Kanüle (10) erstreckt, und eine zweite Form, die mehrere martensitische Phasen enthält, einnimmt, wenn sie in das Gehäuse oder die Kanüle (10) zurückgezogen wird.

13. Vorrichtung nach Anspruch 1, die Mittel (31) zum Anzeigen der Orientierung des pseudoelastisch deformierbaren distalen Segments umfasst, wenn sich dieses aus der Kanüle oder dem Gehäuse (10) erstreckt.

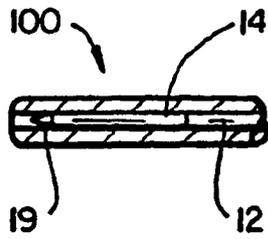
14. Vorrichtung nach Anspruch 1, in der die Pseudoelastizität lineare Pseudoelastizität ist.

15. Vorrichtung nach Anspruch 1, in der die Pseudoelastizität Superelastizität ist.

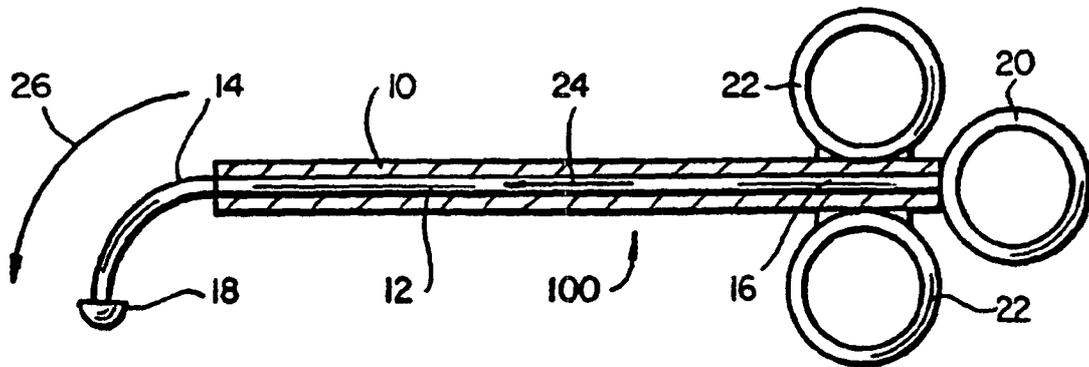
Es folgen 83 Blatt Zeichnungen



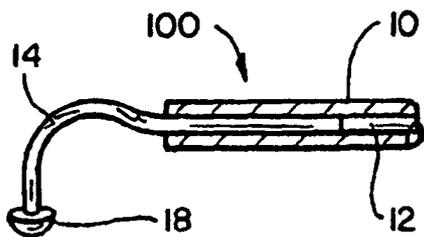
Figur 11A



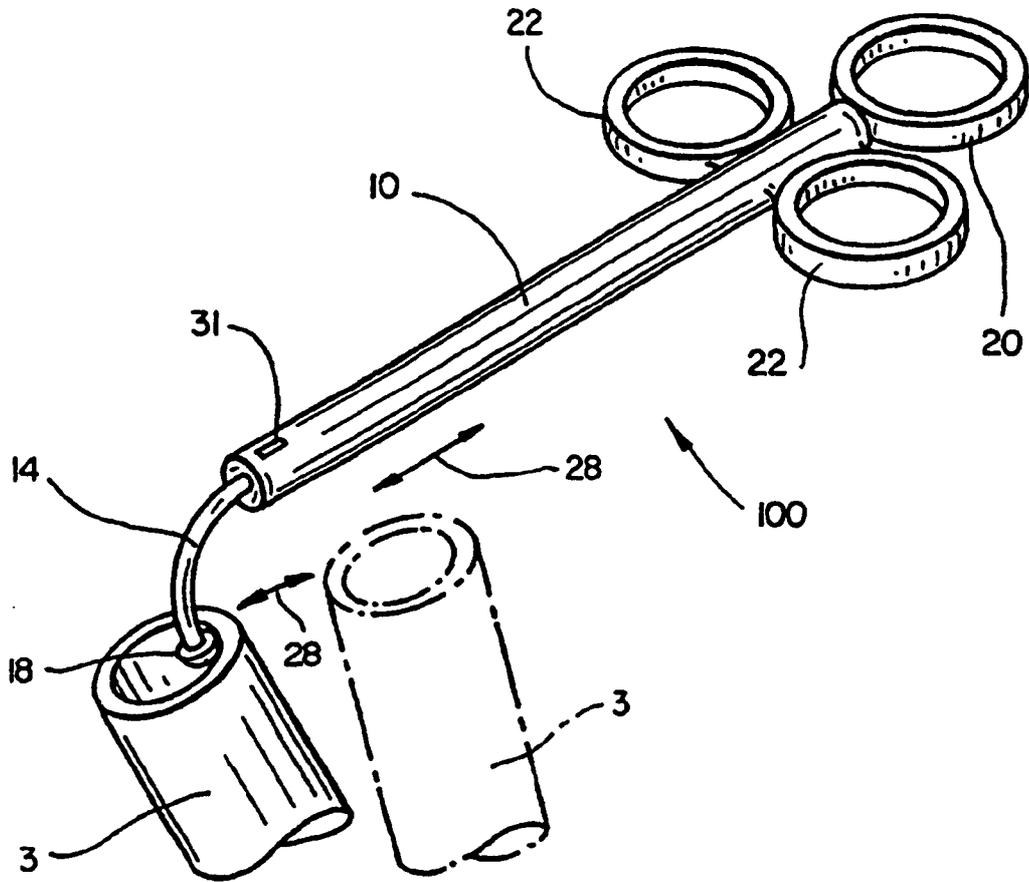
Figur 11B



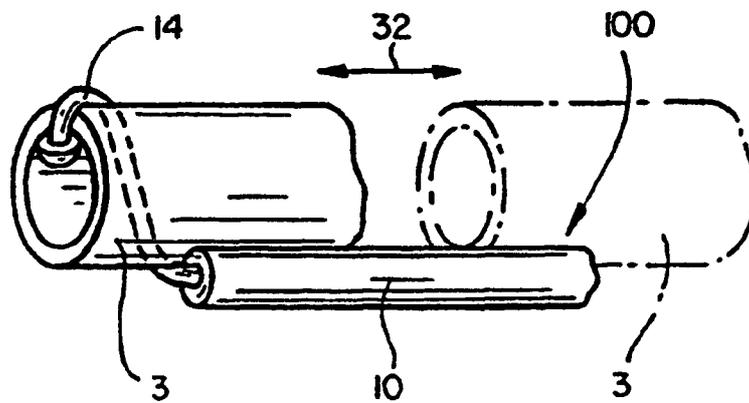
Figur 12A



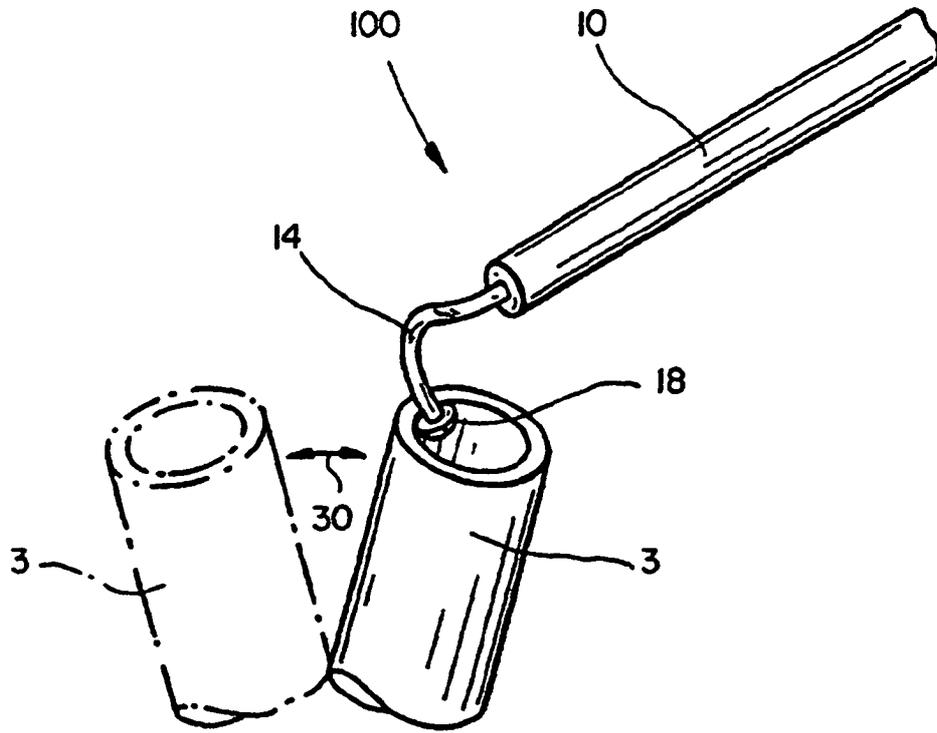
Figur 12B



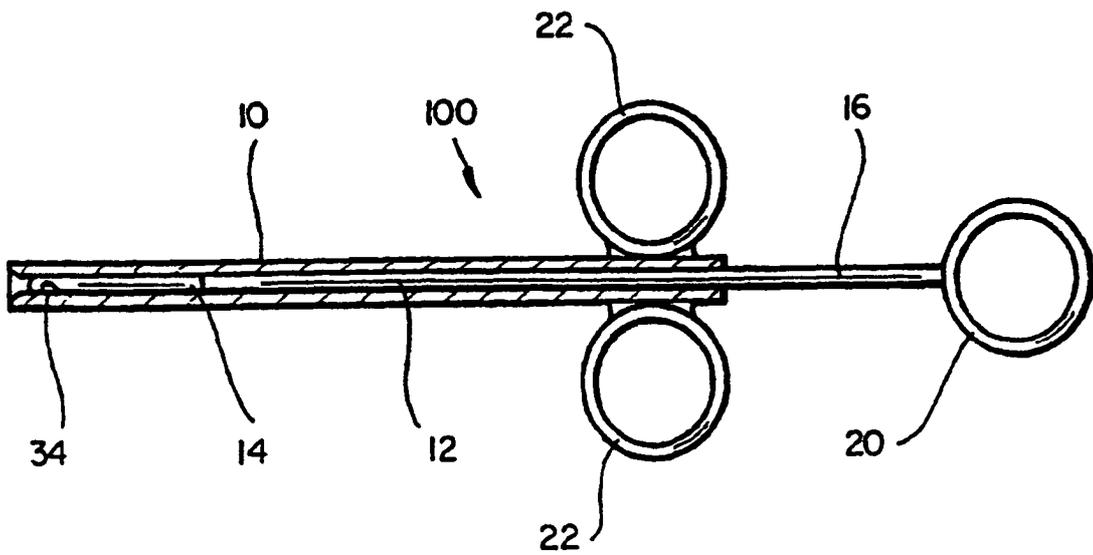
Figur 13A



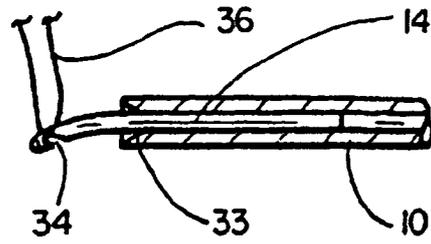
Figur 13C



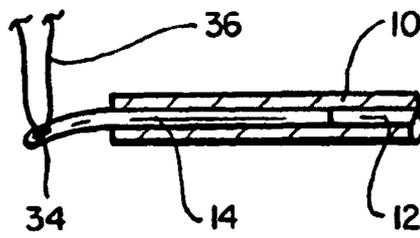
Figur 13B



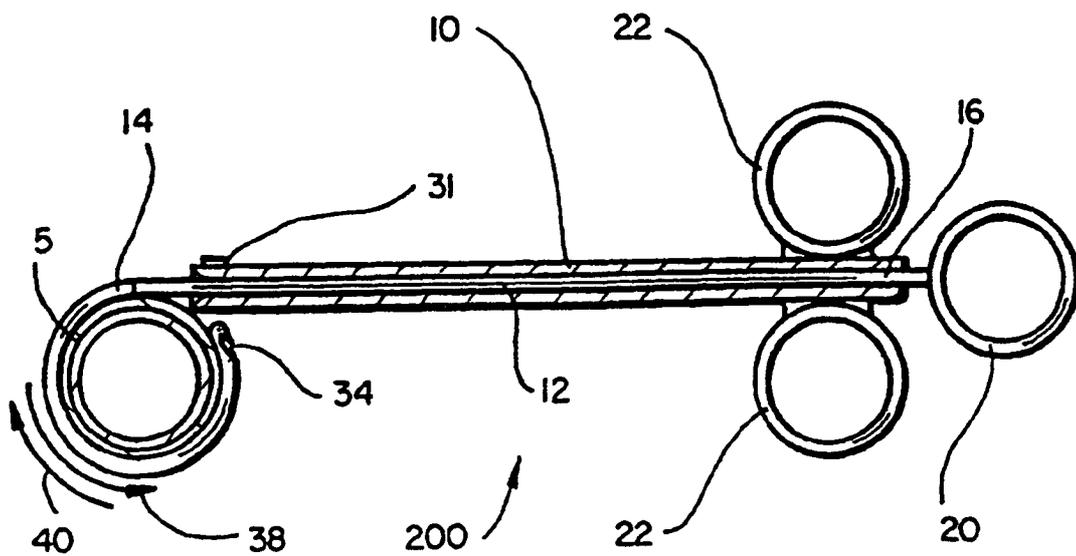
Figur 14



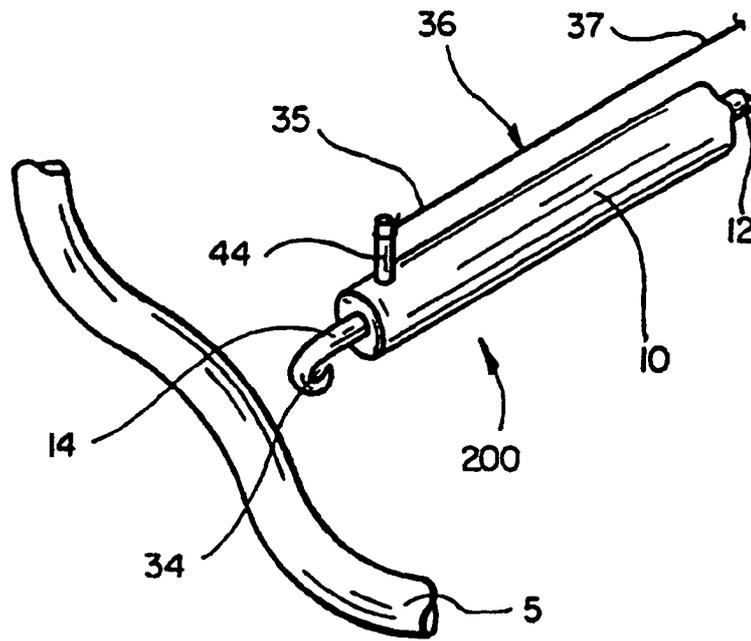
Figur 15A



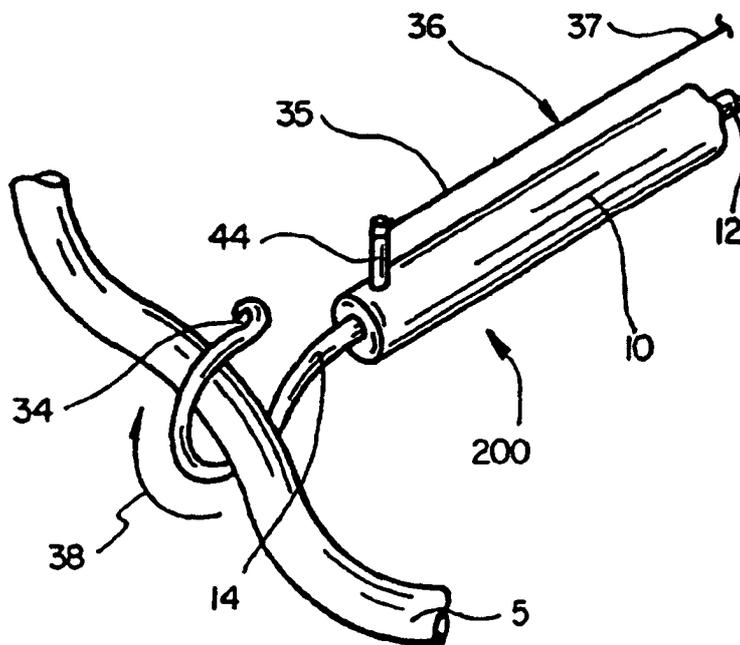
