



(19)
 Bundesrepublik Deutschland
 Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2008 059 547 A1** 2009.11.05

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2008 059 547.0**

(22) Anmeldetag: **28.11.2008**

(43) Offenlegungstag: **05.11.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 17/221 (2006.01)**
A61M 1/00 (2006.01)

(66) Innere Priorität:
10 2008 021 711.5 02.05.2008

(71) Anmelder:
Acandis GmbH & Co. KG, 76327 Pfinztal, DE

(74) Vertreter:
Meissner, Bolte & Partner GbR, 80538 München

(72) Erfinder:
Cattaneo, Giorgio, Dr., 76137 Karlsruhe, DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:

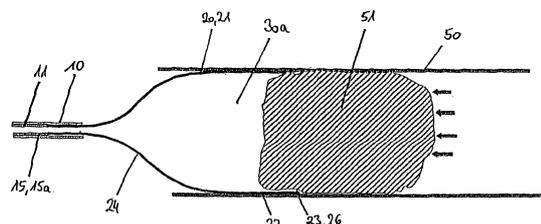
US 66 32 236 B2
US 50 11 488 A
WO 2006/0 19 728 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen in Körpergefäßen**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen aus Körpergefäßen mit wenigstens einem komprimierbaren Aufnahmeelement (20) zur Aufnahme von Konkrementen und einer Zufuhreinrichtung (10) zur Führung des komprimierten Aufnahmeelements (20). Die Erfindung zeichnet sich dadurch aus, dass das Aufnahmeelement (20) eine fluiddichte Abdeckung (21) aufweist, die einen durch das zu entfernende Konkrement verschließbaren, insbesondere proximalen Hohlraum (30a) bildet, wobei dem Aufnahmeelement (20) eine Betätigungseinrichtung (11) zugeordnet ist, die zumindest im Gebrauch mit der Abdeckung (21) und/oder dem Hohlraum (30a) derart in Wirkverbindung steht, dass in dem Hohlraum (30a) zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, des zu entfernenden Konkrements ein anderer Druck einstellbar ist als außerhalb des Hohlraums (30a).



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen aus Körpergefäßen gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1. Eine derartige Vorrichtung ist beispielsweise aus der WO 2006/031410 bekannt.

[0002] Die Bildung von Konkrementen in Körpergefäßen kann dazu führen, dass das Körpergefäß durch das Konkrement vollständig oder zumindest teilweise verschlossen wird mit der Folge erheblicher gesundheitlicher Einschränkungen. Ein besonders hohes Risiko geht dabei von Thromben aus, d. h. von Blutgerinnseln, die sich intravasal bilden und das Blutgefäß partiell oder vollständig verschließen können. Wenn der Verschluss eine Arterie betrifft, werden die stromabwärts angeordneten Gewebeareale nicht mehr oder in unzureichendem Maß mit Sauerstoff und anderen Nährstoffen versorgt, was als Ischämie bezeichnet und ein Gewebesterven zur möglichen Folge hat.

[0003] Derzeit werden Thromben in menschlichen Arterien üblicherweise durch die medikamentöse Thrombolyse behandelt, wobei die Blutgerinnsel mit Hilfe von Medikamenten aufgelöst werden. Die Voraussetzung für diese Therapie ist, dass die Behandlung spätestens drei Stunden nach Auftreten der Symptomatik erfolgt. Zusätzlich zu diesem schmalen Zeitfenster hat die medikamentöse Thrombolyse den Nachteil, dass die Behandlung nicht nur lokal im Bereich des Thrombus, sondern auch in anderen Bereichen, beispielsweise in nahen Hirnbereichen wirkt. Durch die Hemmung der Blutgerinnung besteht die Gefahr von Blutungskomplikationen, insbesondere das Risiko, dass durch die Therapie eine Hirnblutung ausgelöst wird.