Figur 15B



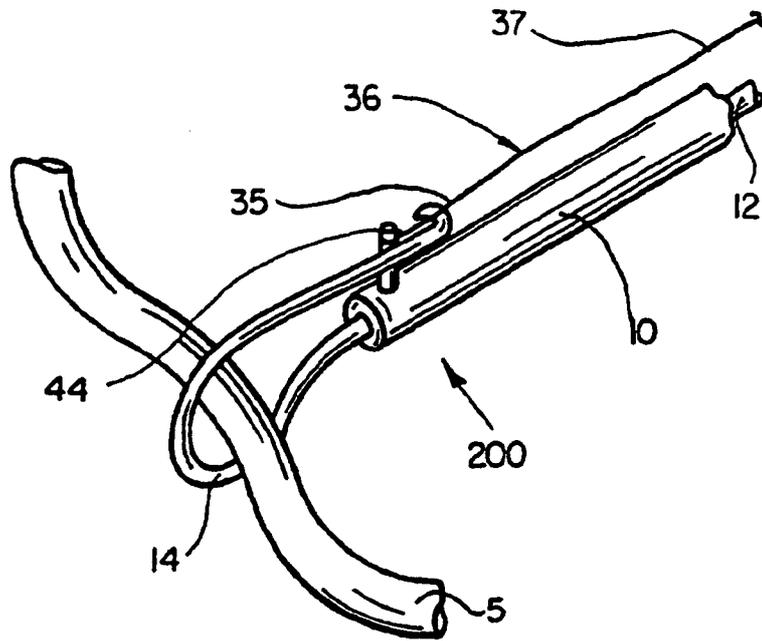
Figur 16



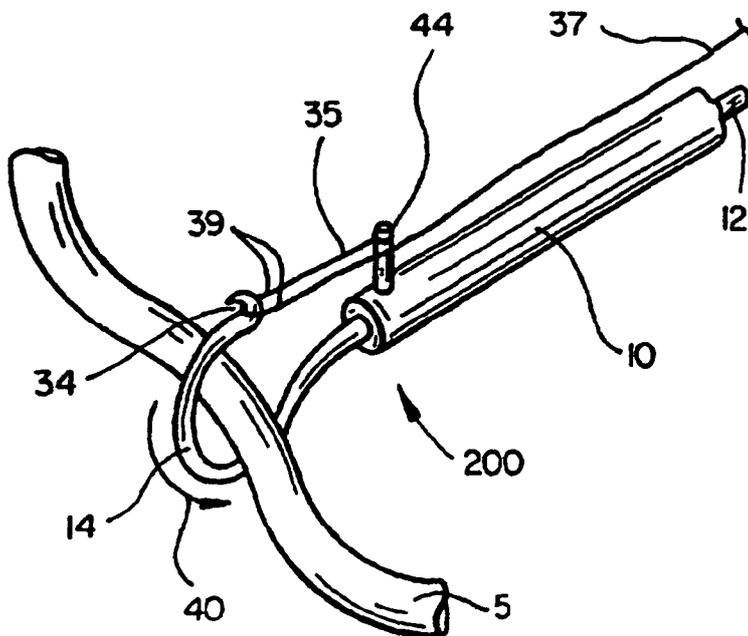
Figur 17A



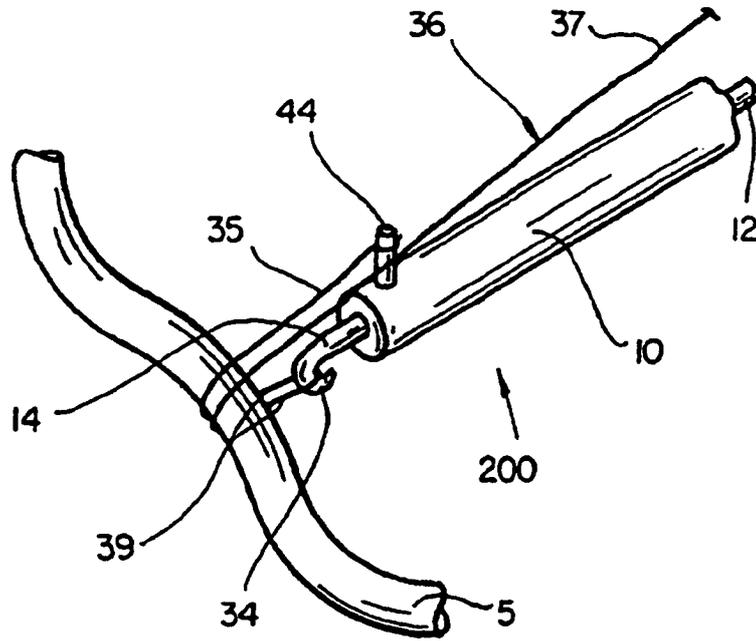
Figur 17B



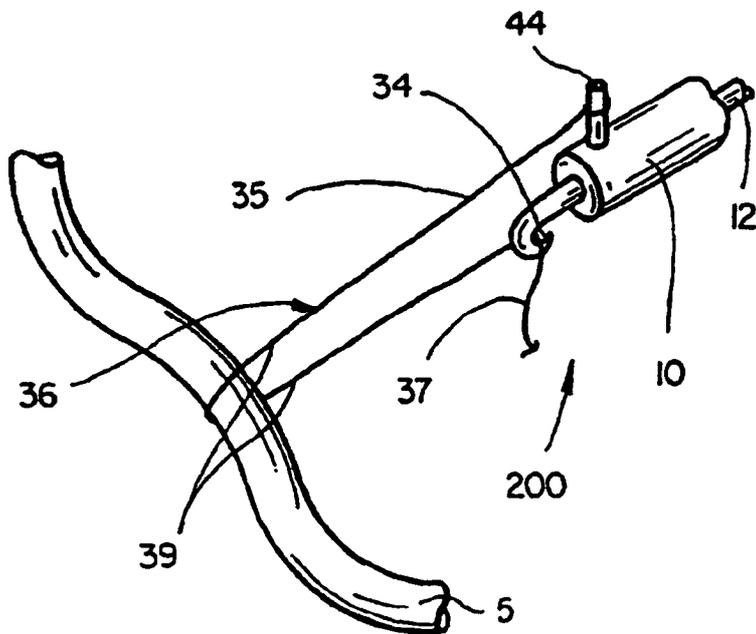
Figur 17C



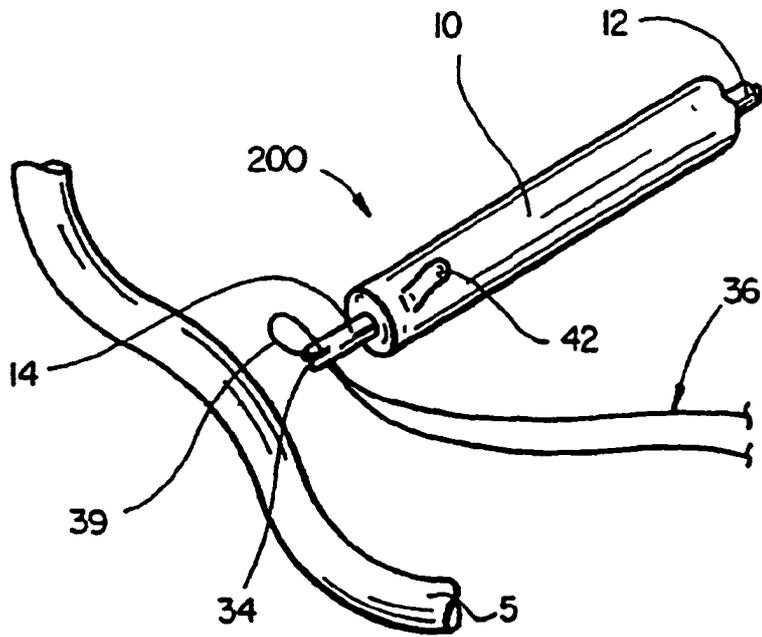
Figur 17D



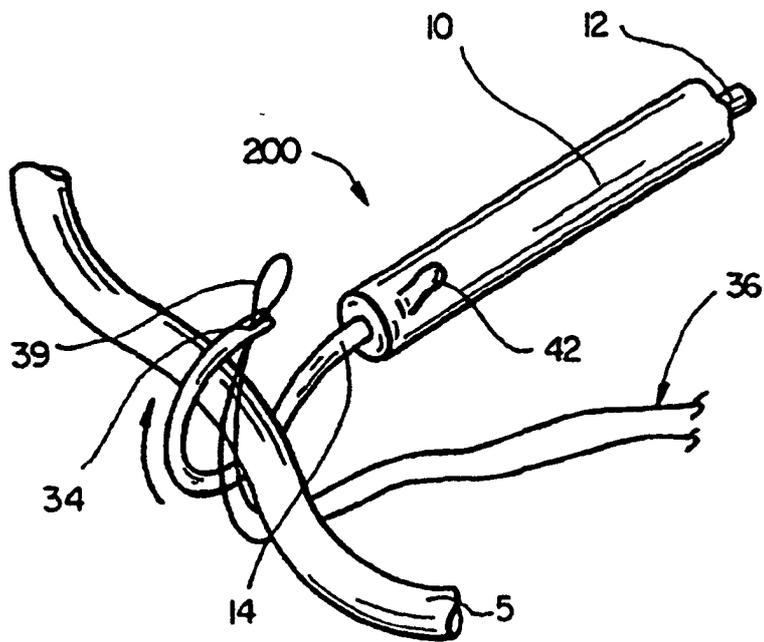
Figur 17E



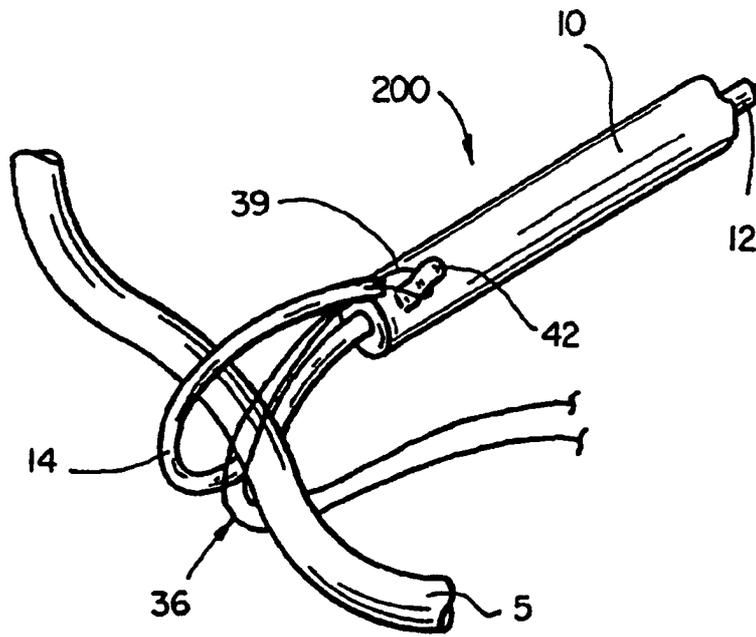
Figur 17F



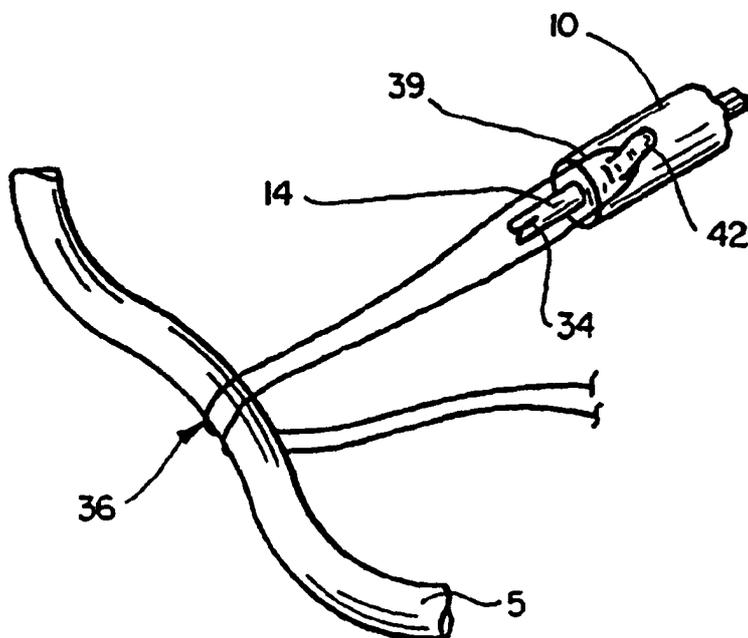
Figur 18A



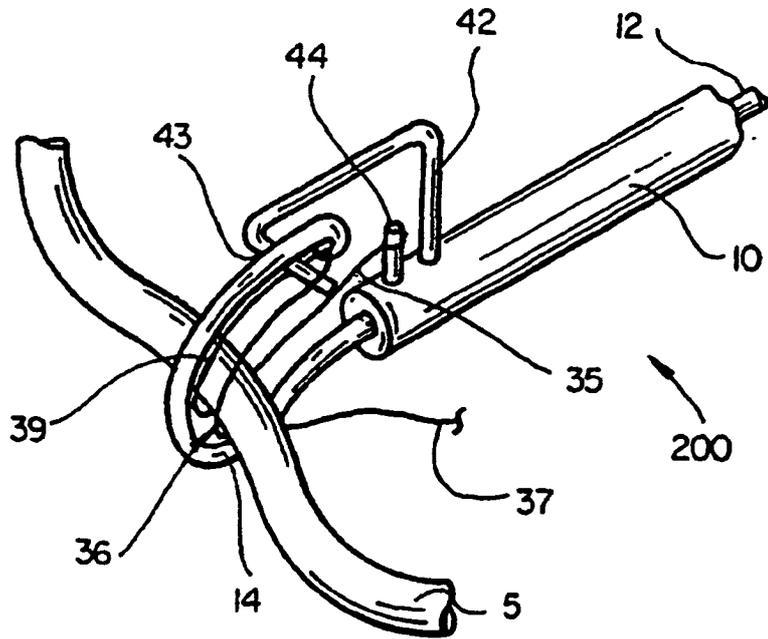
Figur 18B



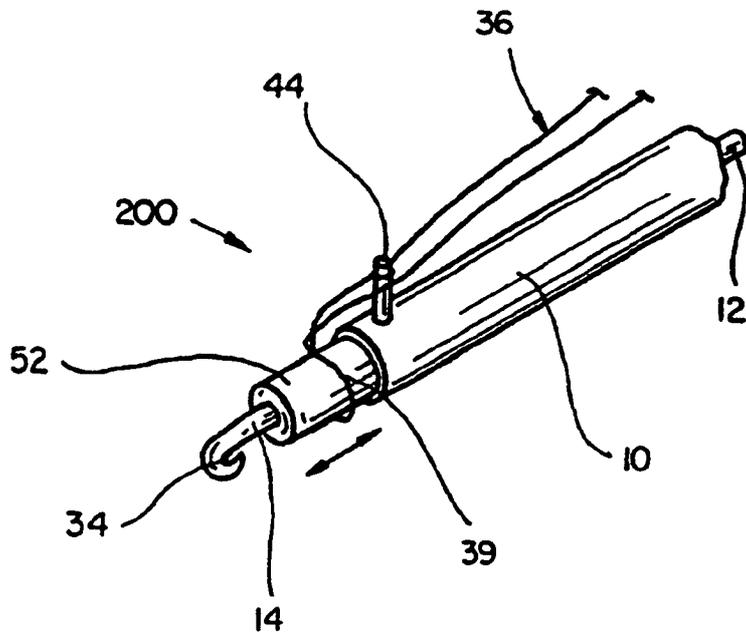
Figur 18C



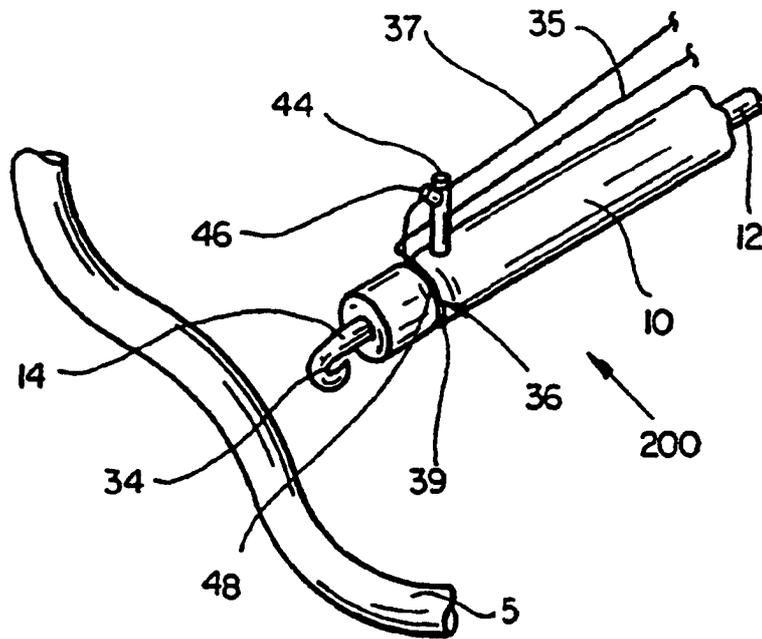
Figur 18D



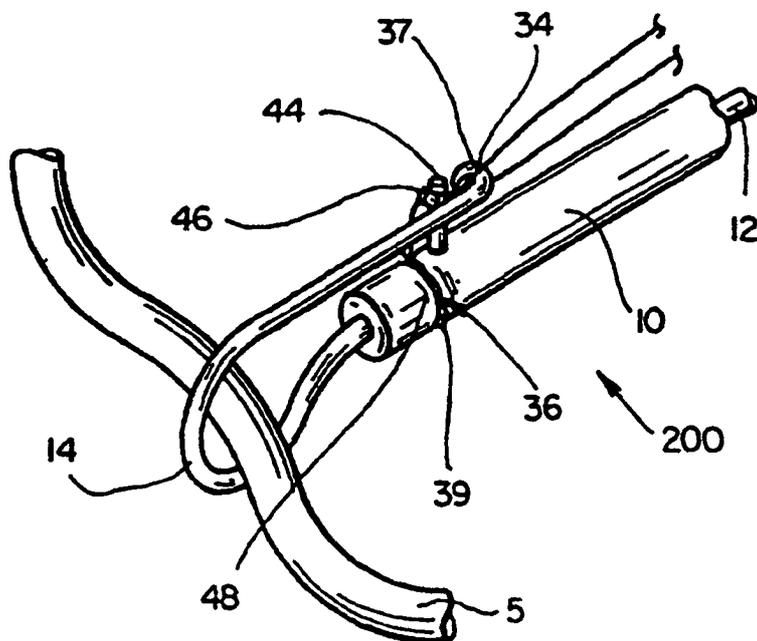
Figur 19



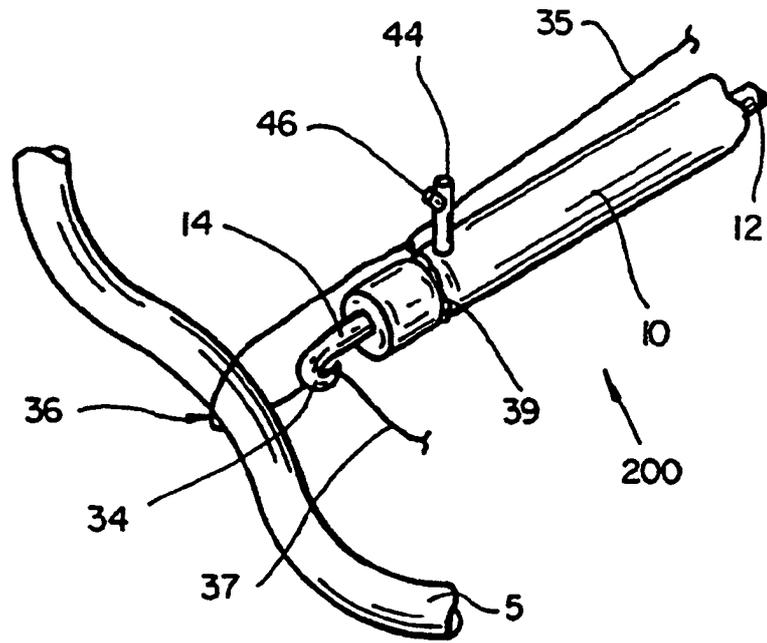
Figur 111



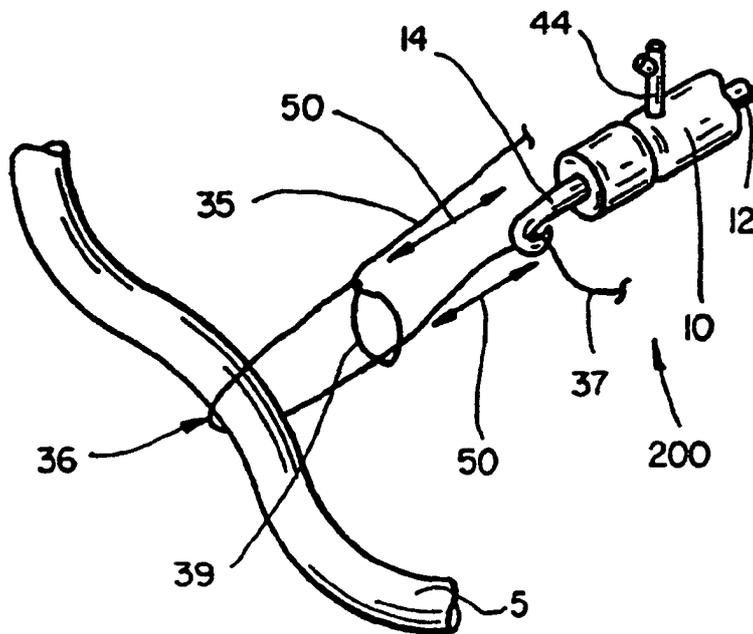
Figur 110A



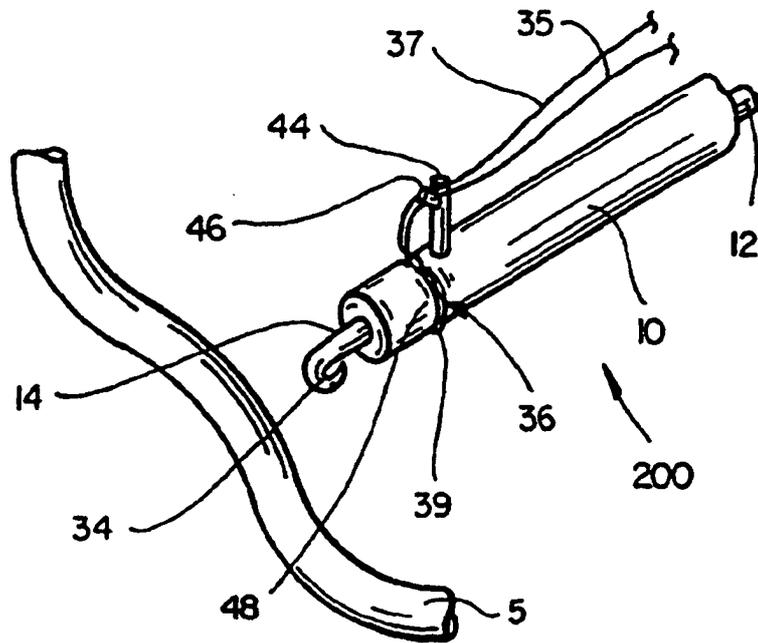
Figur 110B



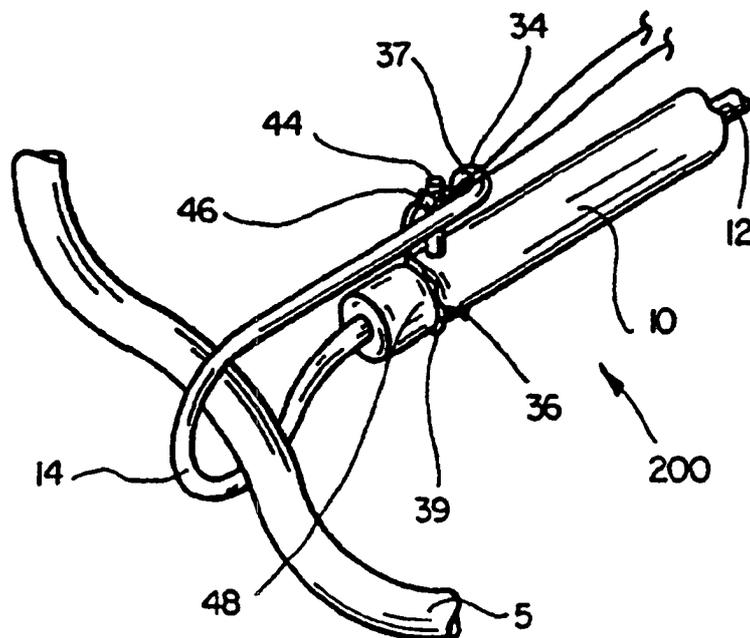
Figur 110C



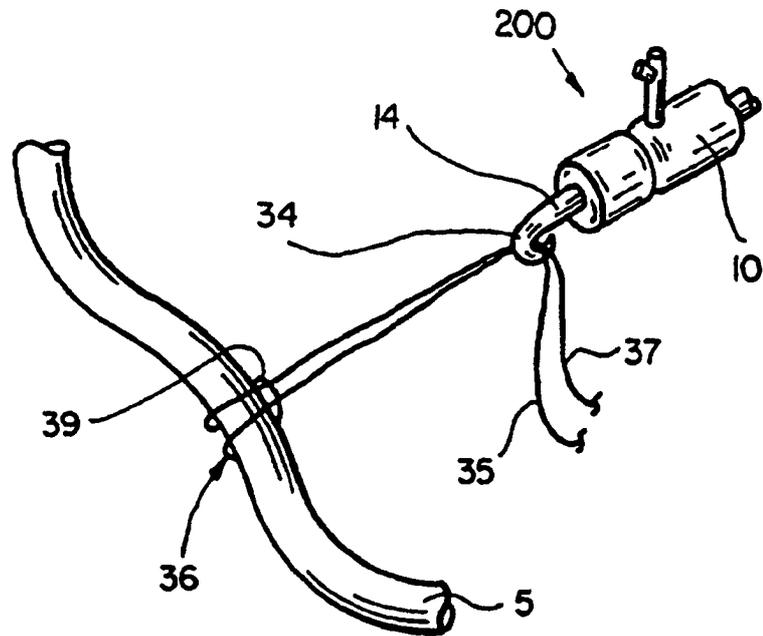
Figur 110D



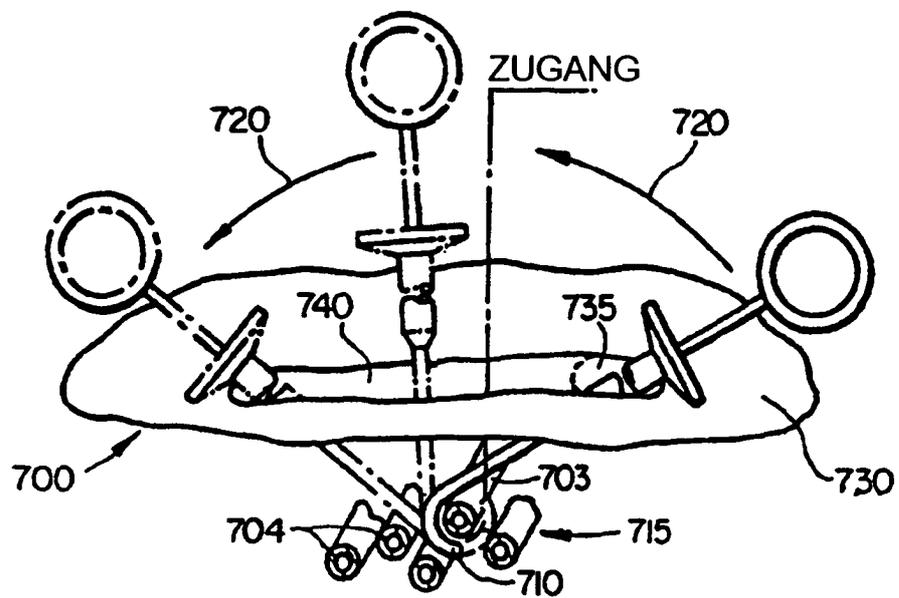
Figur 112A



Figur 112B

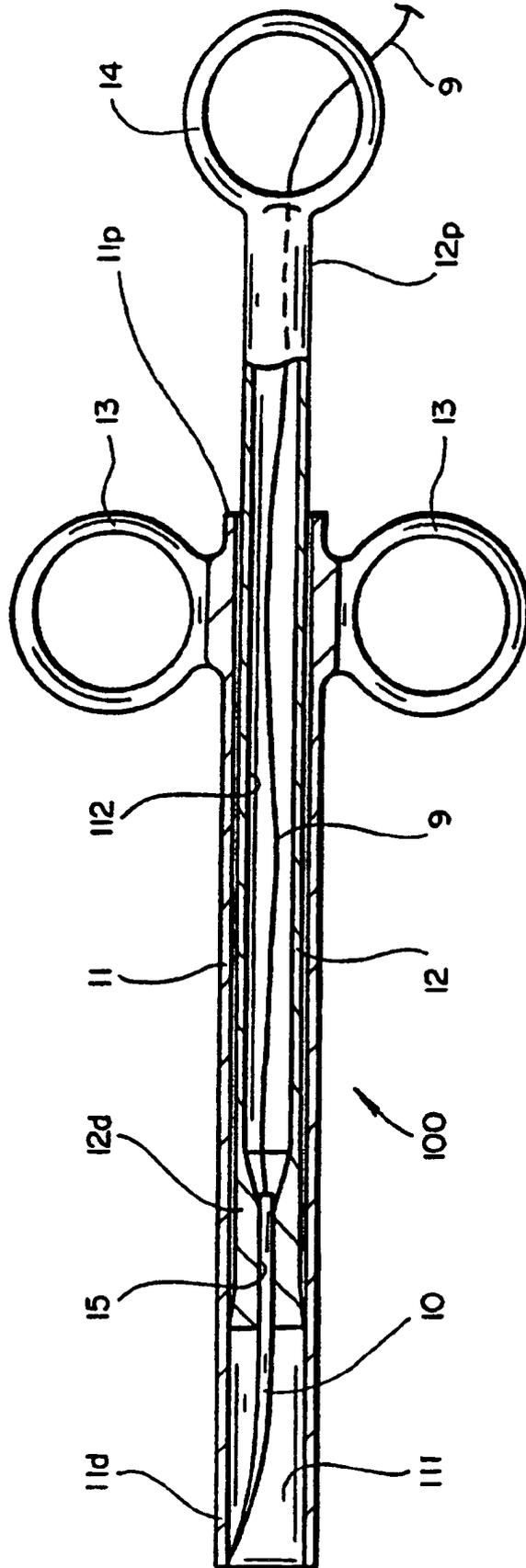


Figur 112C

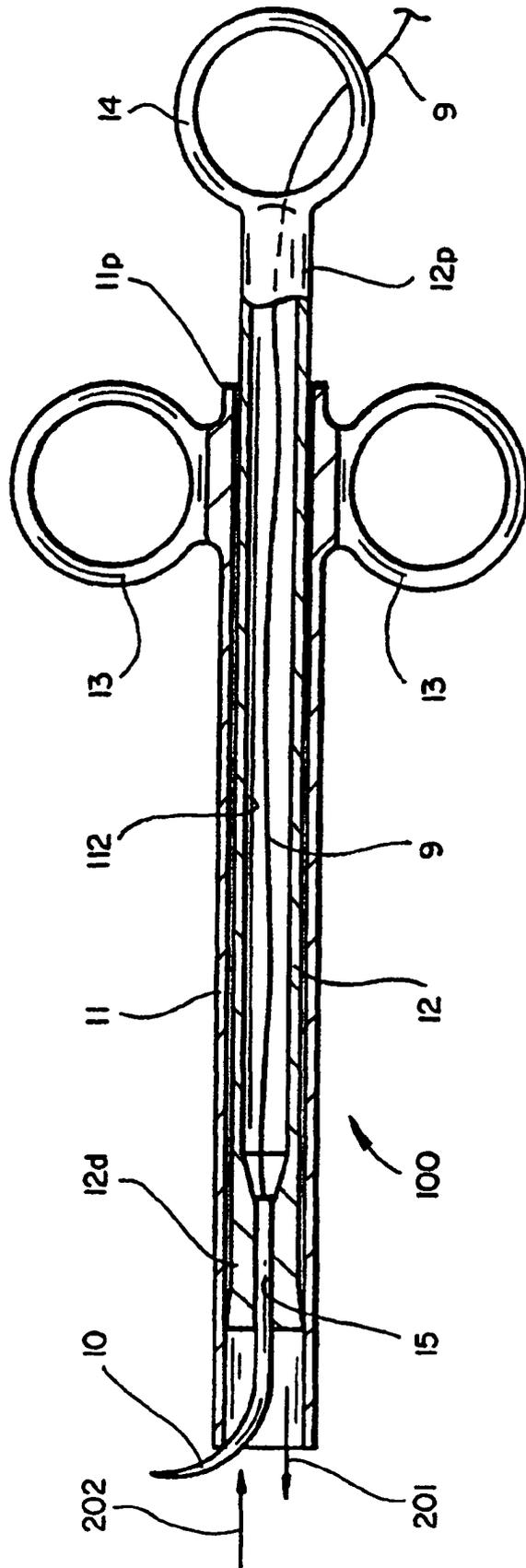


Figur 113

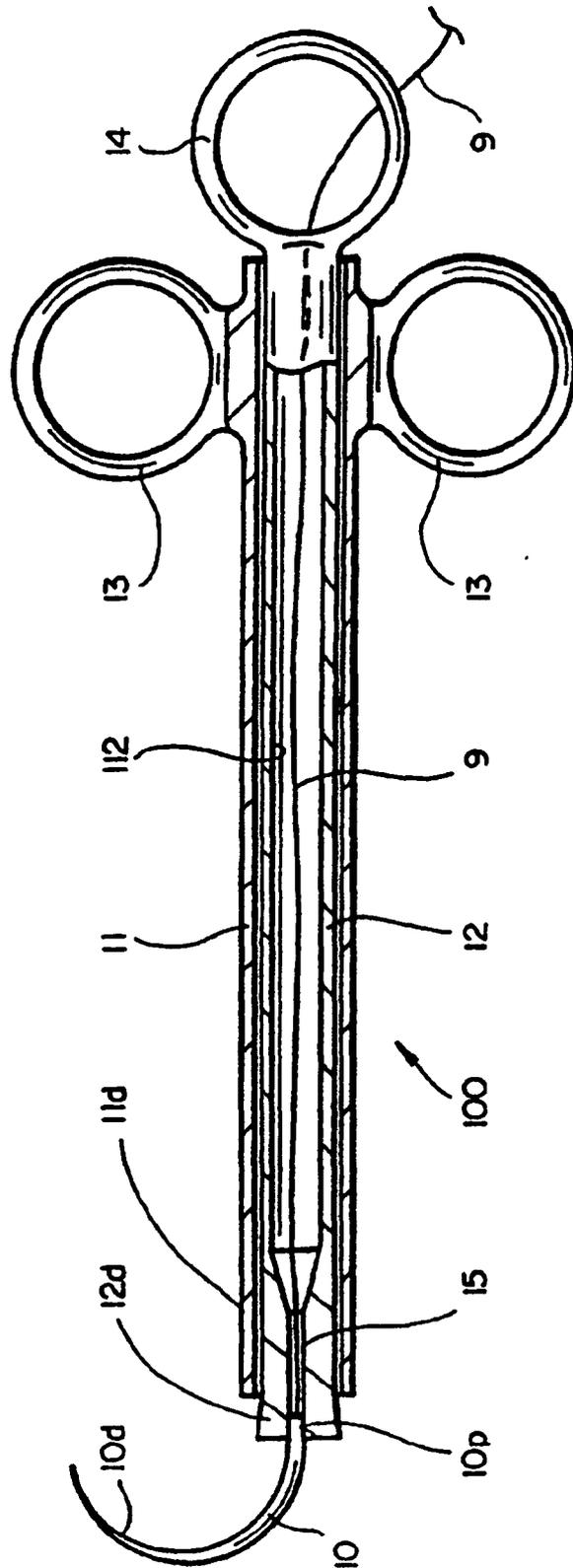
(STAND DER TECHNIK)



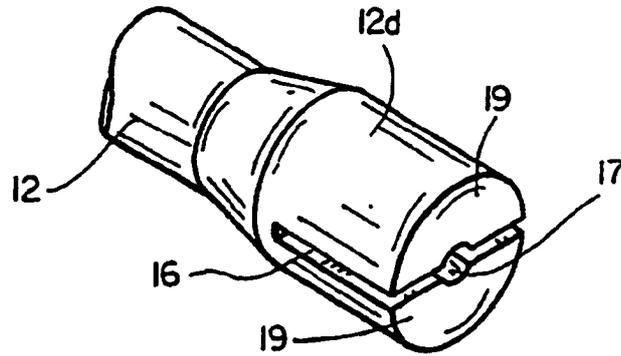
Figur 21A



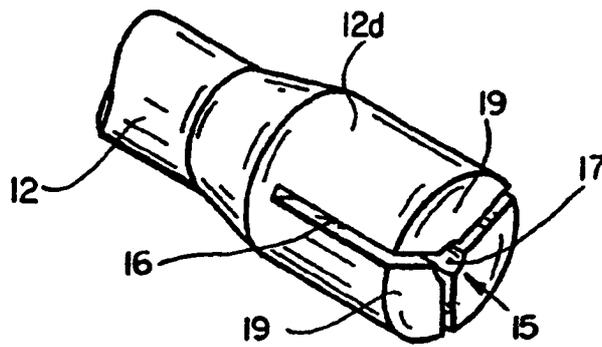
Figur 21B



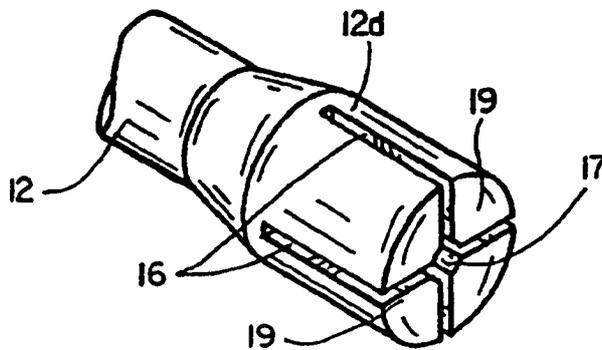
Figur 21C



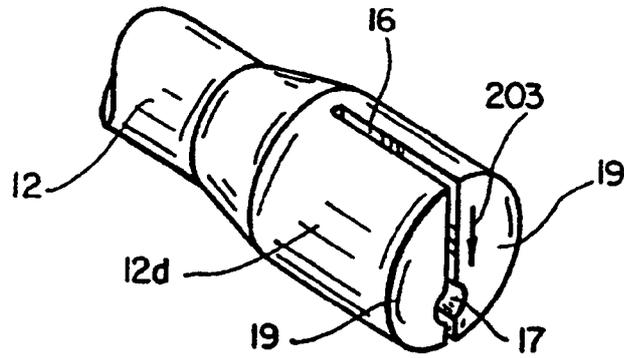
Figur 22A



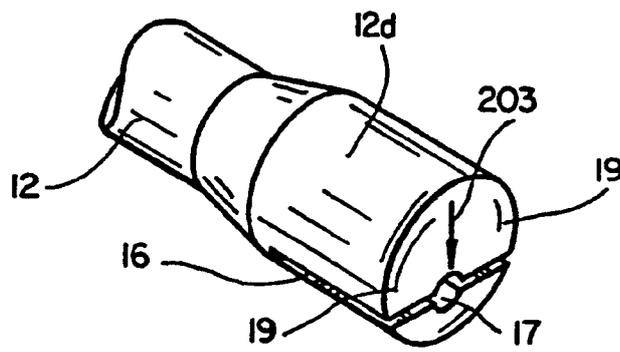
Figur 22B



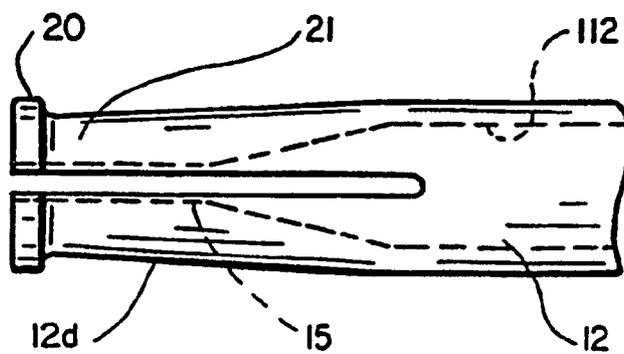
Figur 22C



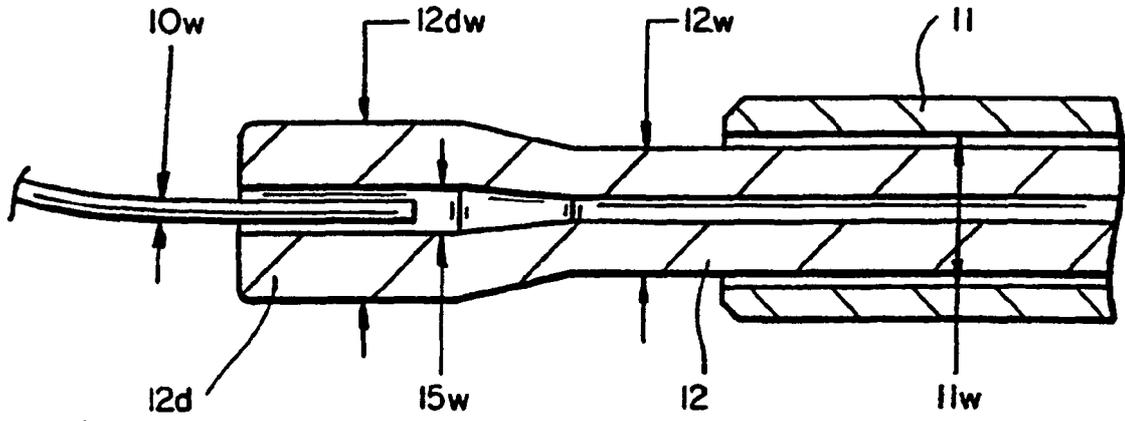
Figur 22D



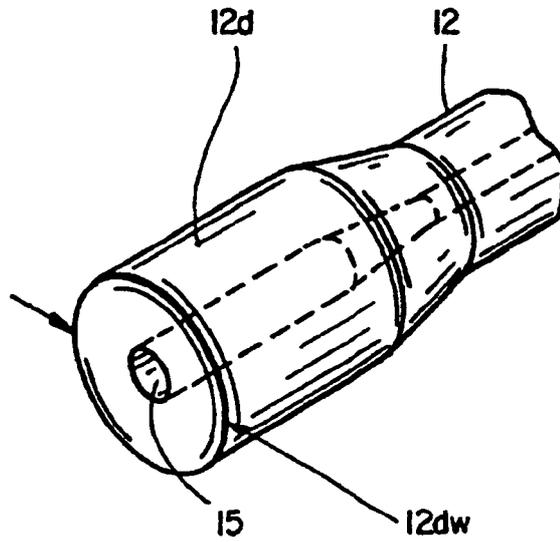
Figur 22E



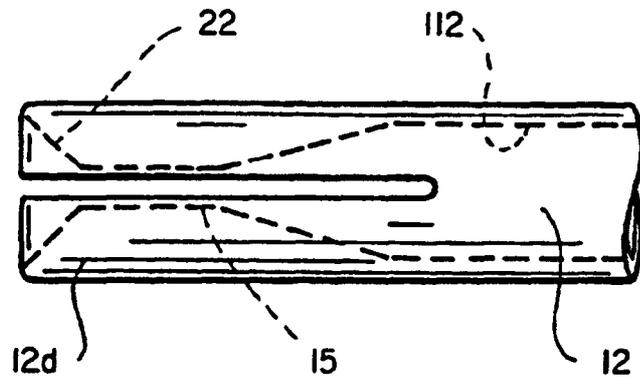
Figur 23



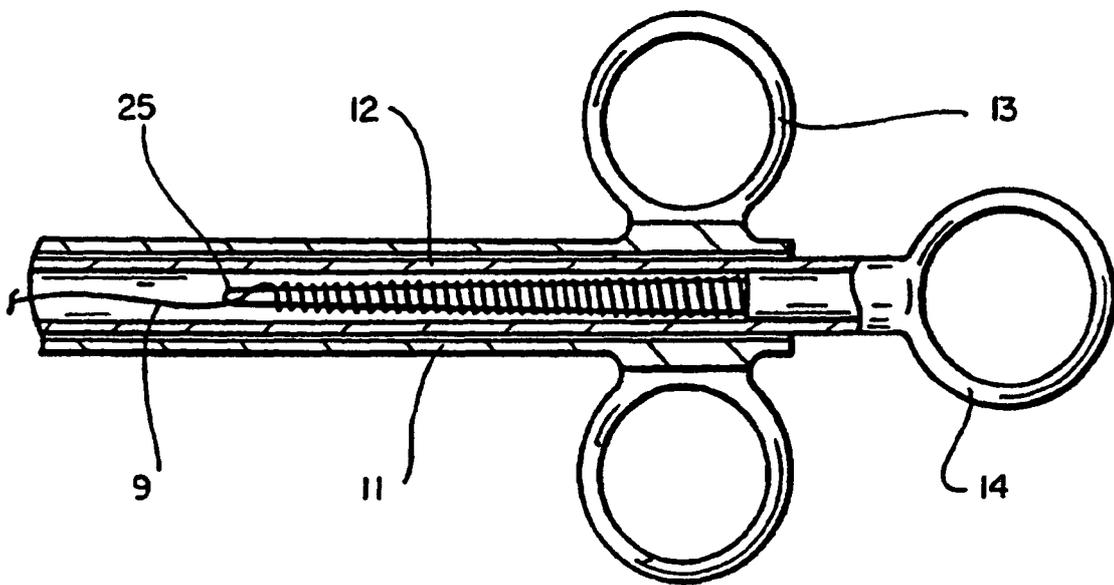
Figur 24A



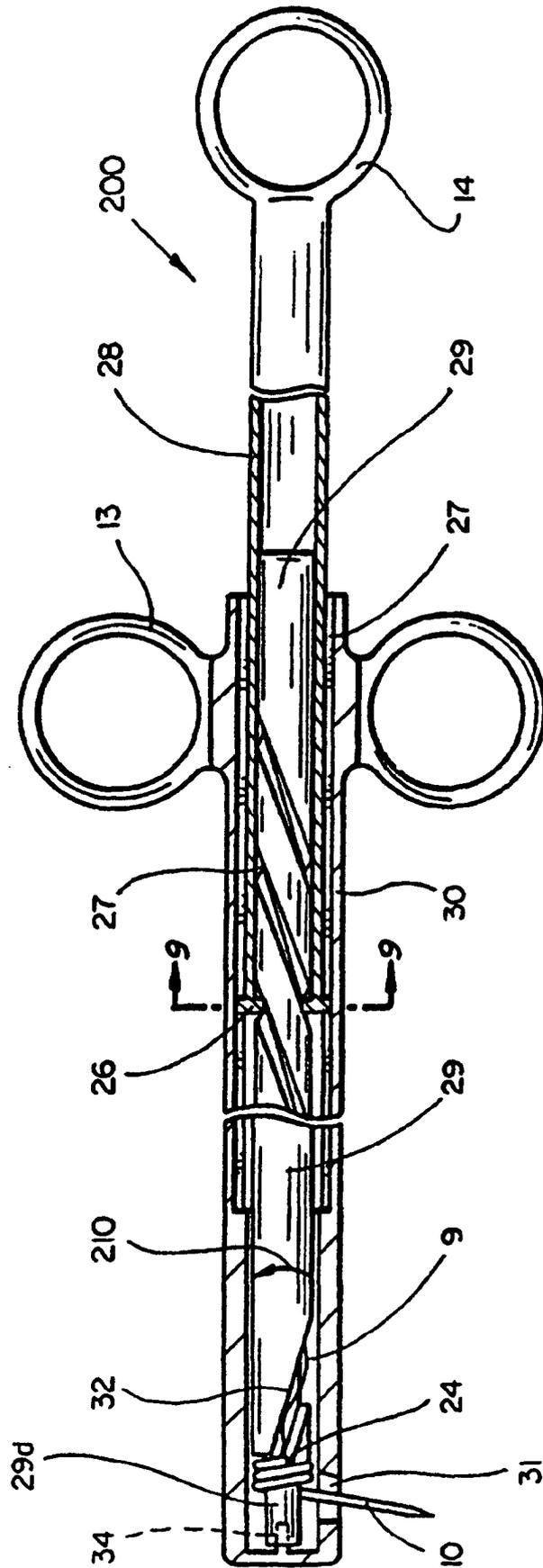
Figur 24B



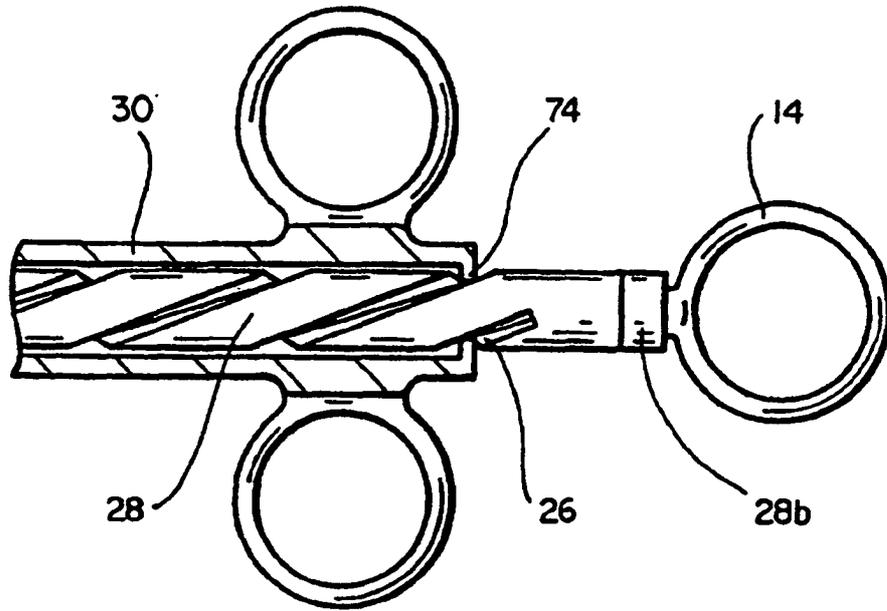
Figur 25



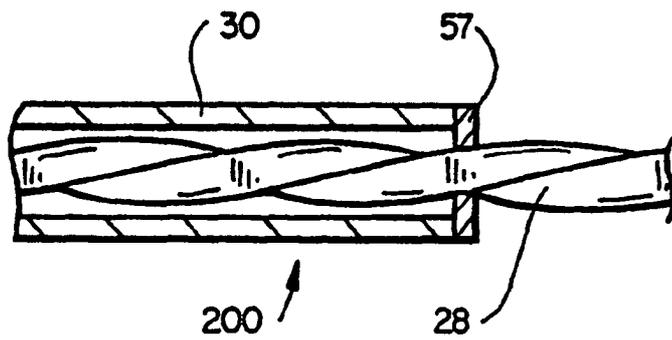
Figur 26



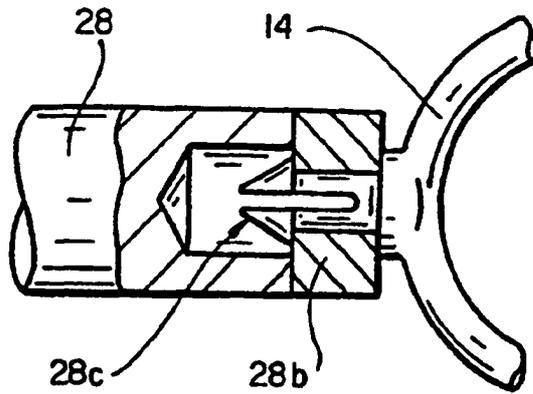
Figur 27A



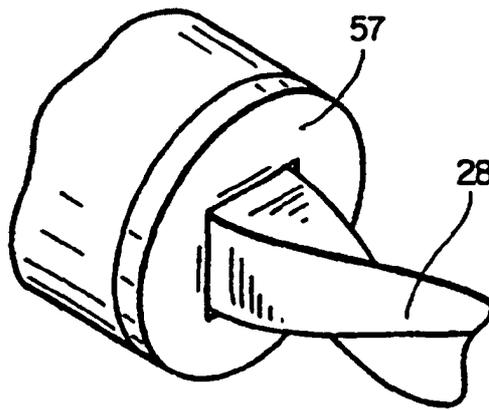
Figur 27B



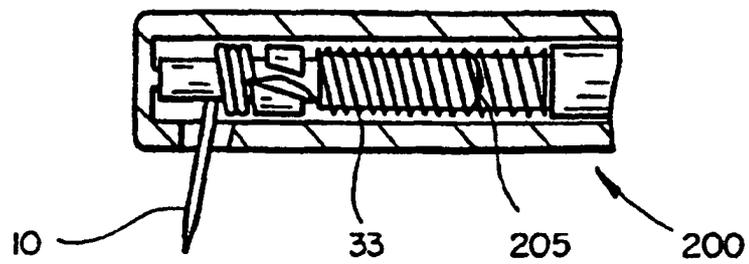
Figur 27C



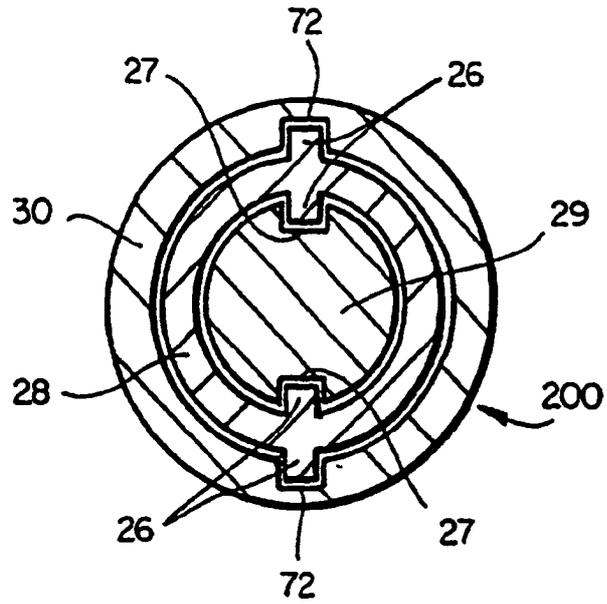
Figur 27D



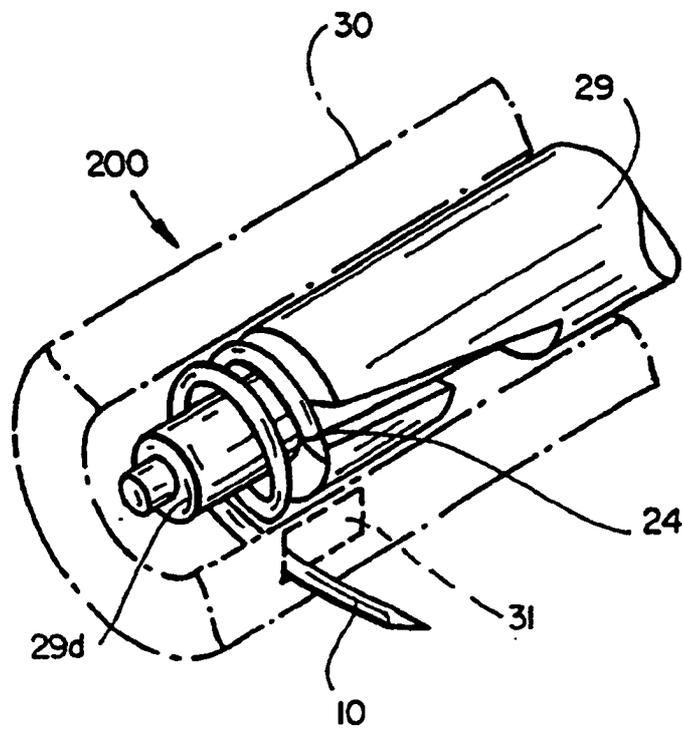
Figur 27E



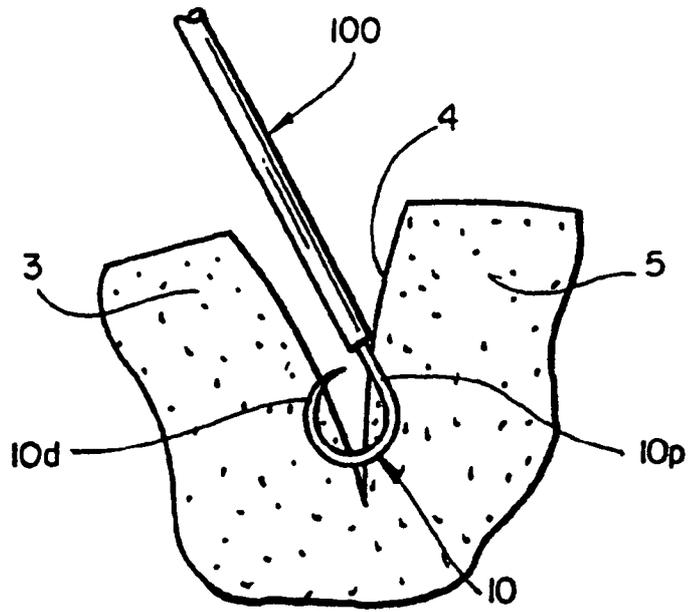
Figur 28



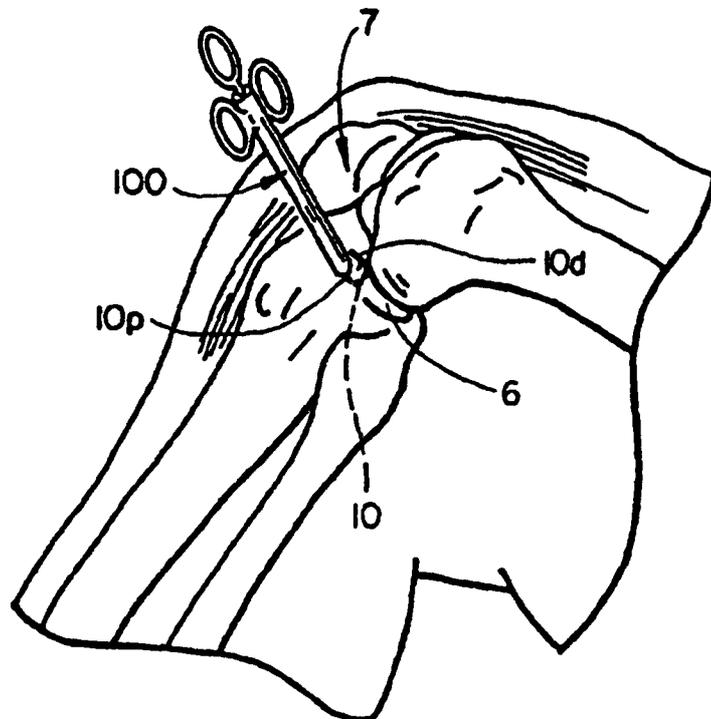
Figur 29



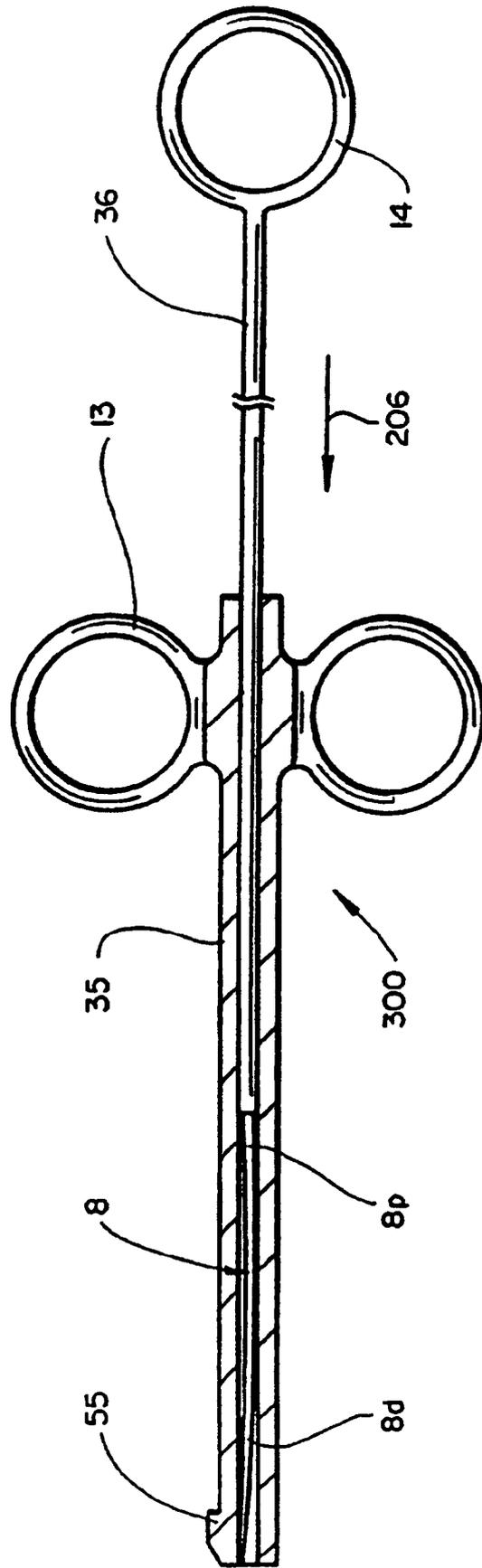
Figur 210



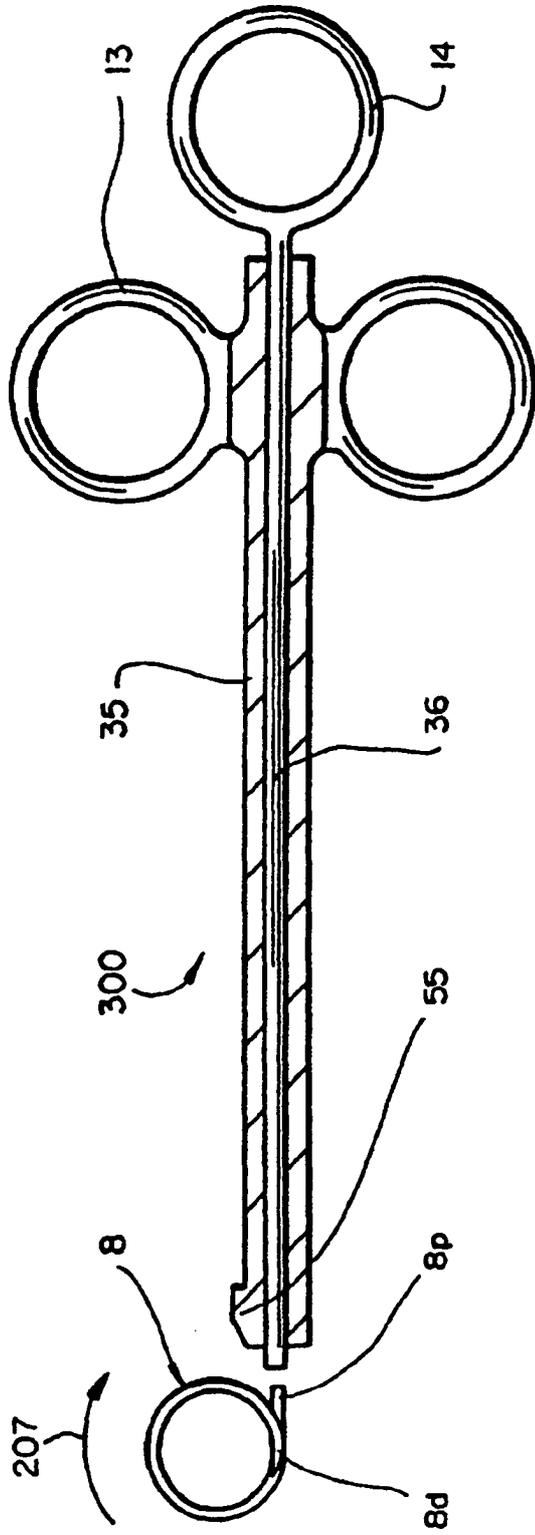
Figur 211A



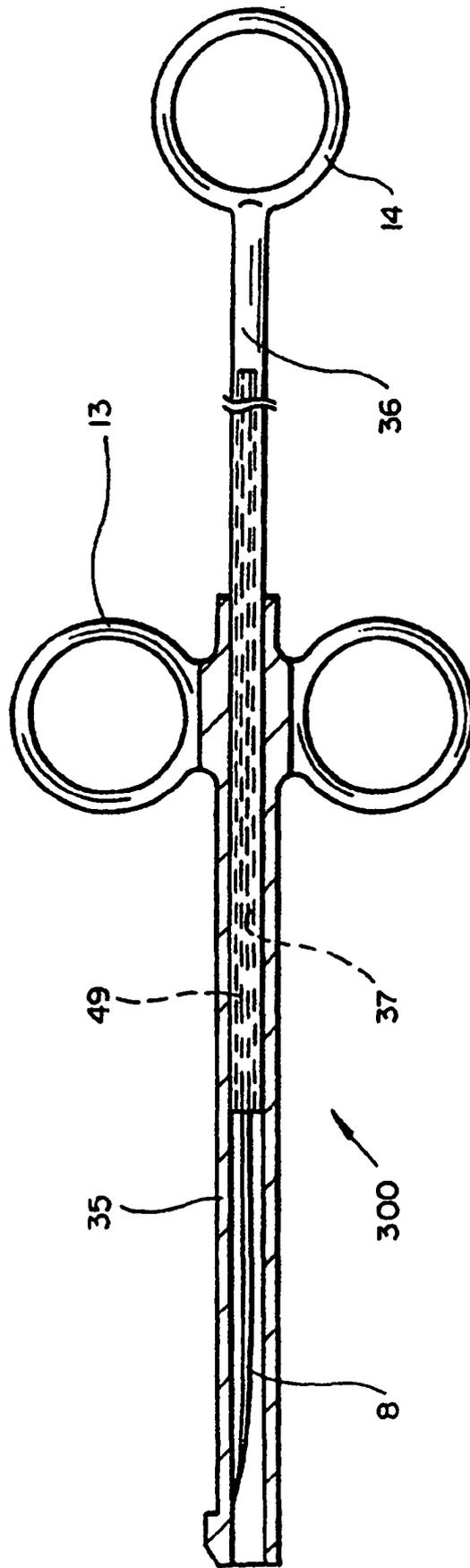
Figur 211B



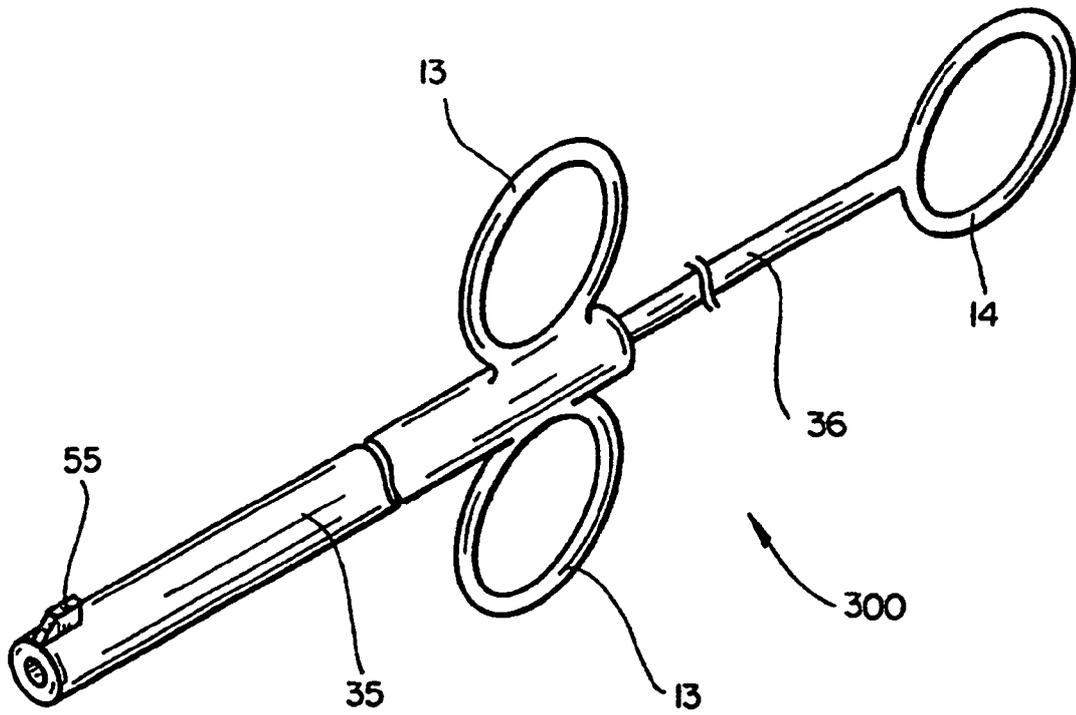
Figur 212A



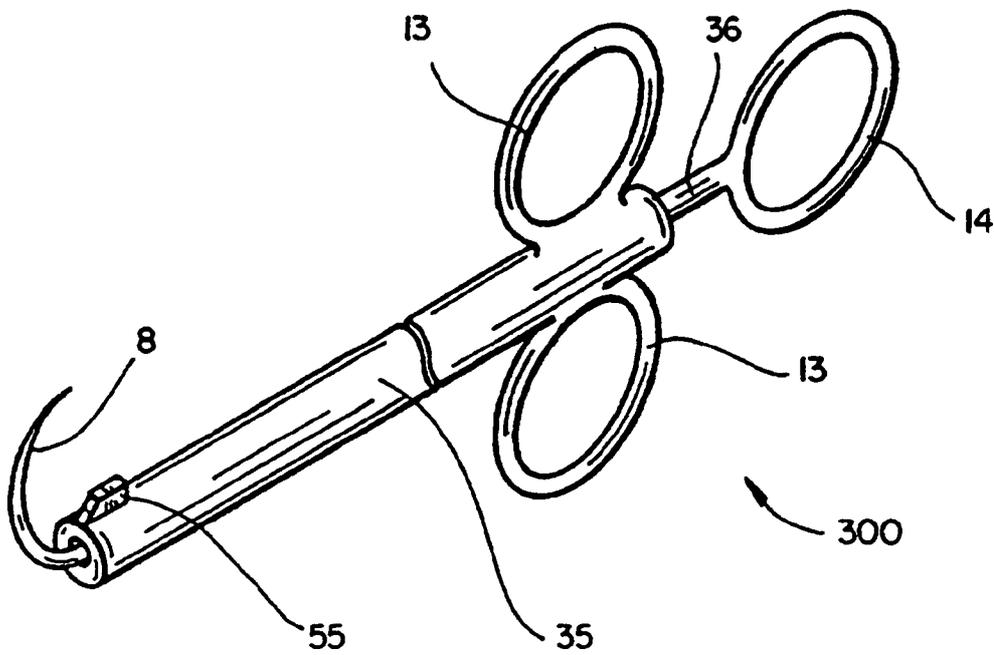
Figur 212B