[0004] Eine Alternative zur medikamentösen Therapie ist die mechanische Entfernung von Thromben aus Blutgefäßen, bei der beispielsweise eine Vorrichtung gemäß der eingangs genannten WO 2006/031410 A1 eingesetzt wird. Die bekannte Vorrichtung umfasst einen Aufnahmekorb mit einer stentähnlichen Gitterstruktur, der zum Einbringen in das Blutgefäß in einem komprimierten Zustand innerhalb eines Katheters angeordnet ist. Zum Entfernen des Blutgerinnsels wird der Katheter in das Blutgefäß eingeführt, bis die Katheterspitze in der Nähe des Thrombus positioniert ist. Der in dem Katheter angeordnete Aufnahmekorb wird an der Katheterspitze freigesetzt und entfaltet sich dort bis etwa zur Größe des Blutgefäßes, so dass der Thrombus von dem Korb aufgenommen werden kann. Der Katheter ist zugleich als Aspirationskatheter ausgelegt, der im Bereich vor dem Thrombus einen Unterdruck erzeugt, so dass Teile des Thrombus abgelöst und in den Katheter eingesaugt werden. Dabei dient der Aufnahmekorb zusätzlich als Filter, so dass keine

größeren Partikel an dem Aspirationskatheter vorbei in weitere Blutgefäße transportiert werden.

[0005] Bei der bekannten Vorrichtung wird durch die Aspiration im Bereich vor dem Thrombus ein relativ großer Bereich mit einem Unterdruck beaufschlagt. Dabei sinkt der Druck in einem größeren Hirnbereich unter den physiologischen Druck und es besteht das Risiko, dass der transmurale Druck negativ wird. Dies kann zur Folge haben, dass das Blutgefäß vor dem Thrombus verengt wird bzw. kollabiert, so dass die Blutströmung in diesem Bereich eingeschränkt ist oder ganz zum Erliegen kommt. Dadurch wird einerseits eine effiziente Ablösung des Thrombus verhindert und andererseits riskiert, dass das Gefäß durch die Wirkung des negativen transmuralen Drucks verletzt wird. Insbesondere wenn der Unterdruck in Gefäßbereichen mit abzweigenden Nebengefäßen wirkt, besteht das Risiko, dass die Nebengefäße kollabieren und somit bisher gut durchblutete Gewebeareale minderversorgt werden. Selbst bei positivem transmuralen Druck führt ein durch die Aspiration hervorgerufener Unterdruck, d. h. ein Druck, der kleiner als der physiologische Druck ist, zu einer verringerten Durchblutung der betroffenen Bereiche, insbesondere im Gehirn.

[0006] Eine weitere Problematik beim Einsatz der bekannten Vorrichtung ergibt sich in Fällen, wenn der zu lösende Thrombus nicht den gesamten Gefäßquerschnitt verschließt, so dass noch teilweise ein Blutdurchfluss möglich ist. Eine derartige Situation kann beispielsweise dadurch entstehen, dass durch die Aspiration bereits Teile des Thrombus abgetragen wurden, so dass das Gefäß teilweise rekanalisiert, d. h. wiedereröffnet ist. Dabei besteht die Gefahr, dass das nun am Katheter vorbei und durch den Aufnahmekorb hindurch strömende Blut bei der Passage durch den Thrombus Partikel mitreißt, die in weiter stromabwärts liegenden, kleineren Blutgefäßen zu einem erneuten Verschluss führen können. Um diesem Vorgang entgegen zu wirken, ist es bekannt, das Aspirationsvolumen zu erhöhen, so dass das gesamte, durch das Blutgefäß strömende Blut abgesaugt wird. Dabei wird dem Patienten in einem relativ kurzen Zeitraum eine große Menge des Blutvolumens entnommen, was erhebliche gesundheitliche Folgen für den Patienten nach sich ziehen kann.