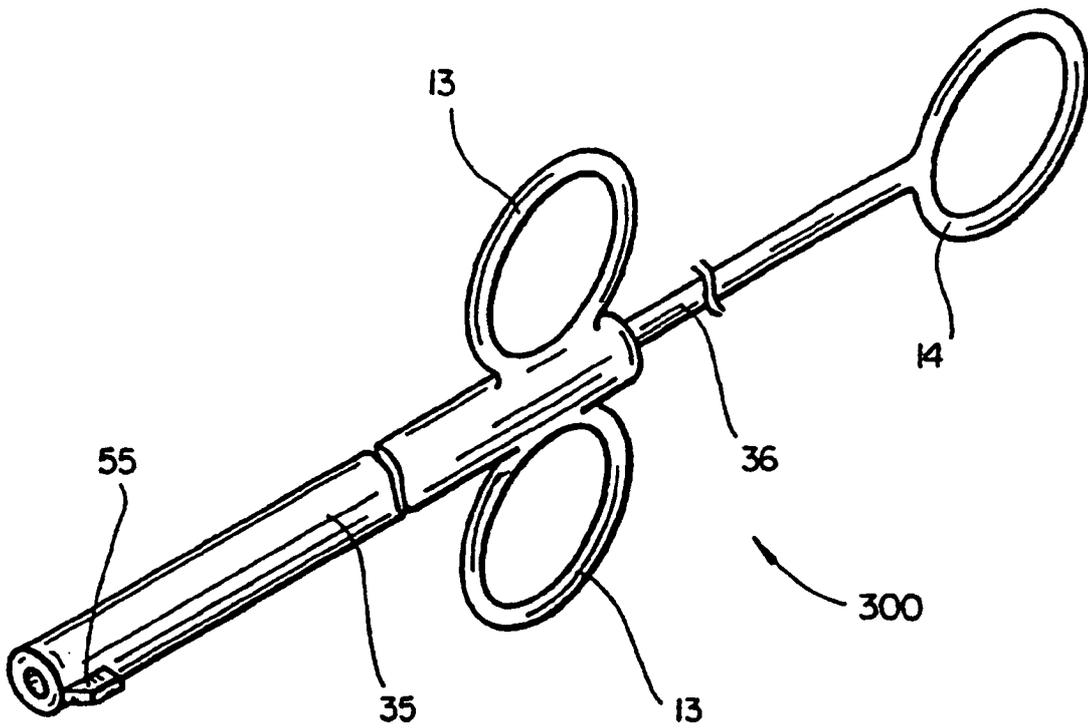
Figur 212C



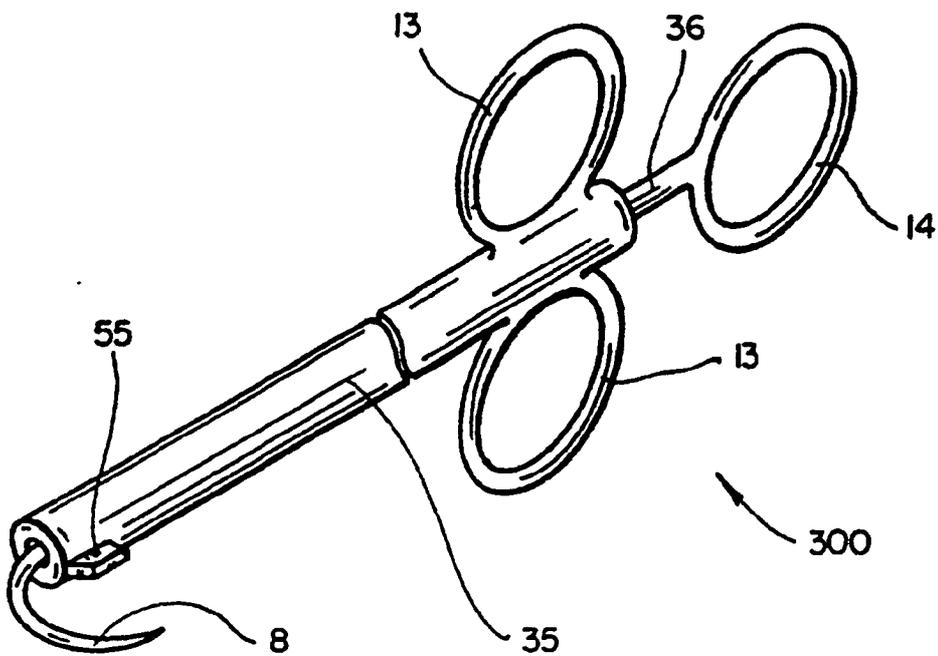
Figur 213A



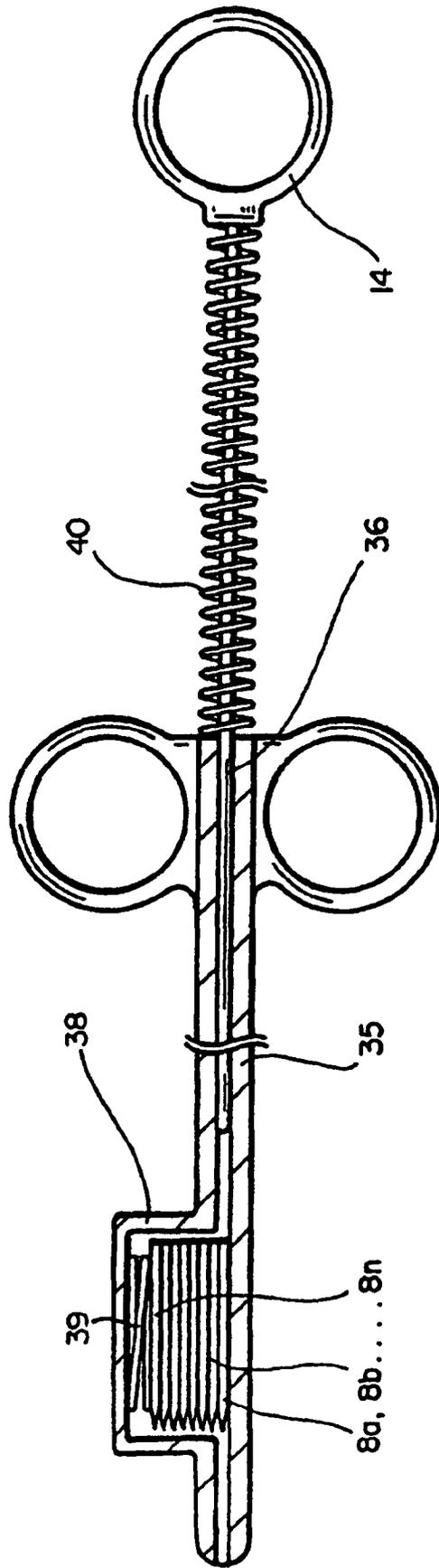
Figur 213B



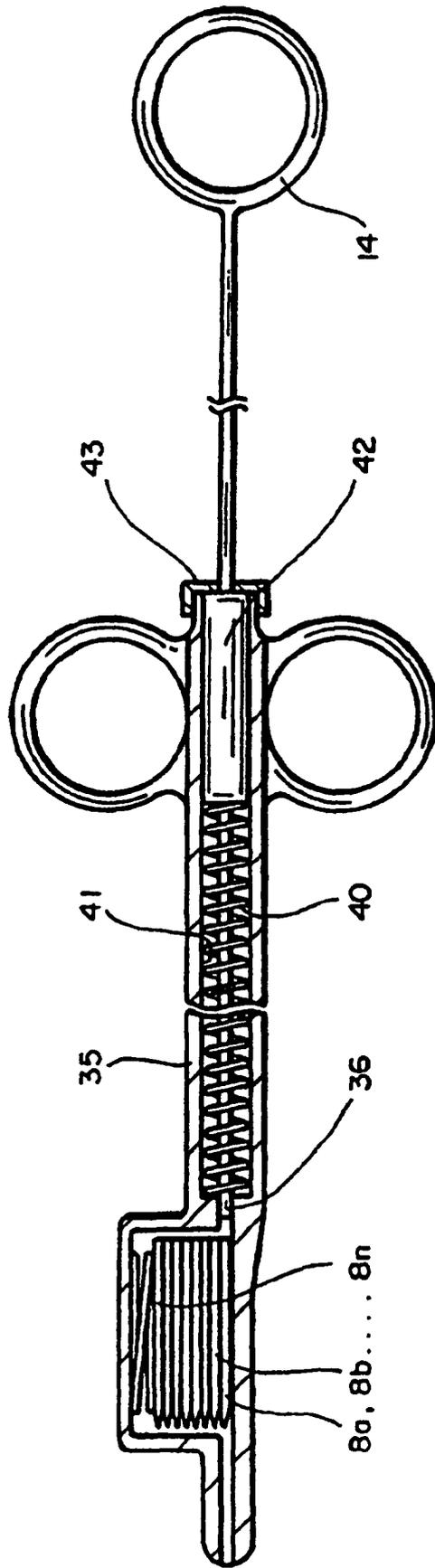
Figur 213C



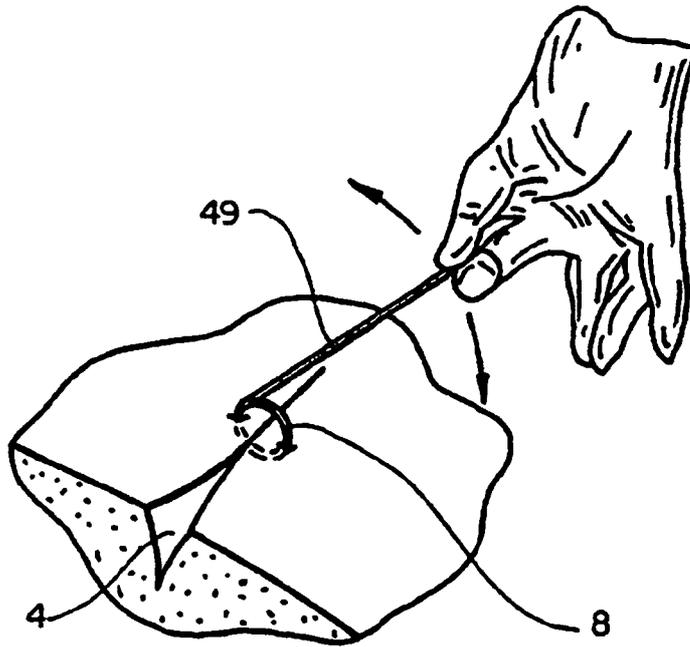
Figur 213D



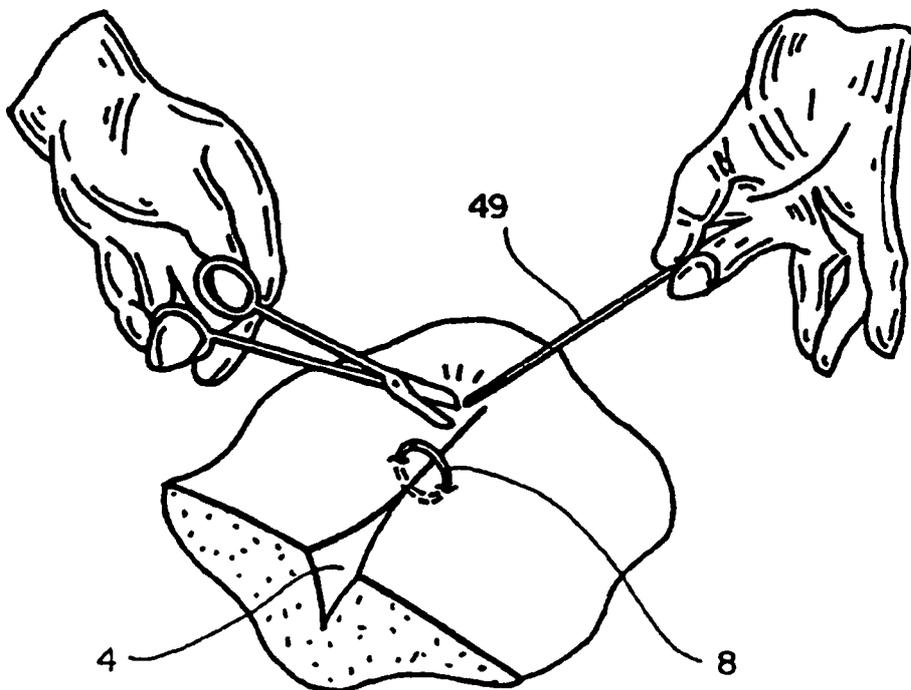
Figur 215A



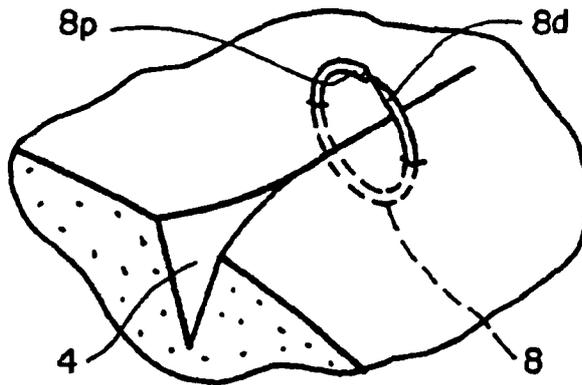
Figur 215B



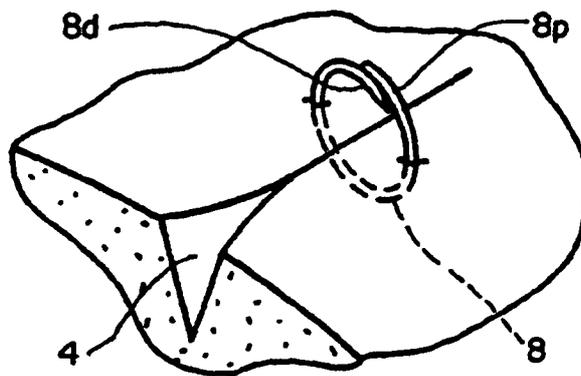
Figur 216A



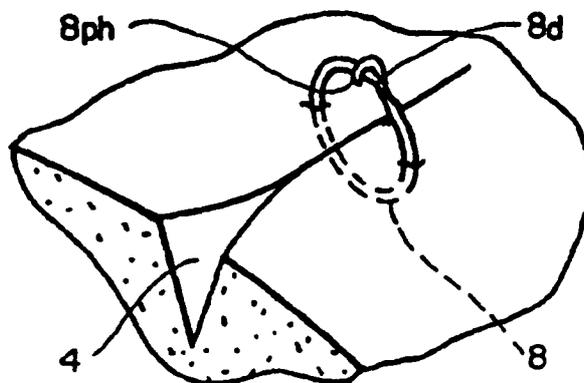
Figur 216B



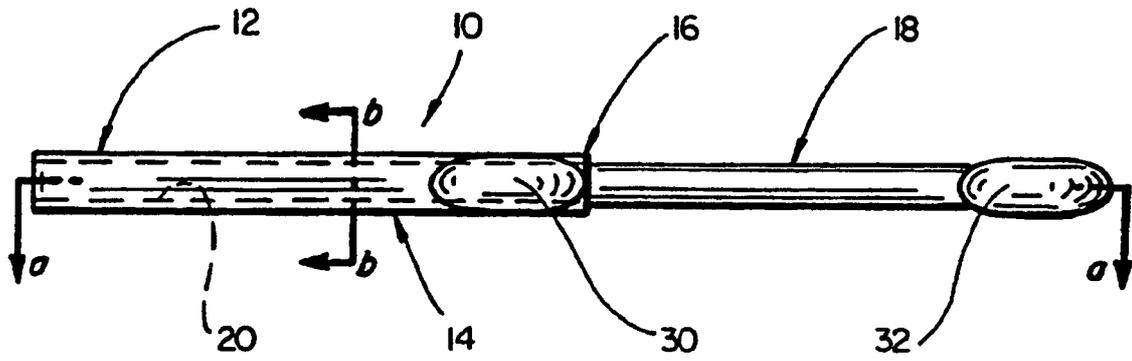
Figur 217A



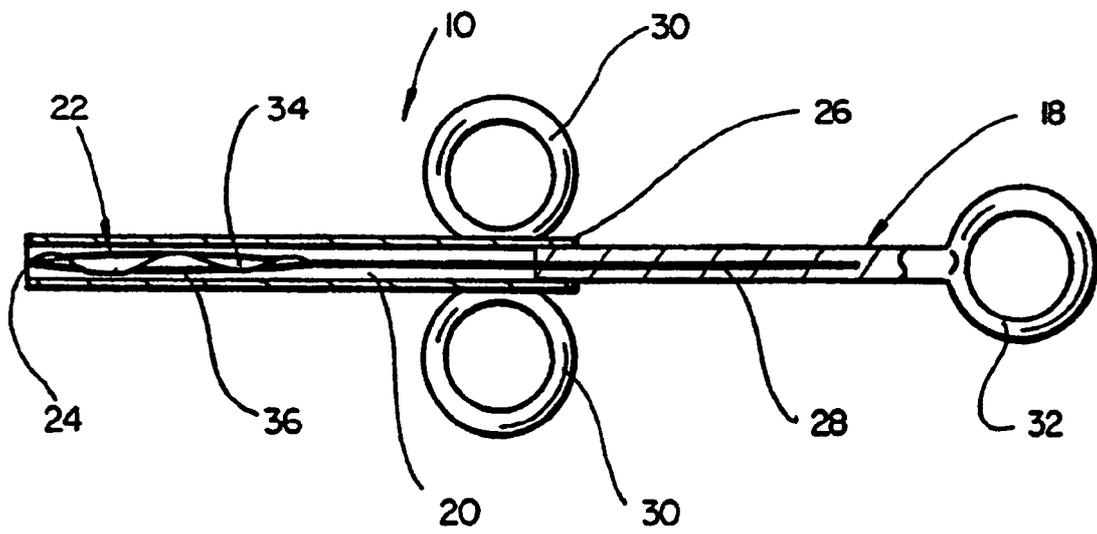
Figur 217B



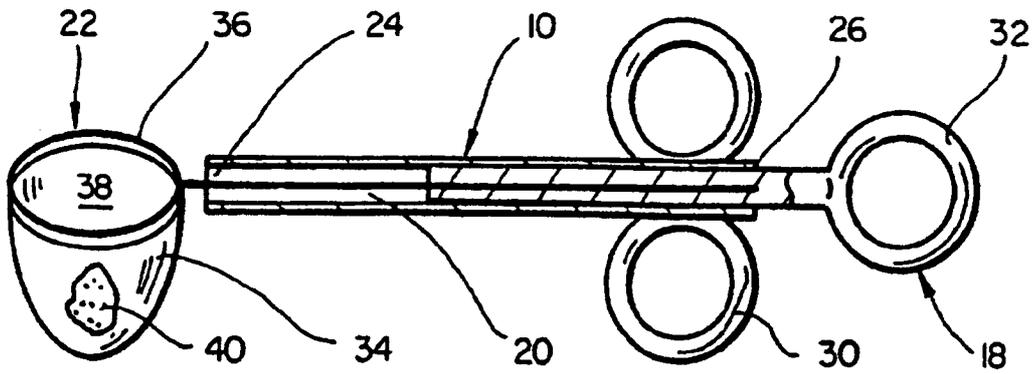
Figur 217C



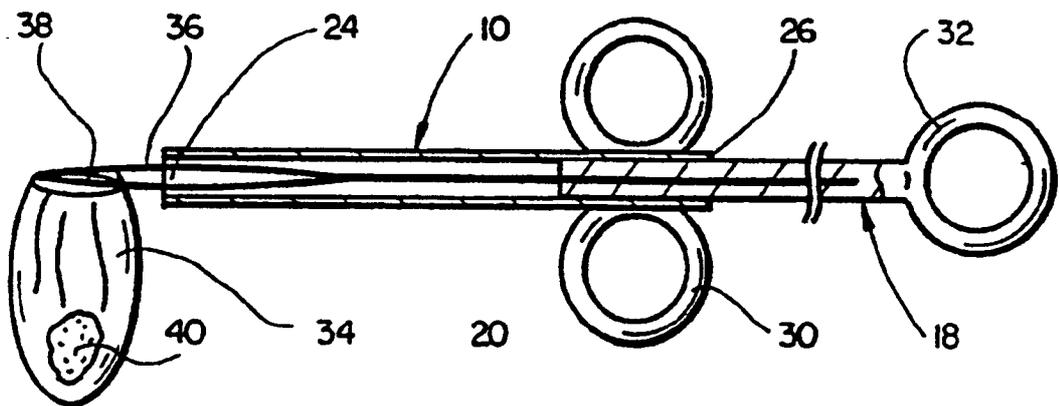
Figur 31



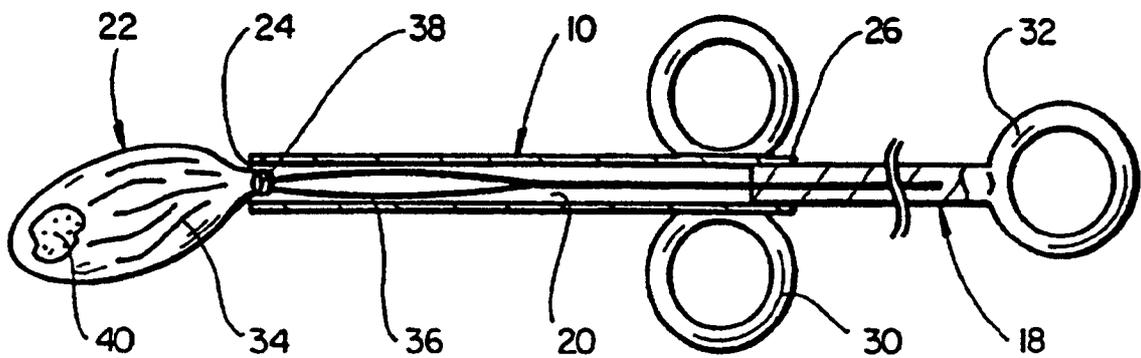
Figur 32



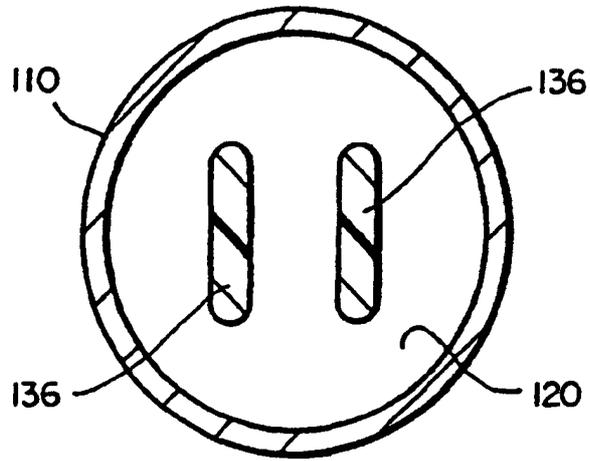
Figur 33



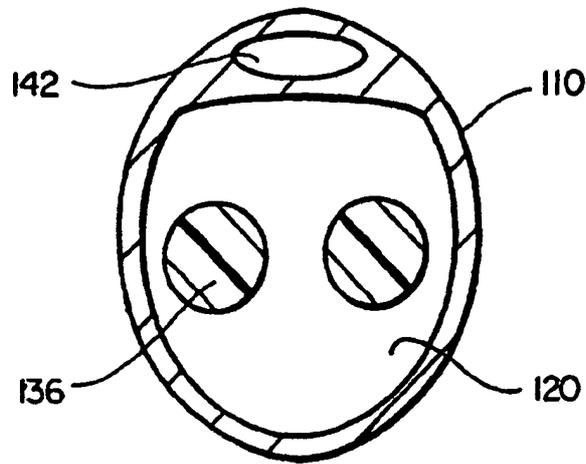
Figur 34



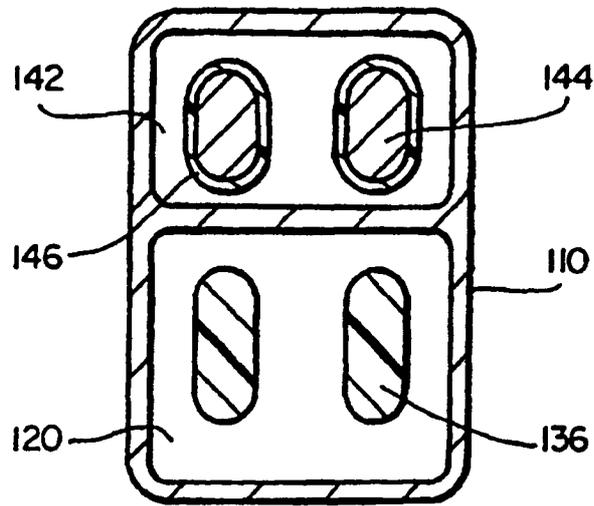
Figur 35



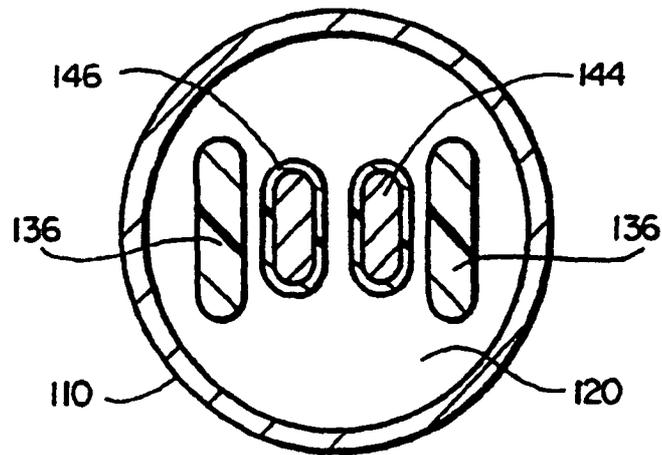
Figur 36a



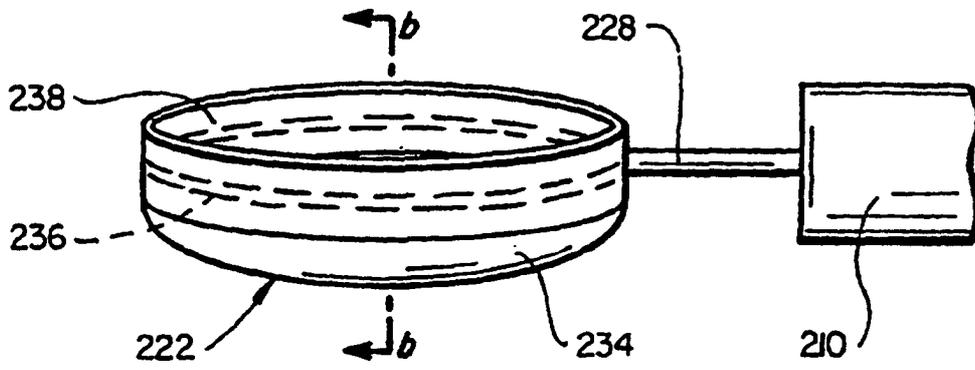
Figur 36b



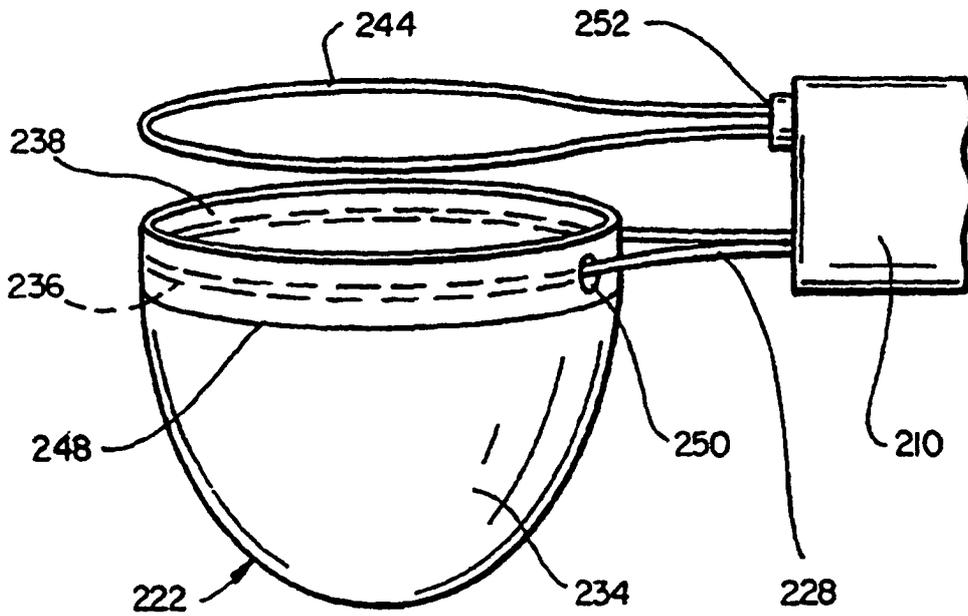
Figur 36c



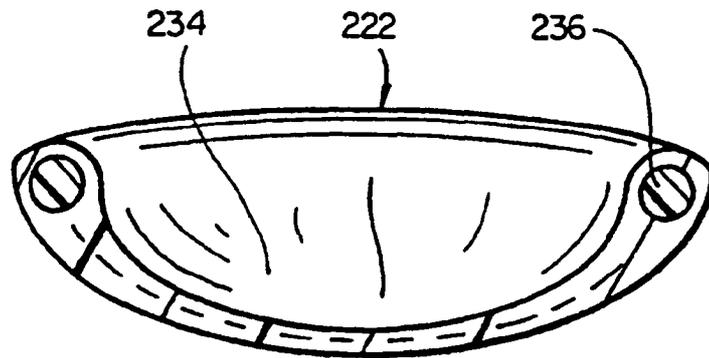
Figur 36d



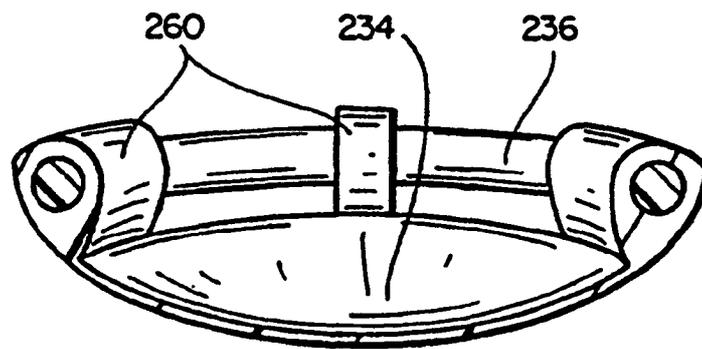
Figur 37



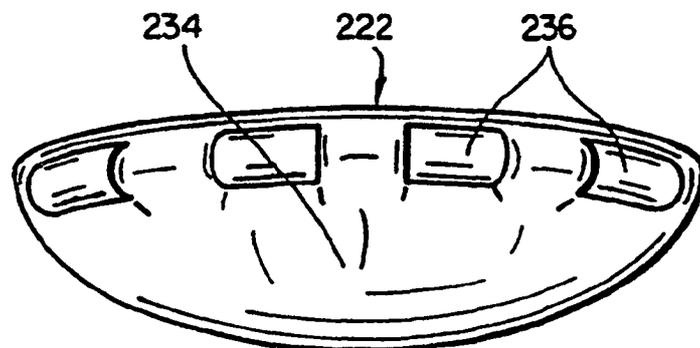
Figur 38



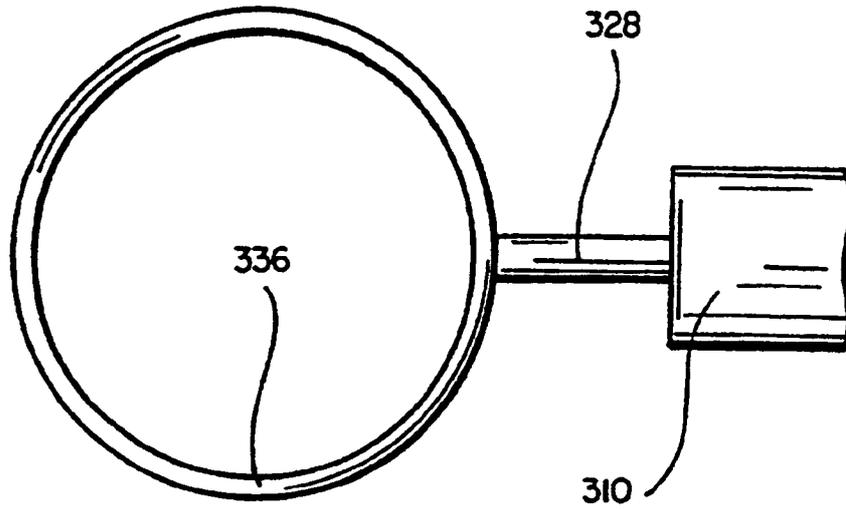
Figur 39a



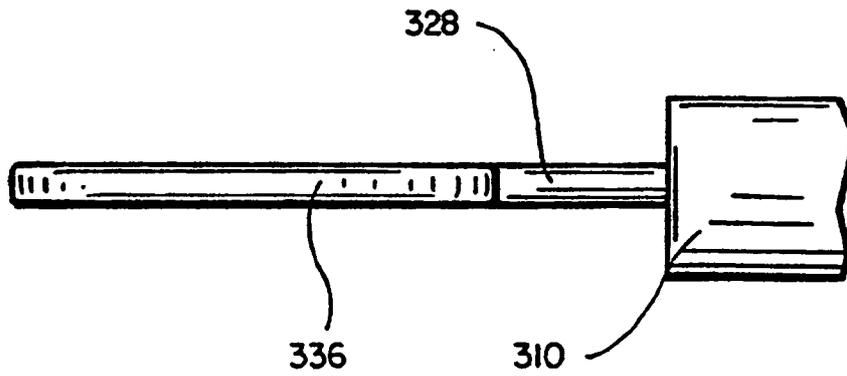
Figur 39b



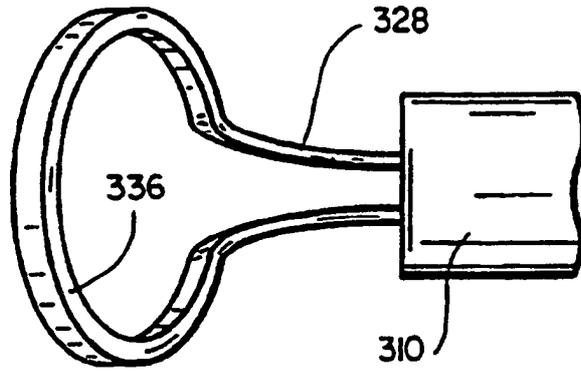
Figur 39c



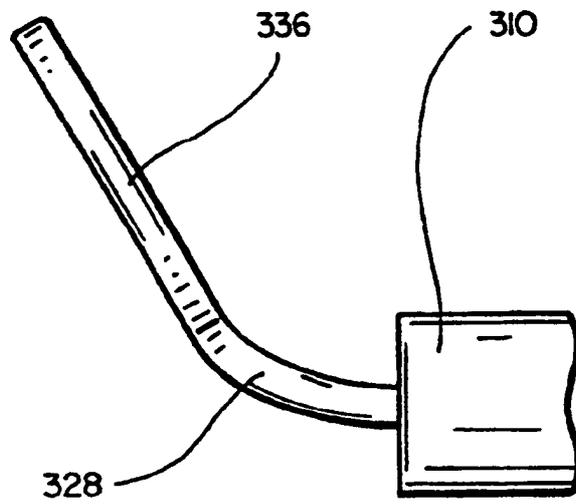
Figur 310a



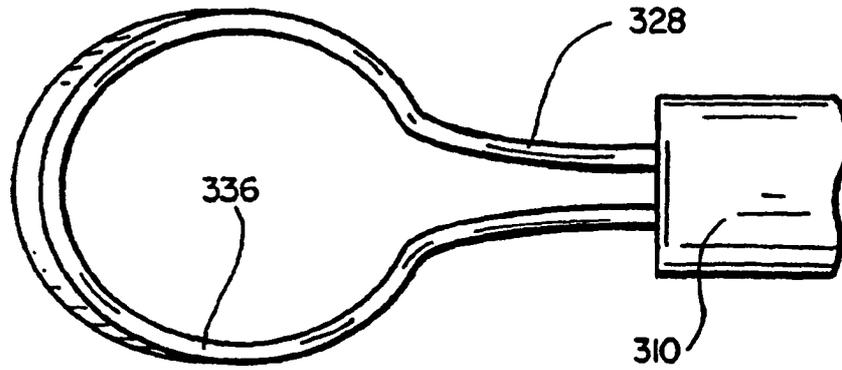
Figur 310b



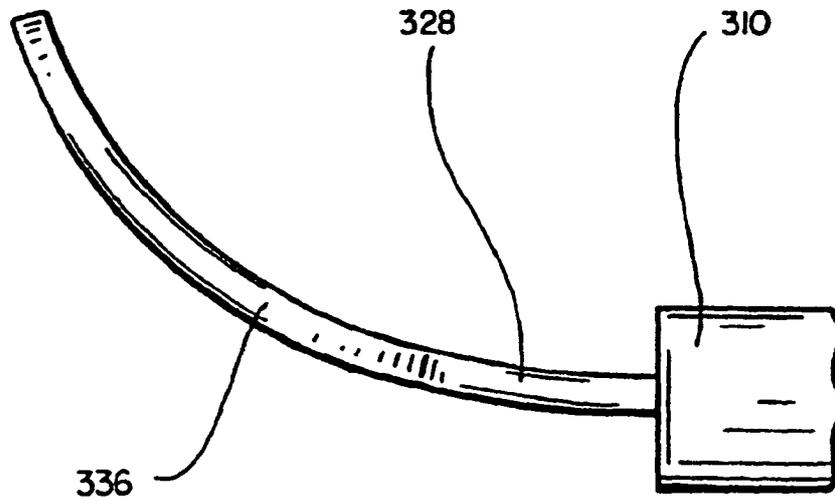
Figur 311a



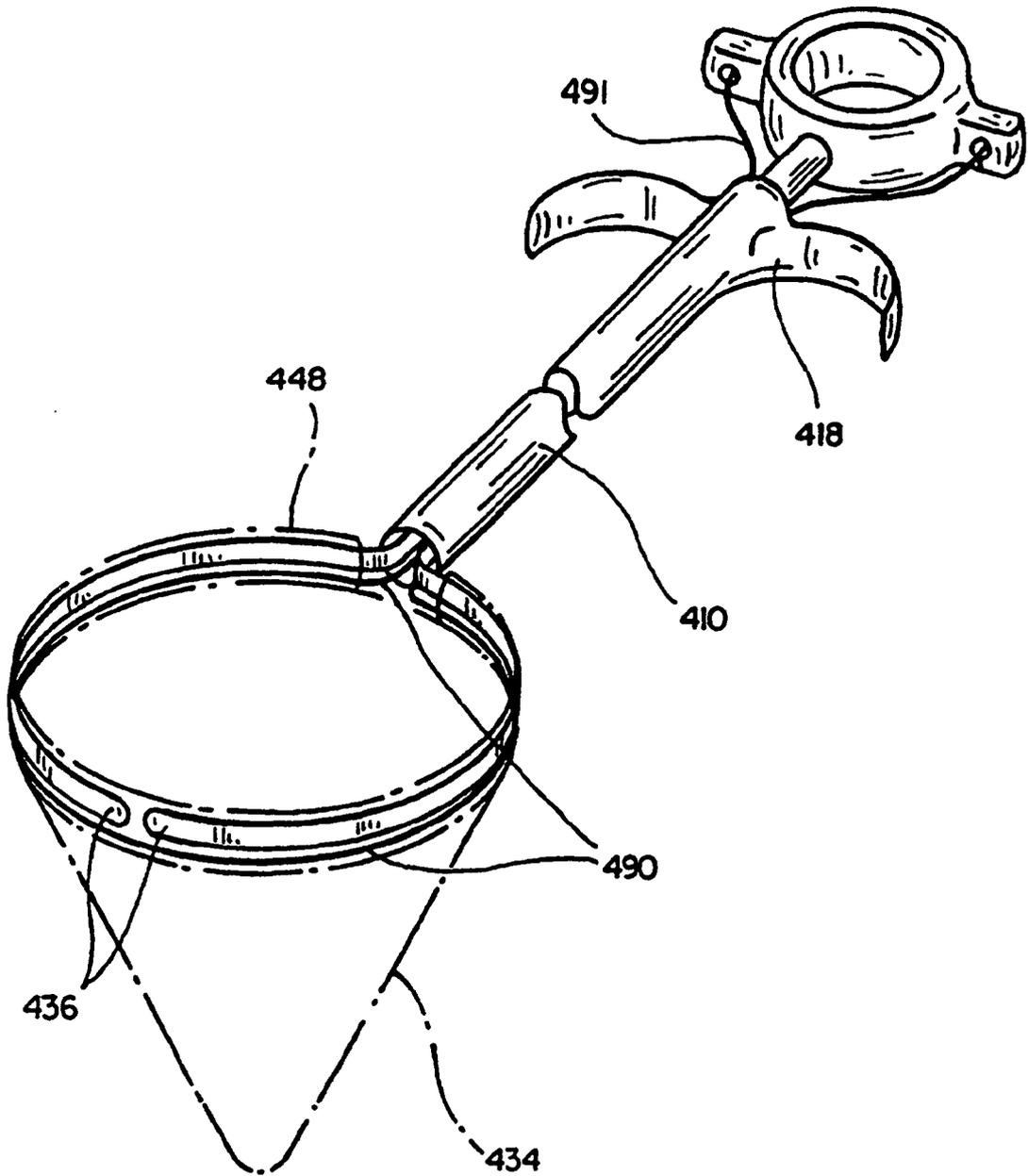
Figur 311b



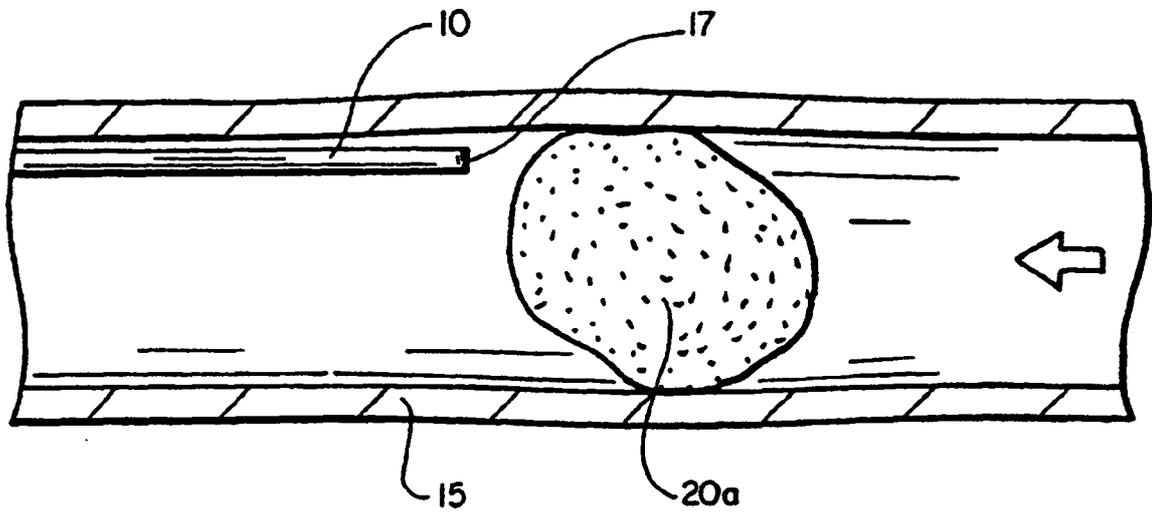
Figur 312a



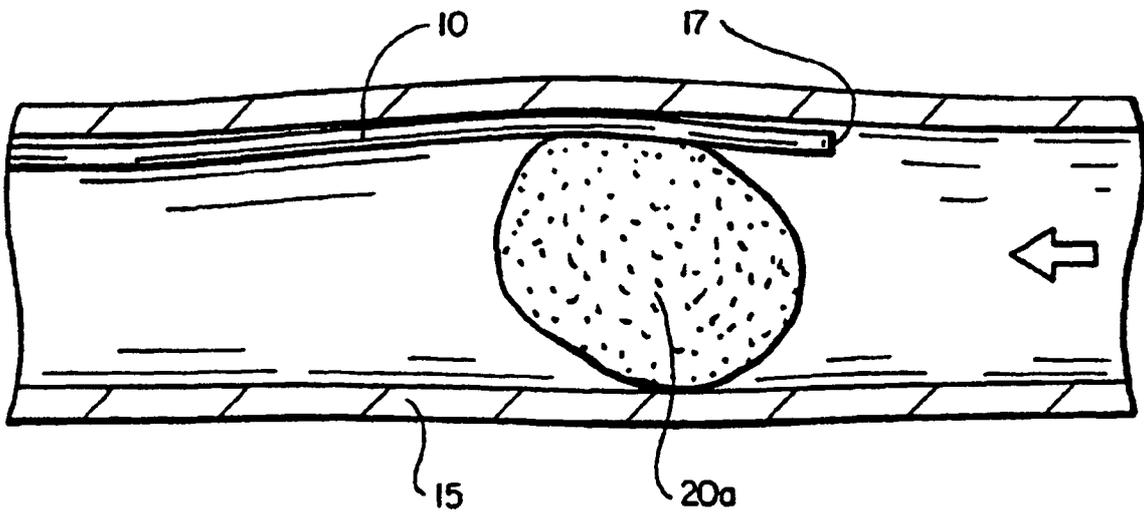
Figur 312b



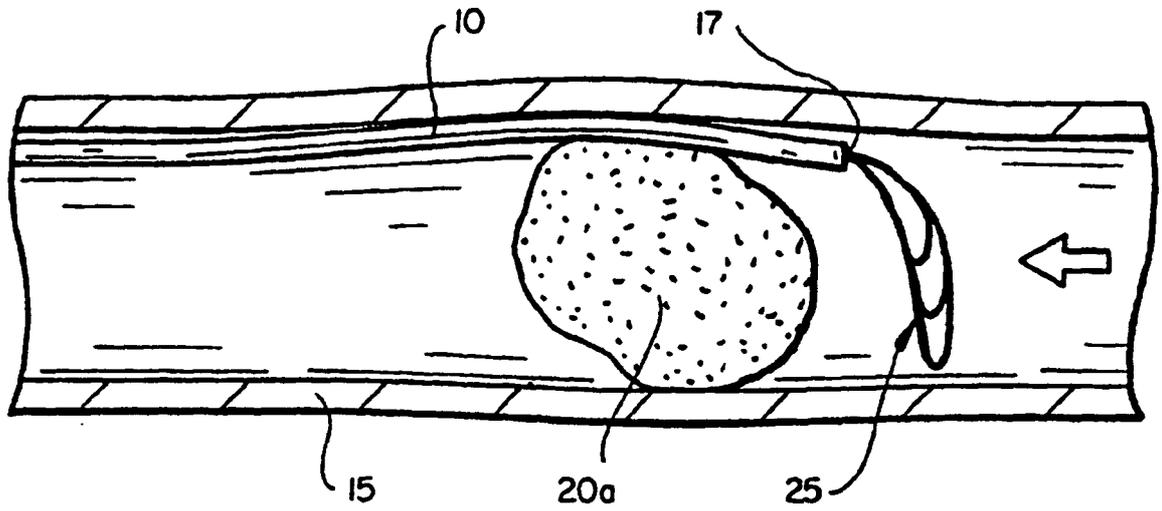
Figur 313



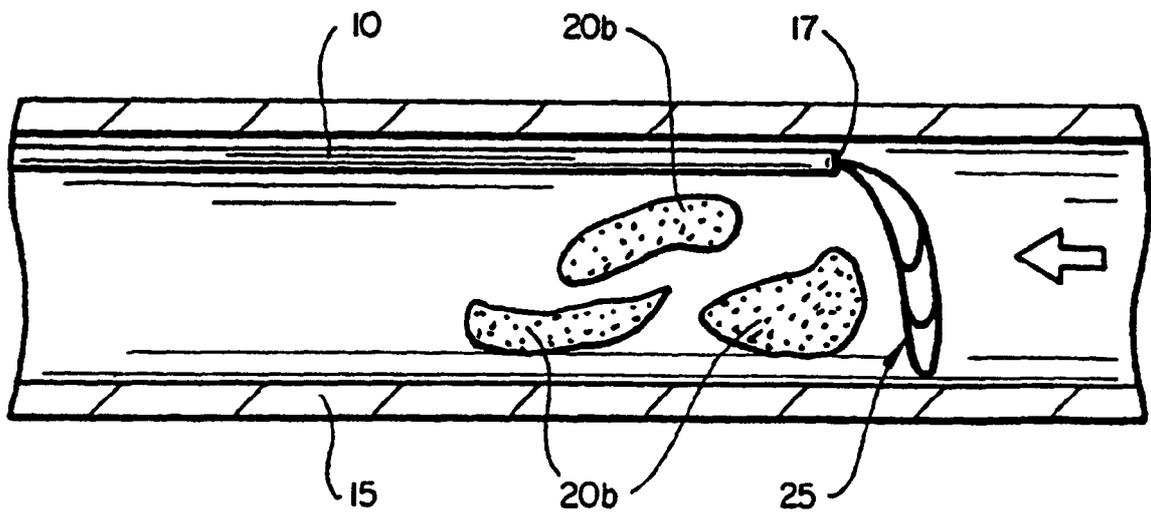
Figur 41a



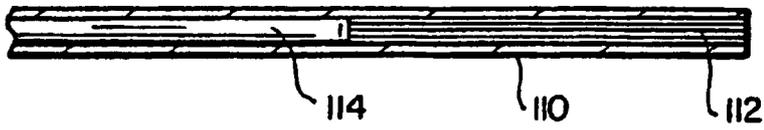
Figur 41b



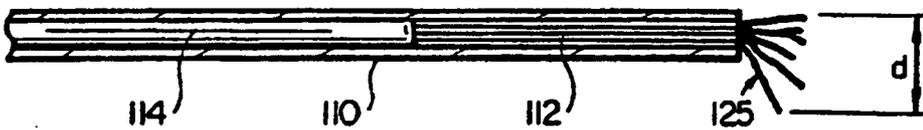
Figur 41c



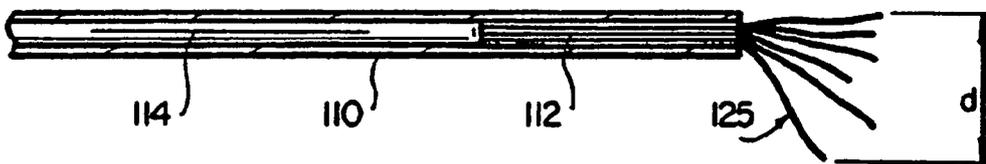
Figur 41d



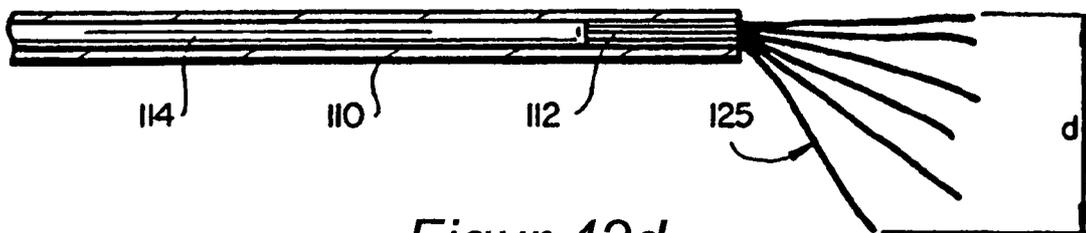
Figur 42a



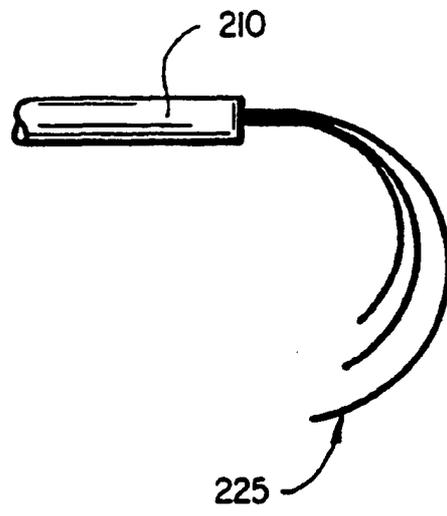
Figur 42b



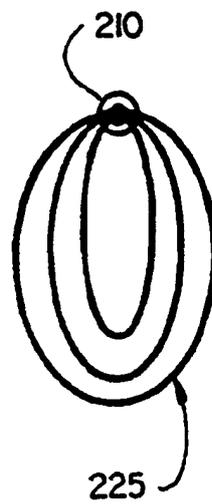
Figur 42c



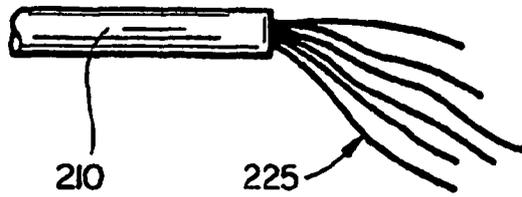
Figur 42d



Figur 43a



Figur 43b



Figur 44



Figur 44a



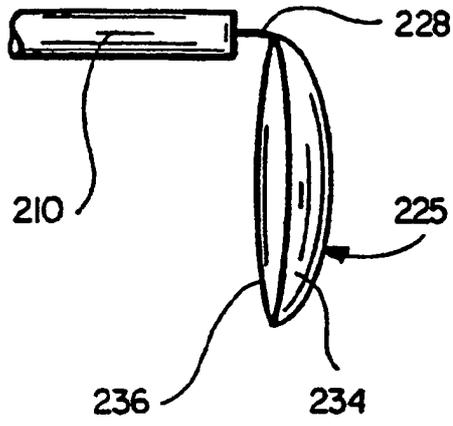
Figur 44b



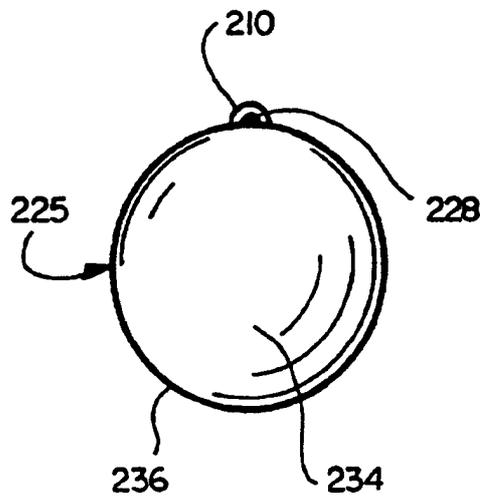
Figur 44c



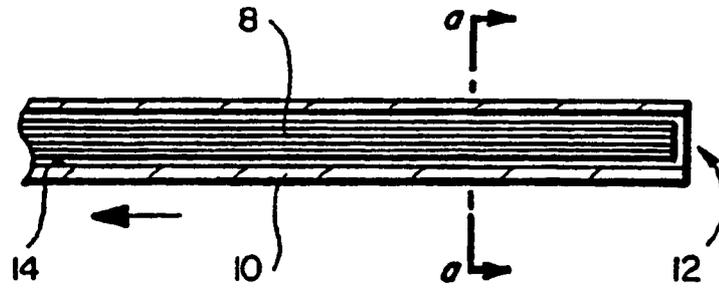
Figur 44d



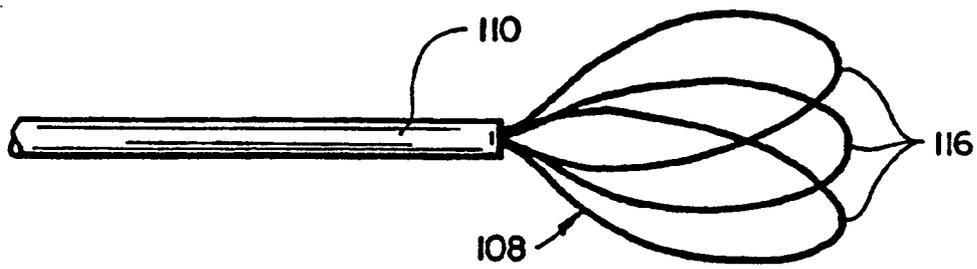
Figur 45a



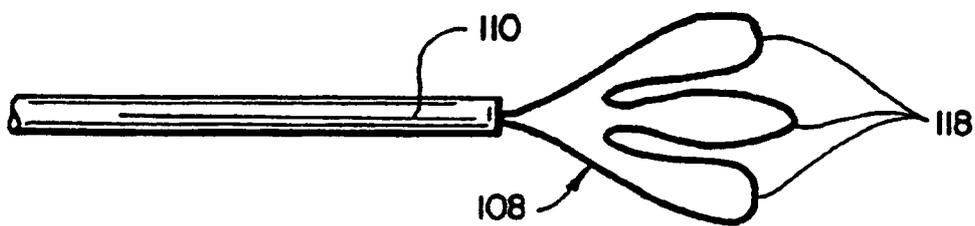
Figur 45b



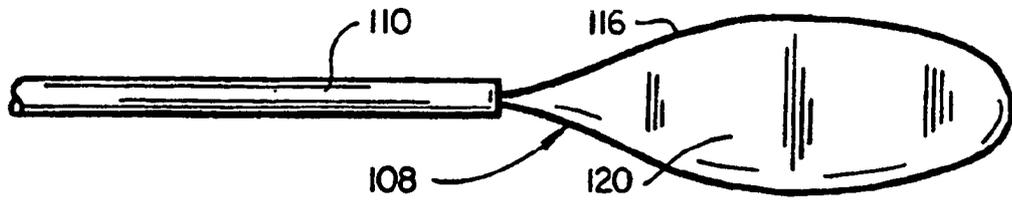
Figur 51



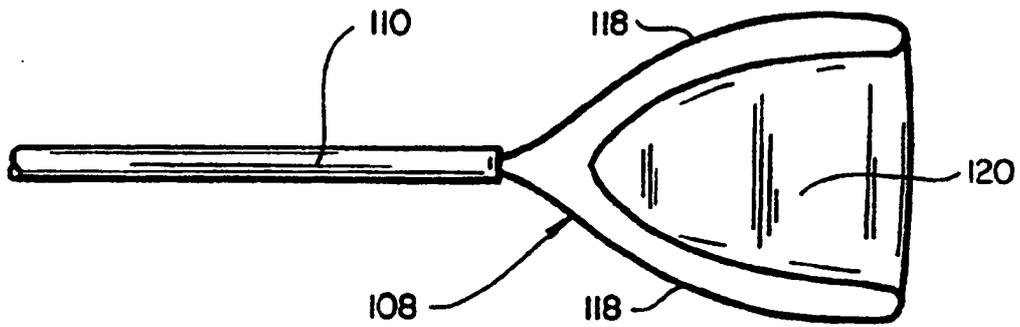
Figur 52



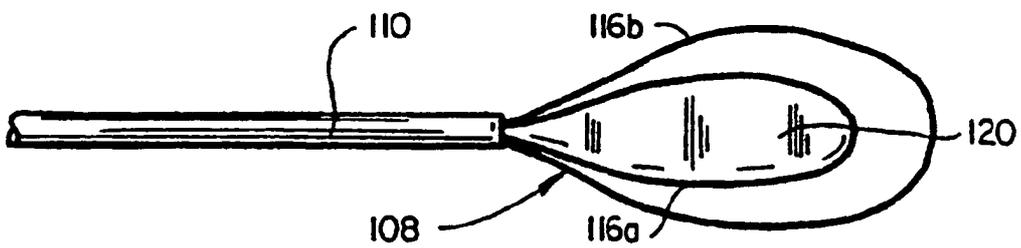
Figur 53



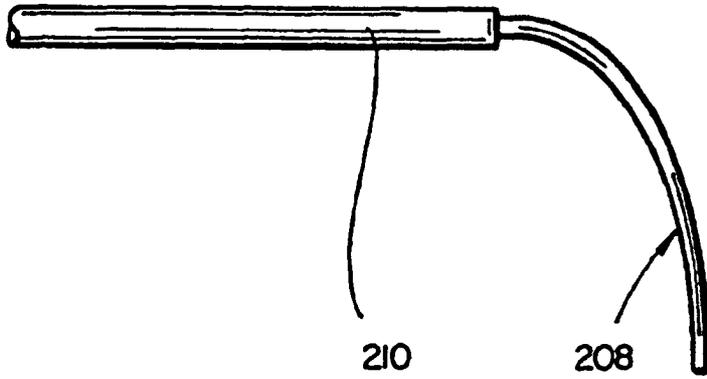
Figur 54



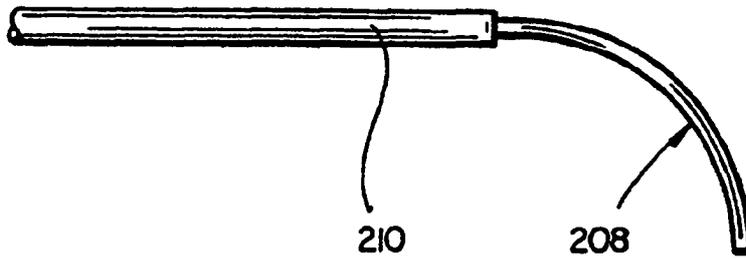
Figur 55



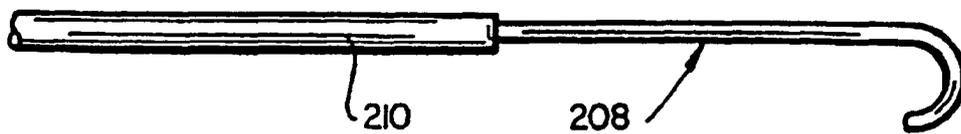
Figur 56



Figur 57



Figur 58



Figur 59



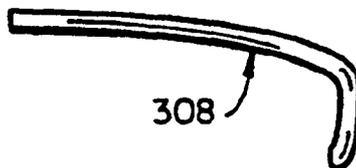
Figur 510



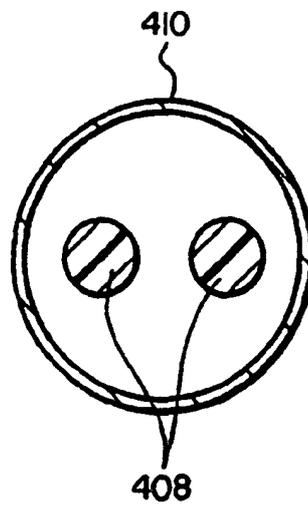
Figur 511



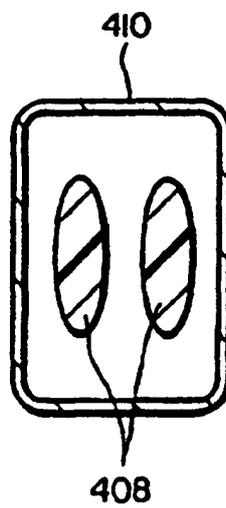
Figur 512



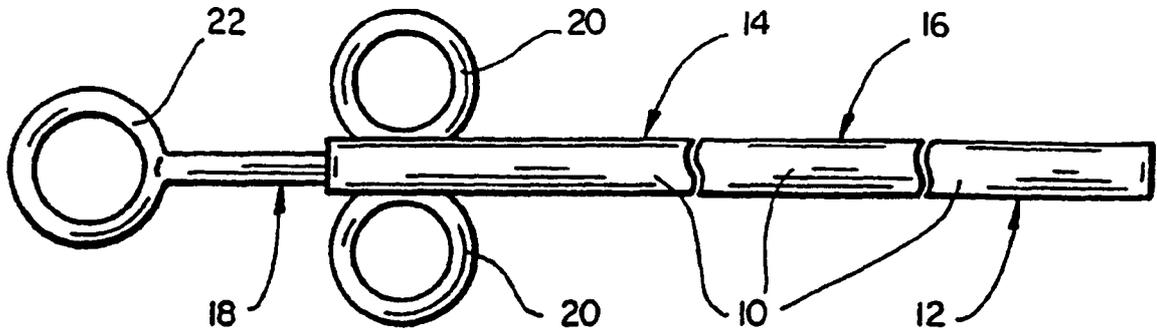
Figur 513



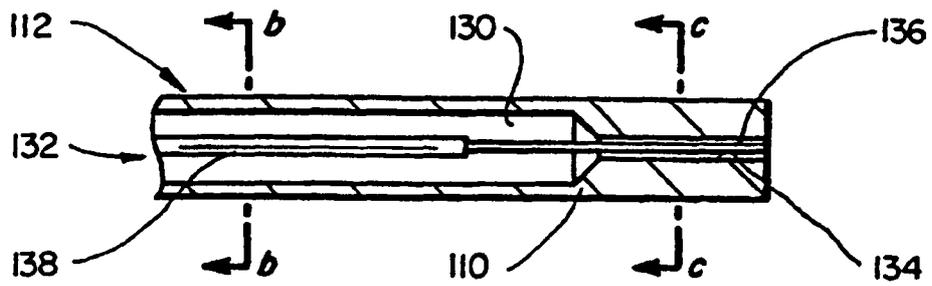
Figur 514



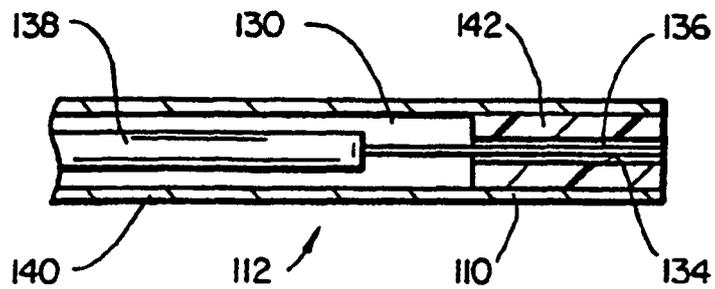
Figur 515



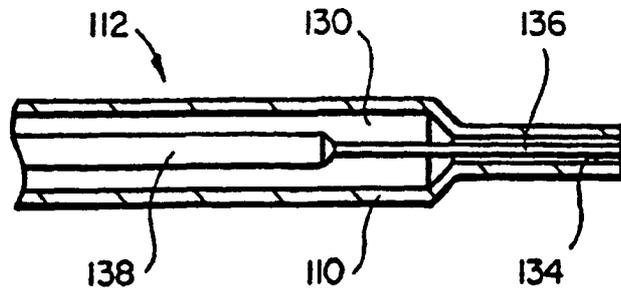
Figur 61



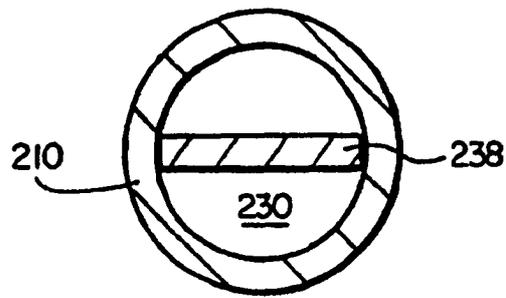
Figur 62



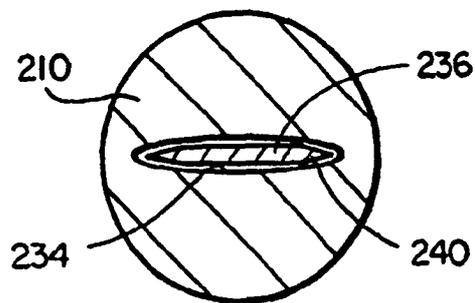
Figur 63



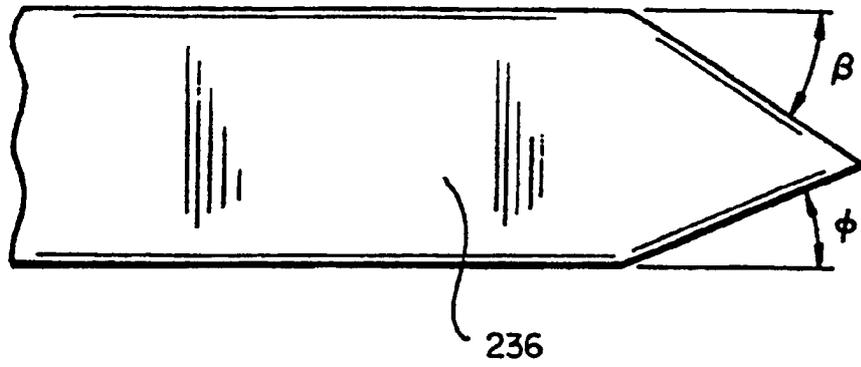
Figur 64



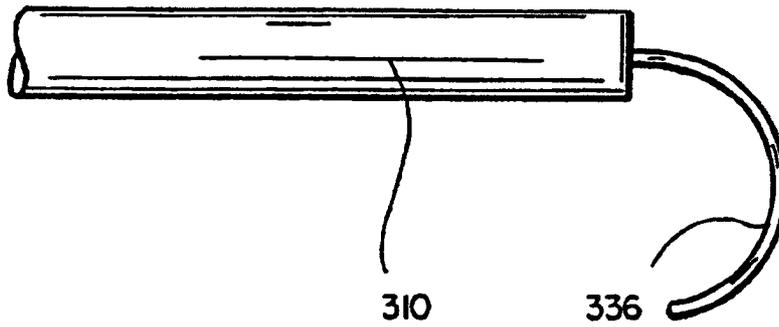
Figur 65



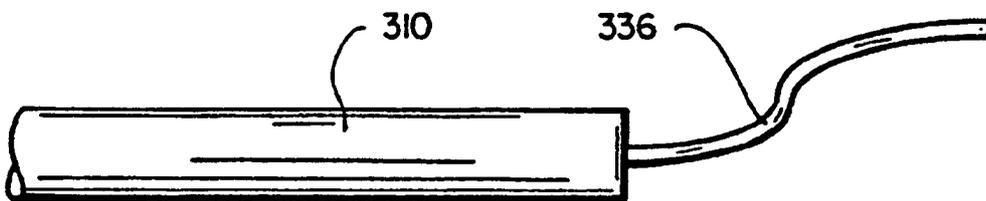
Figur 66



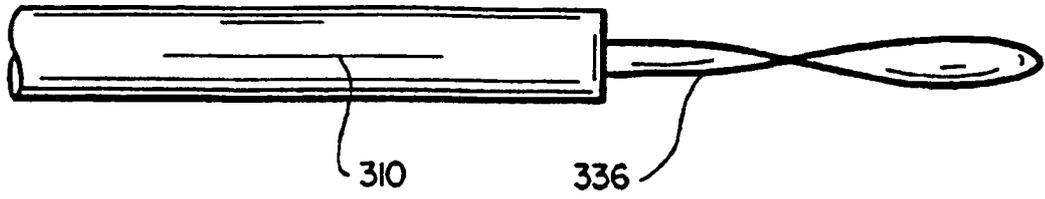
Figur 67



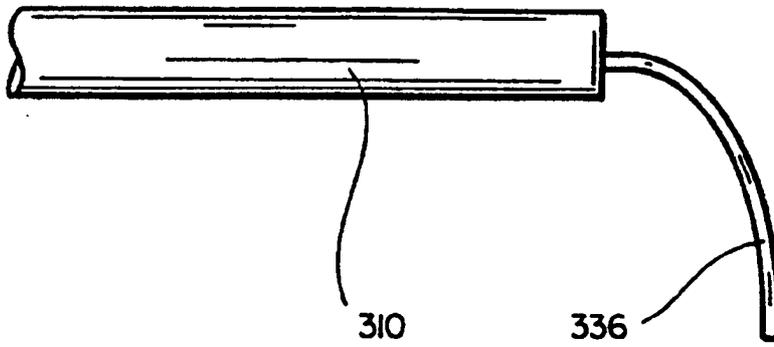
Figur 68



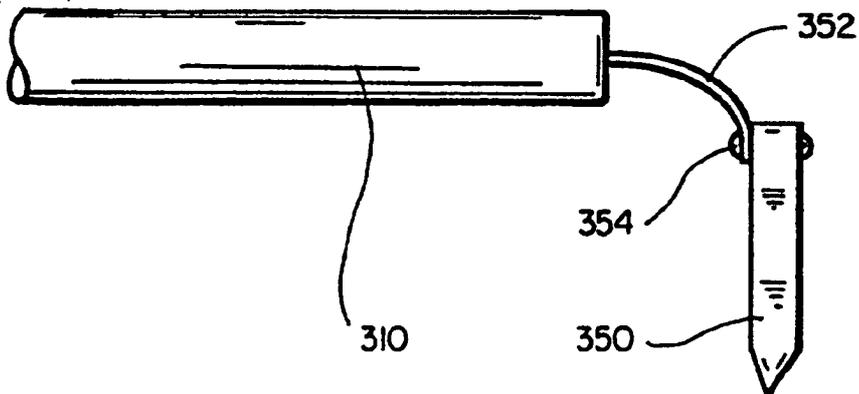
Figur 69



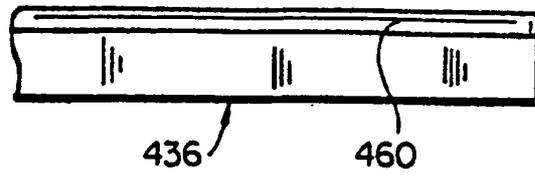
Figur 610



Figur 611



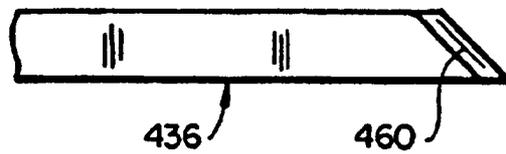
Figur 612



Figur 613



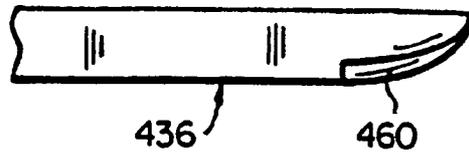
Figur 614



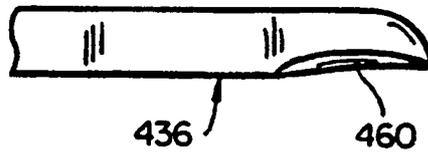
Figur 615



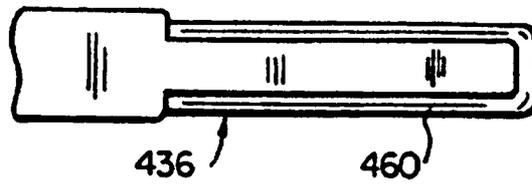
Figur 616



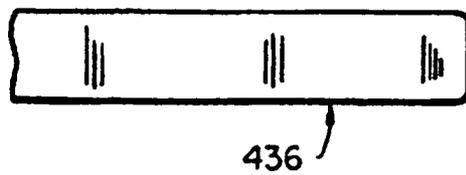
Figur 617



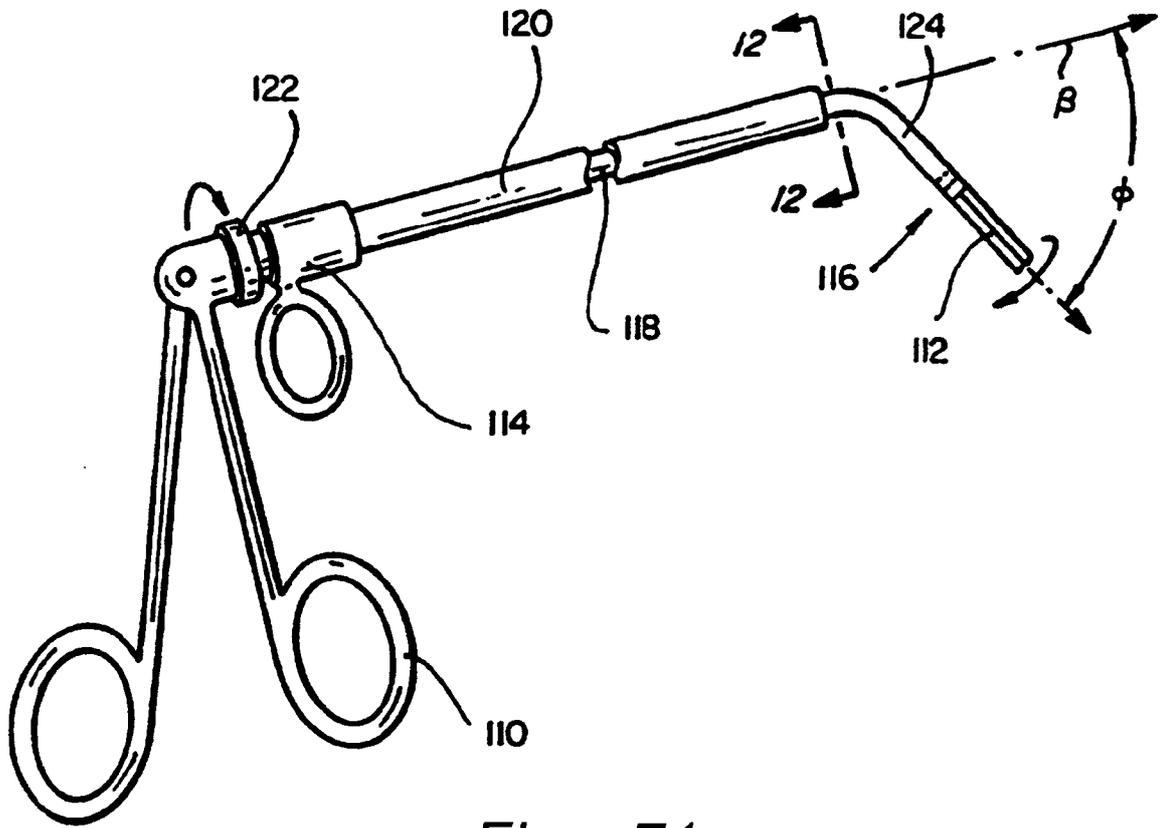
Figur 618



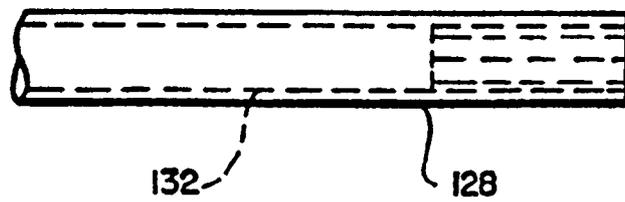
Figur 619



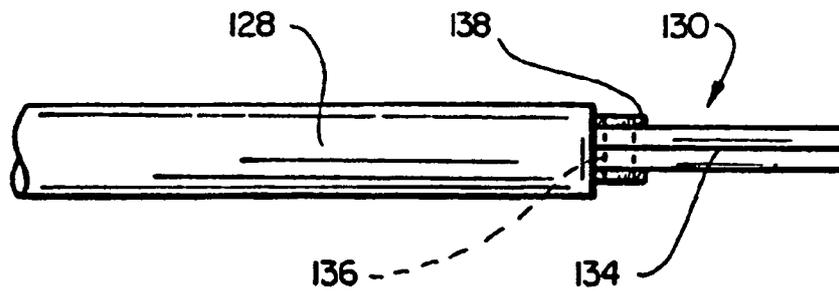
Figur 620



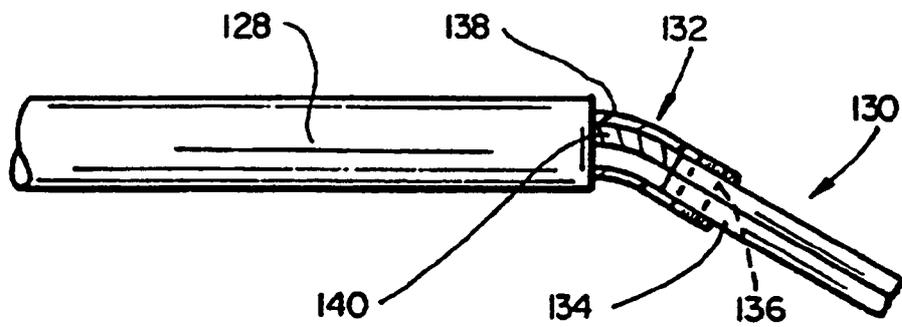
Figur 71



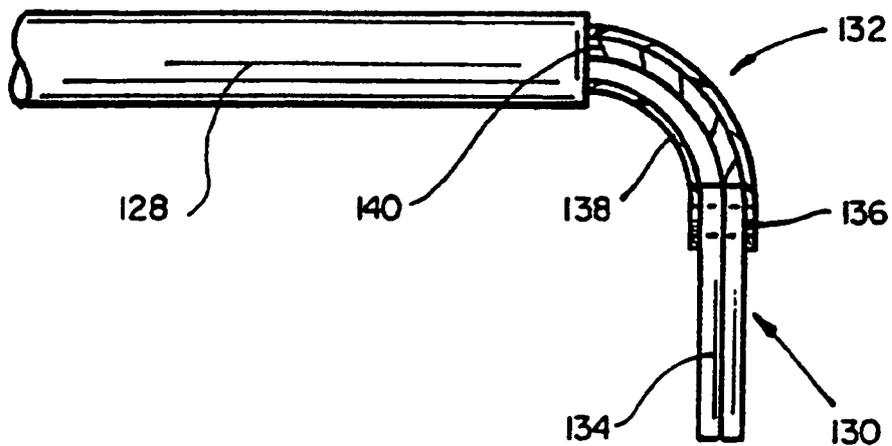
Figur 72a



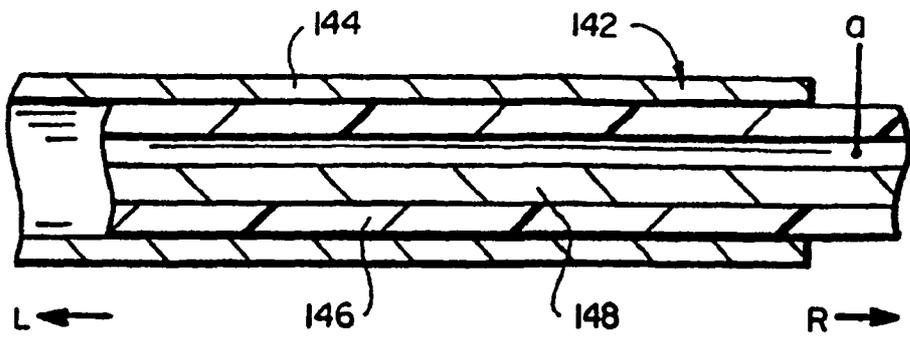
Figur 72b



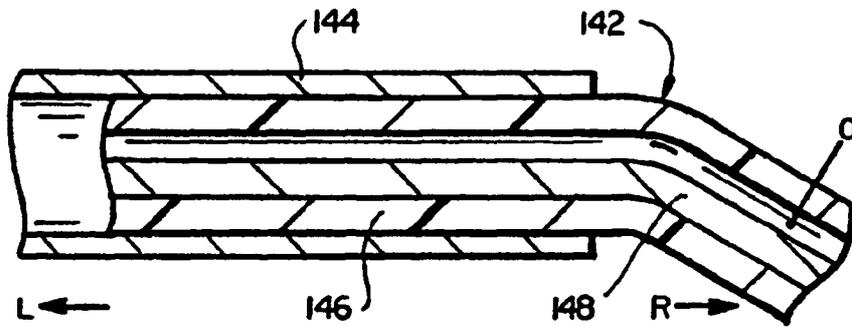
Figur 72c



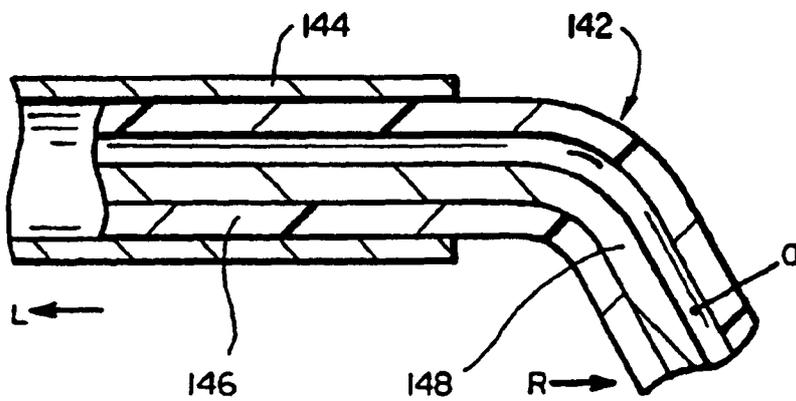
Figur 72d



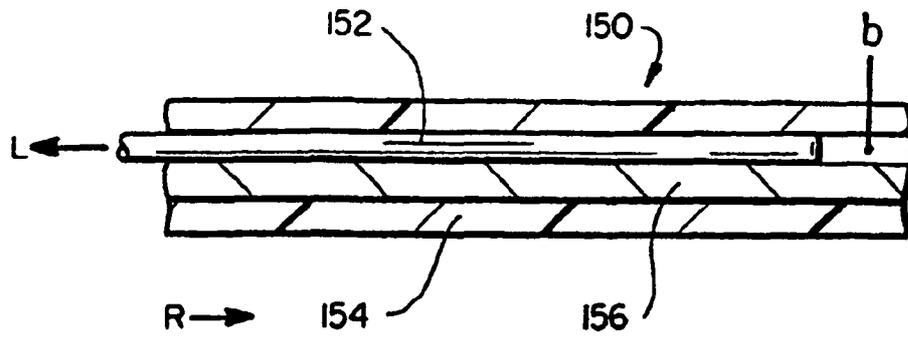
Figur 73a



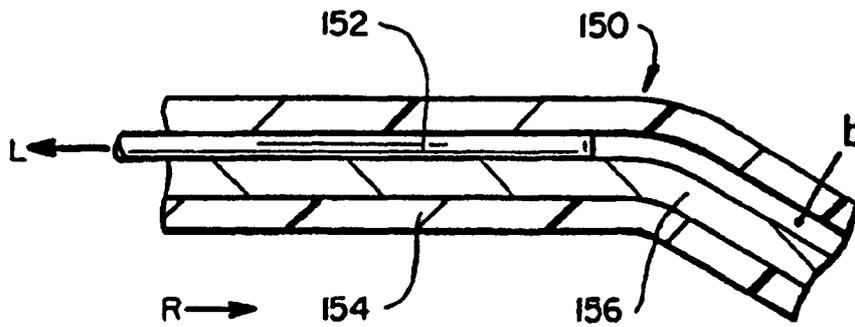
Figur 73b



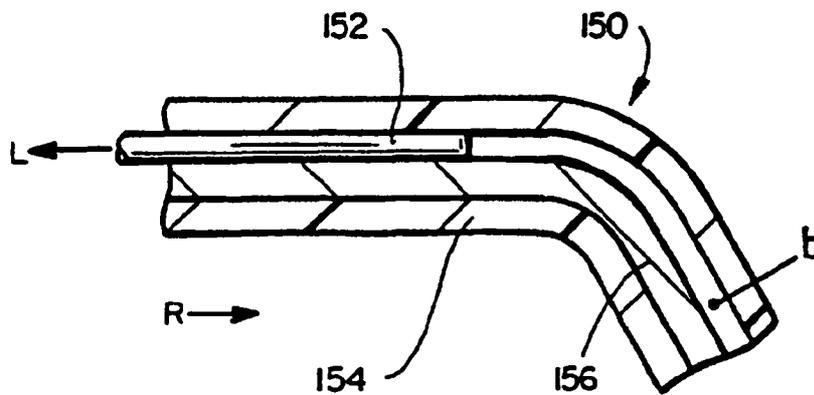
Figur 73c



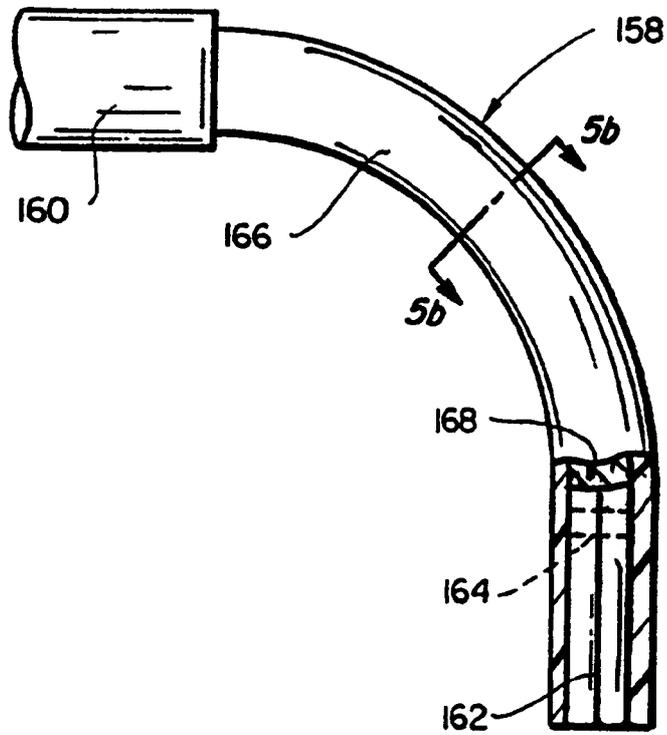
Figur 74a



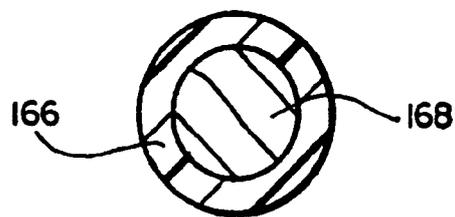
Figur 74b



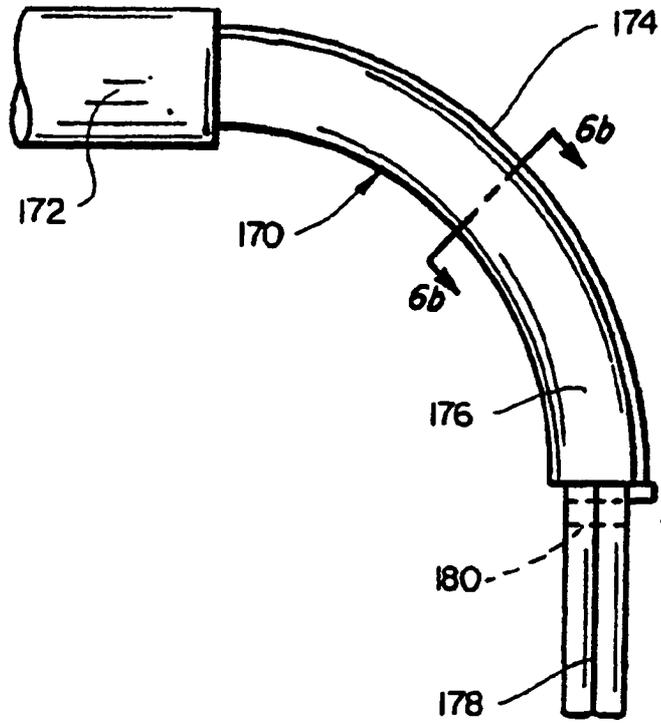
Figur 74c



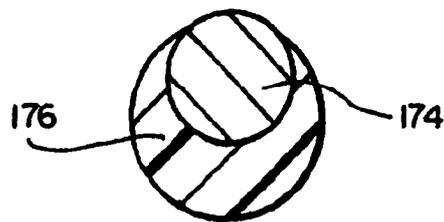
Figur 75a



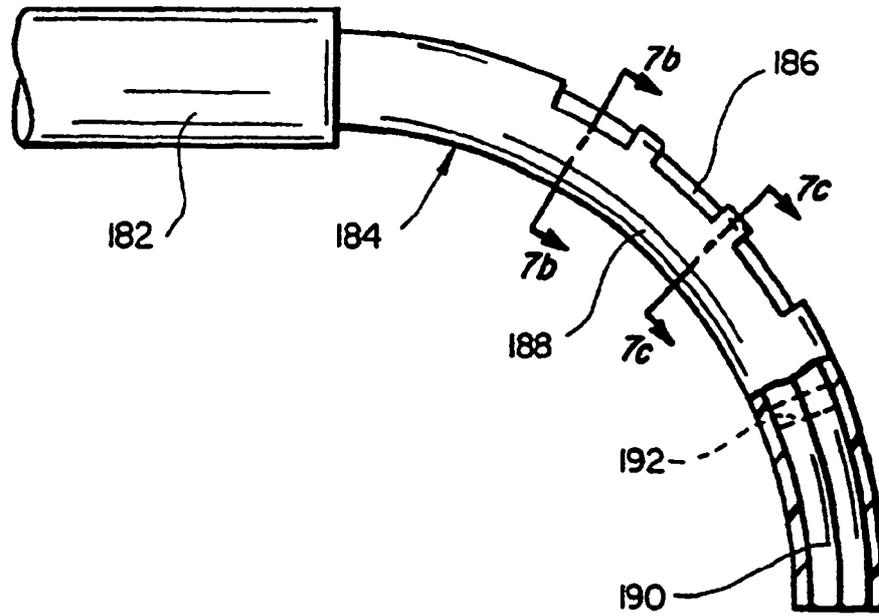
Figur 75b



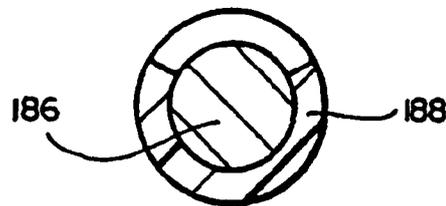
Figur 76a



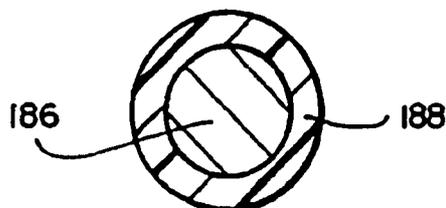
Figur 76b



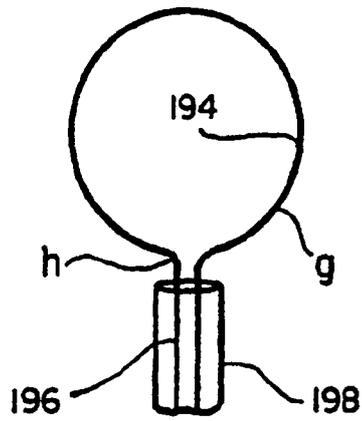
Figur 77a



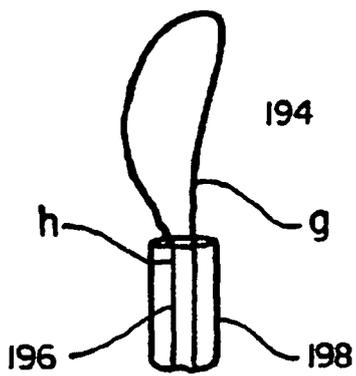
Figur 77b



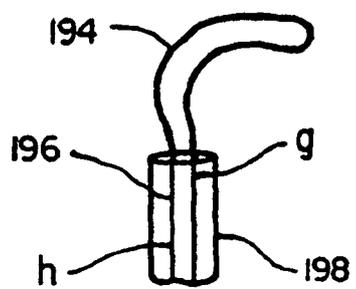
Figur 77c



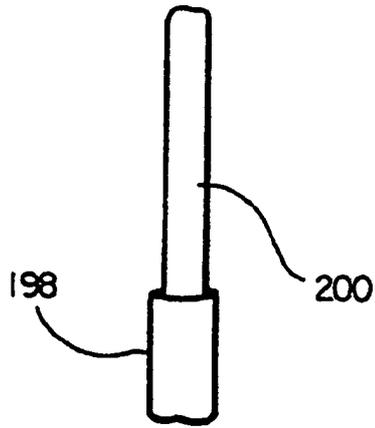
Figur 78a



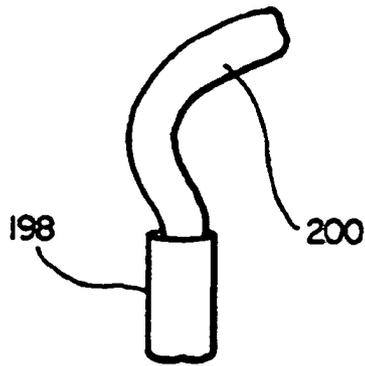
Figur 78b



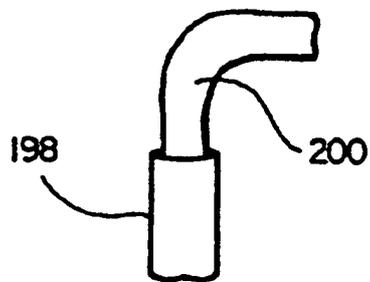
Figur 78c



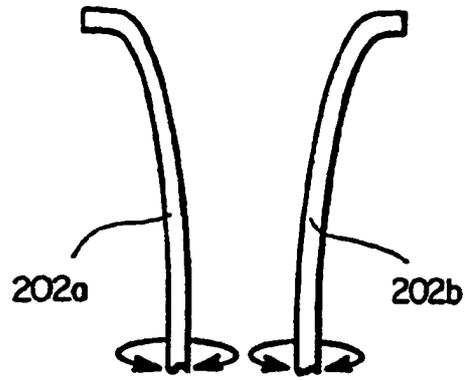
Figur 78d



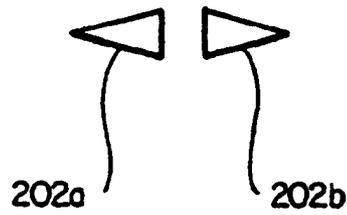
Figur 78e



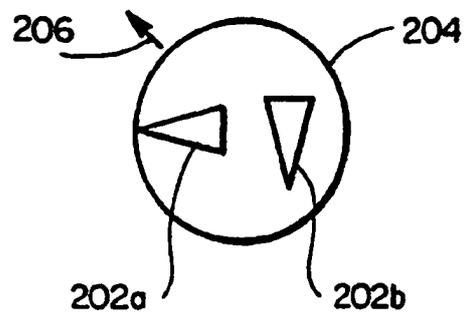
Figur 78f



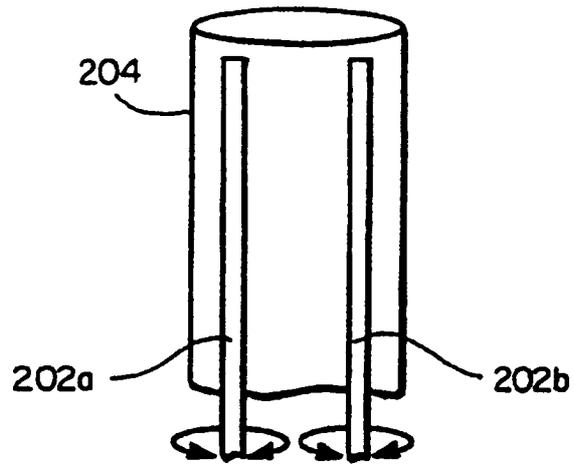
Figur 79a



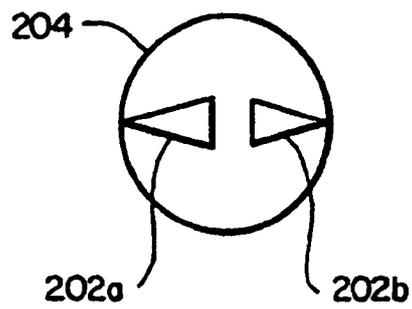
Figur 79d



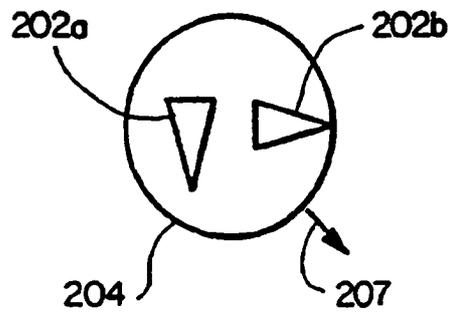
Figur 79g



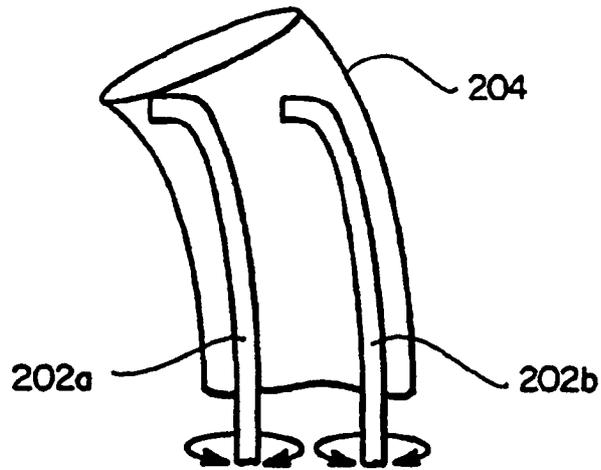
Figur 79b



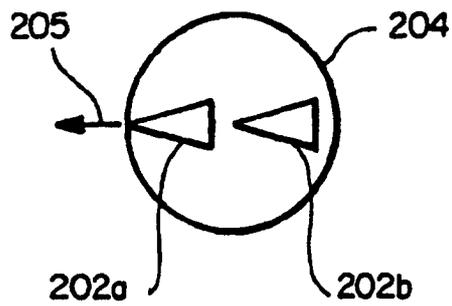
Figur 79e



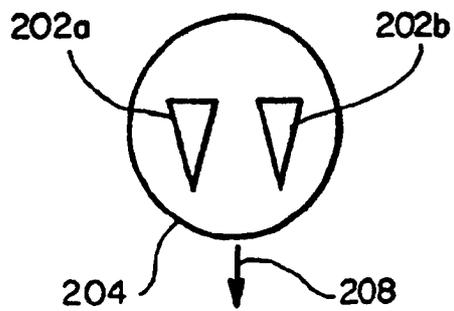
Figur 79h



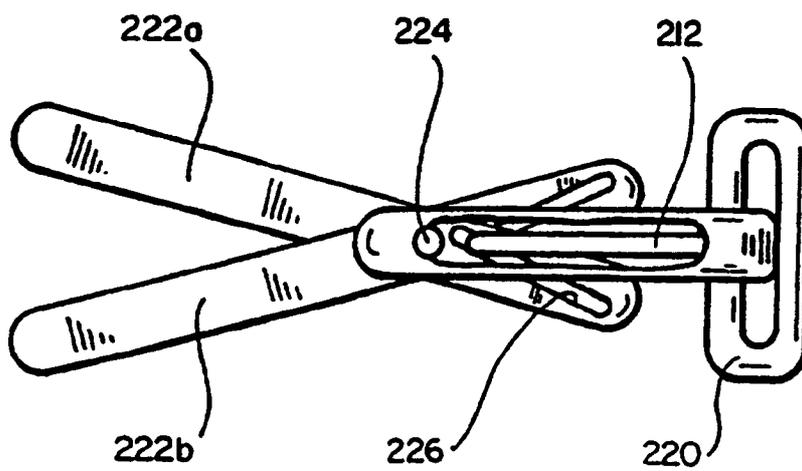
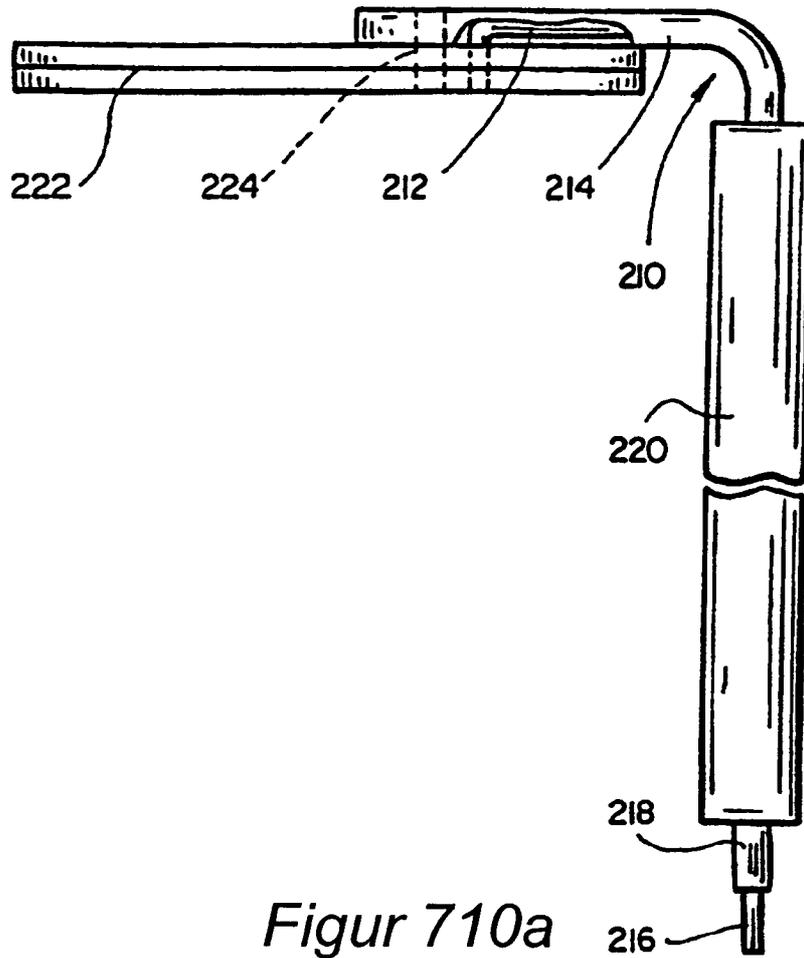
Figur 79c

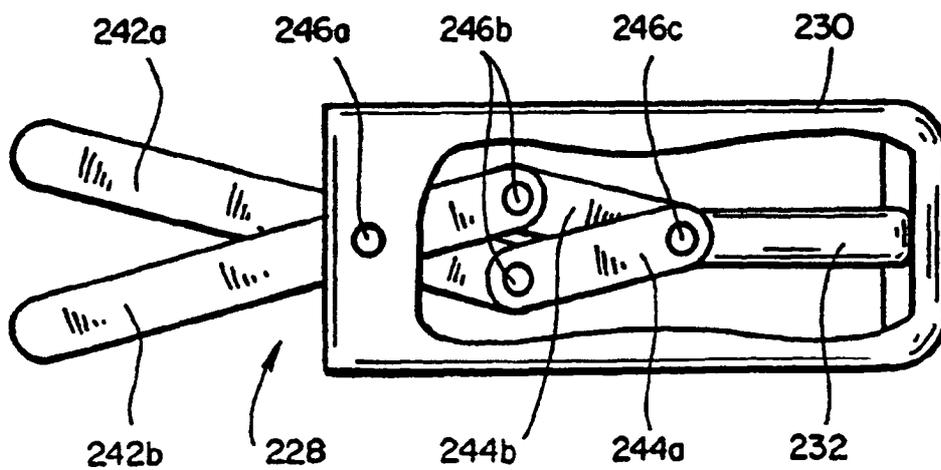
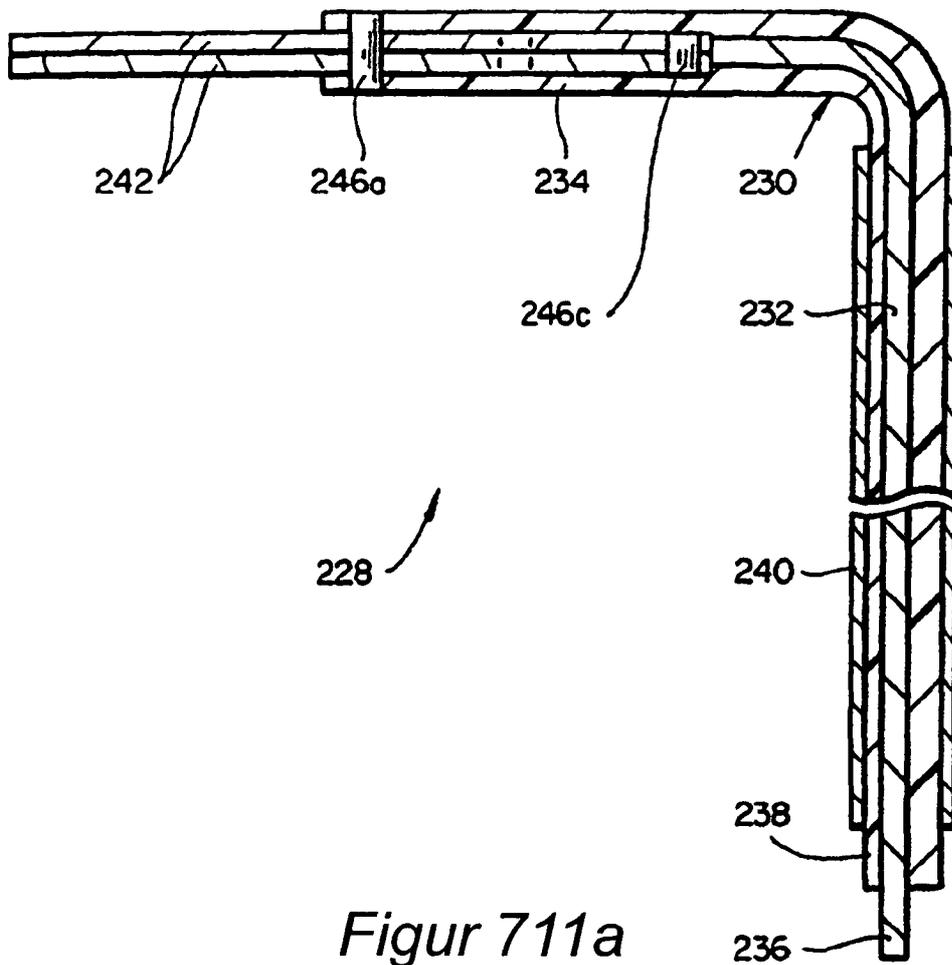


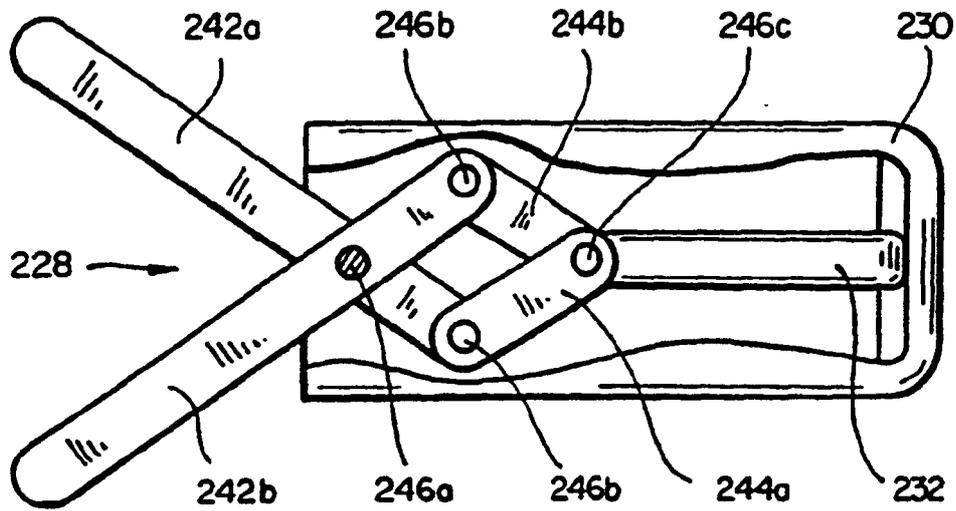
Figur 79f



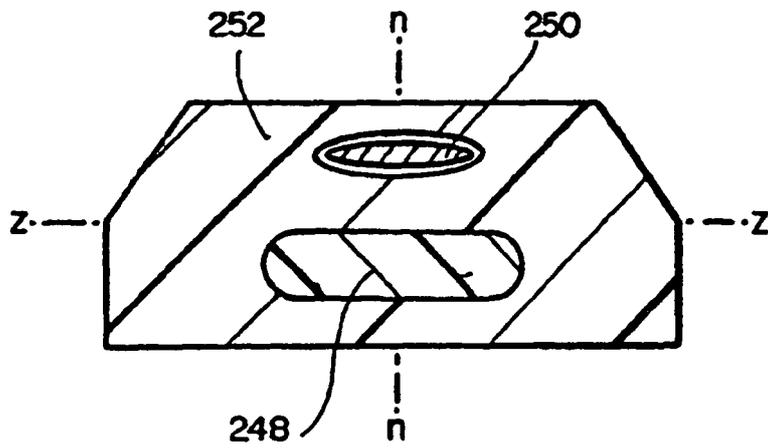
Figur 79i



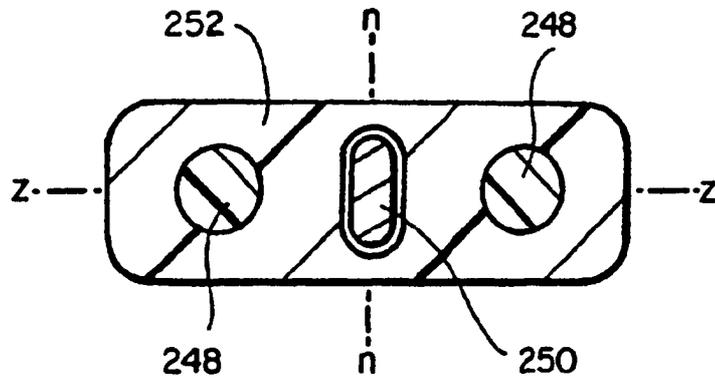




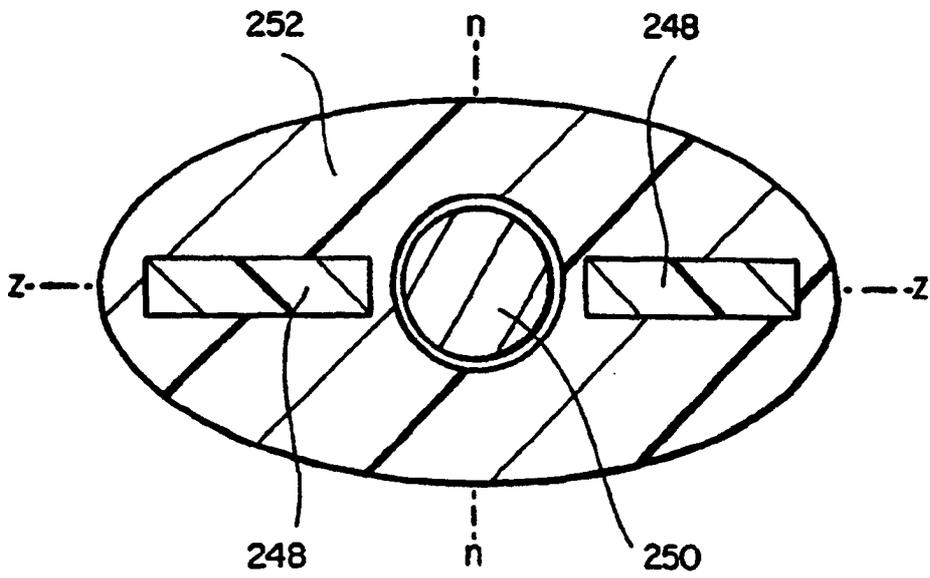
Figur 711c



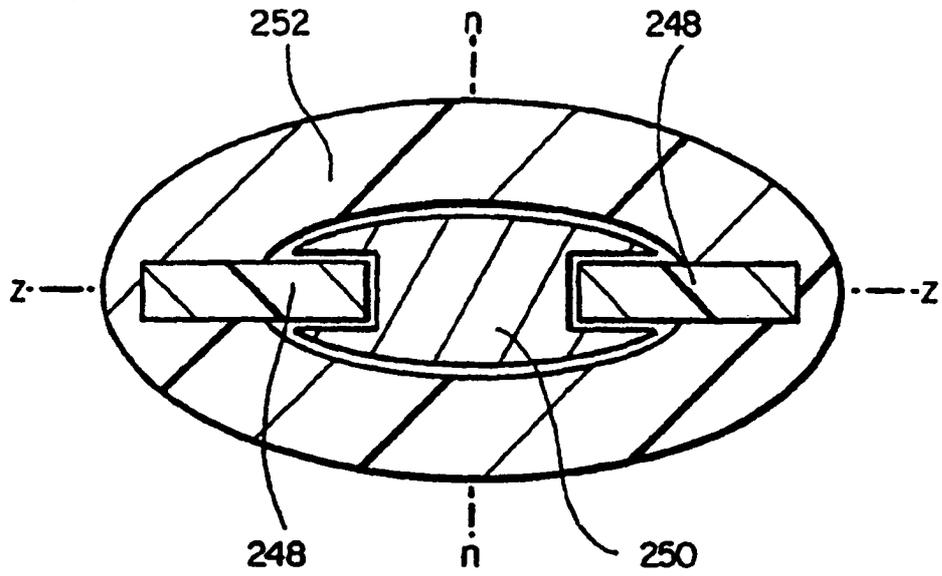
Figur 712a



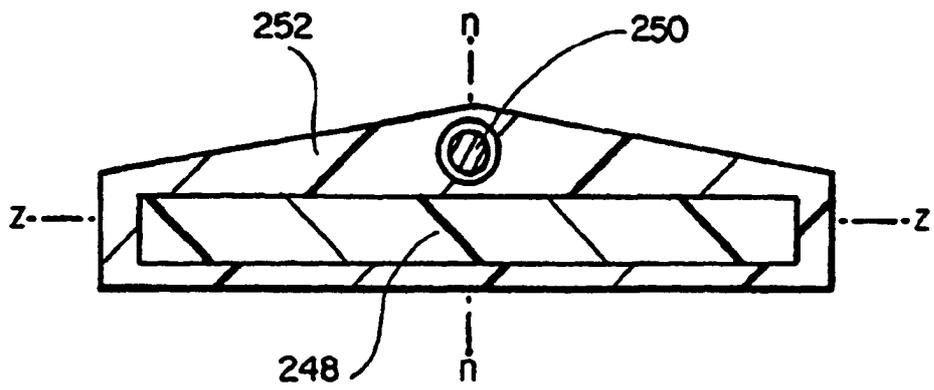
Figur 712b



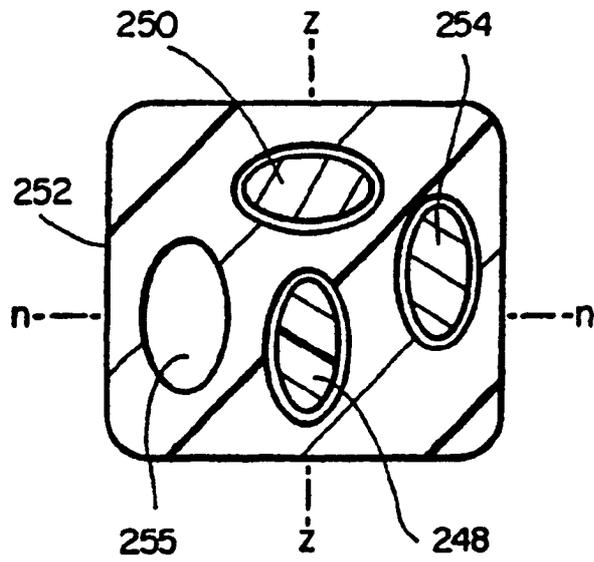
Figur 712c



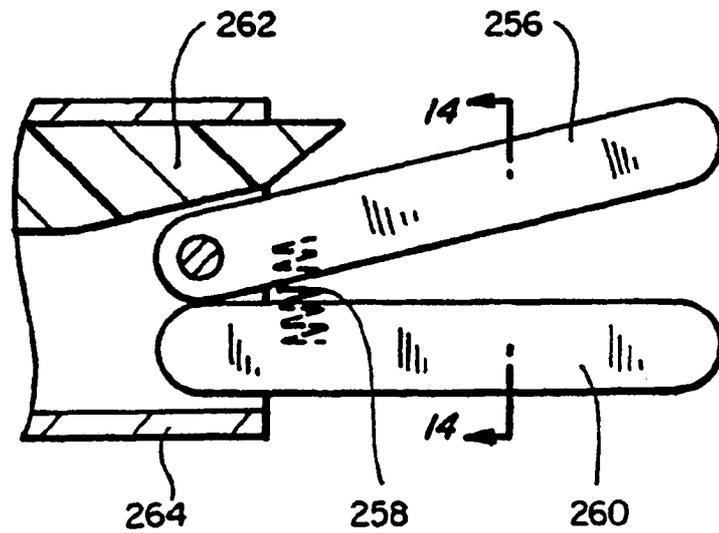
Figur 712d



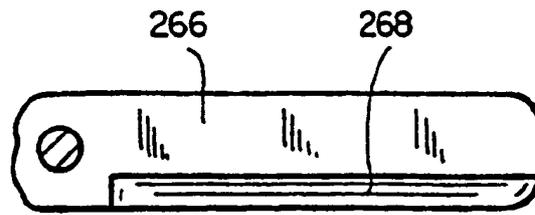
Figur 712e



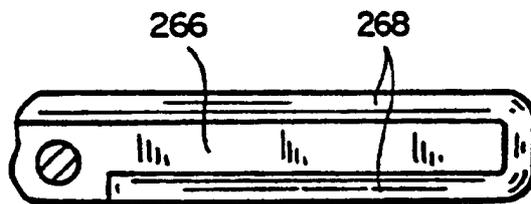
Figur 712f



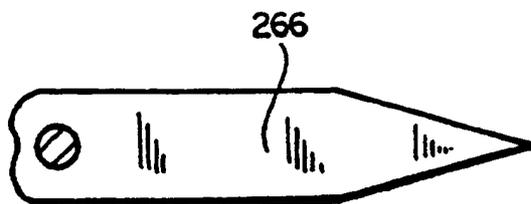
Figur 713a



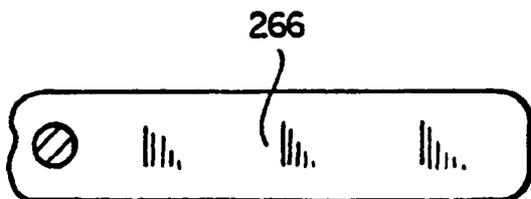
Figur 713b



Figur 713c



Figur 713d



Figur 713e



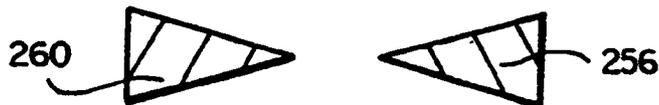
Figur 714a



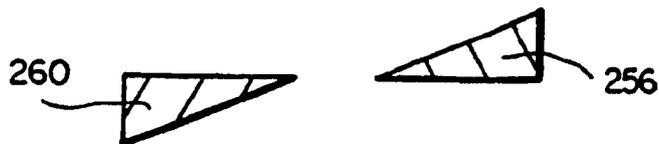
Figur 714b



Figur 714c



Figur 714d



Figur 714e