[0007] Zu einer Partikelablösung mit anschließendem Verschluss stromabwärts liegender Gefäße kann es vor allem dann kommen, wenn ein relativ großer Partikel durch die Aspiration aus dem Thrombus gelöst, von dem Katheter angesaugt und die Ansaugöffnung dadurch verschlossen wird. Dabei wird die Erzeugung des Unterdrucks plötzlich unterbrochen, so dass die ursprünglichen Druckverhältnisse in dem Blutgefäß wiederhergestellt sind. Die sich wieder ausbildende Blutströmung kann weitere Partikel ablösen und in stromabwärts liegende Gefäße trans-

portieren, was zu einem erneuten Gefäßverschluss führen kann.

[0008] Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, eine Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen aus Körpergefäßen anzugeben, die eine einfache und sichere Handhabung und Funktion gewährleistet und die gesundheitlichen Risiken für den Patienten verringert.

[0009] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch den Gegenstand des Patentanspruchs 1 gelöst. Alternativ wird diese Aufgabe durch den Gegenstand des nebengeordneten Patentanspruchs 19 gelöst.

[0010] Die Erfindung beruht auf dem Gedanken, eine Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen aus Körpergefäßen mit wenigstens einem komprimierbaren Aufnahmeelement zur Aufnahme von Konkrementen und einer Zufuhreinrichtung zur Führung des komprimierten Aufnahmeelements anzugeben, wobei das Aufnahmeelement eine fluiddichte Abdeckung aufweist, die einen durch das zu entfernende Konkrement verschließbaren, insbesondere proximalen Hohlraum bildet, wobei dem Aufnahmeelement eine Betätigungseinrichtung zugeordnet ist, die zumindest im Gebrauch mit der Abdeckung und/oder dem Hohlraum in Wirkverbindung steht derart, dass in dem Hohlraum zum Bewegen, insbesondere zum Lösen des zu entfernenden Konkrements, ein anderer Druck einstellbar ist als außerhalb des Hohlraums, insbesondere auf der distalen Seite des zu entfernenden Konkrements.

[0011] Die Erfindung hat den Vorteil, dass das Konkrement durch Einstellung eines niedrigeren Drucks im Hohlraum als der physiologische Druck (Unterdruck) in den Hohlraum bzw. das Aufnahmeelement eingesaugt bzw. durch den auf das Konkrement wirkenden höheren physiologischen Druck in den Hohlraum geschoben wird. Insofern wird durch die Betätigungseinrichtung eine in Richtung des Aufnahmeelementes wirkende Kraft (verursacht durch die Druckdifferenz auf beiden Seiten des Konkrements) auf das zu entfernende Konkrement erzeugt. Dabei ist es auch möglich, dass zumindest temporär das Druckgefälle umgekehrt wird derart, dass im Hohlraum ein Überdruck, d. h. ein höherer Druck als der physiologische Druck erzeugt wird, so dass das Konkrement zum Lösen kurzzeitig mit einer in distaler Richtung wirkenden Kraft beaufschlagt wird. Zum Einsaugen des Konkrements in das Aufnahmeelement wird dann wieder ein Unterdruck im Hohlraum eingestellt.

[0012] Zur Bildung des Hohlraumes begrenzt das Aufnahmeelement einen in Axialrichtung, insbesondere in distaler Axialrichtung offenen Raum, der im Gebrauch durch das zu entfernende Konkrement verschließbar ist. Die Begrenzung des Raumes, bzw. Hohlraumes in der anderen Axialrichtung, insbeson-

dere in proximaler Axialrichtung erfolgt durch die fluiddichte Abdeckung. Dabei ist die fluiddichte Abdeckung so angepasst, bzw. erstreckt sich soweit in distaler Richtung des Aufnahmeelements, dass die Abdeckung mit der Gefäßwand im Gebrauch fluiddicht abschließt. Dadurch erfolgt eine in einer Richtung, insbesondere in proximaler Richtung wirkende Abdichtung des Gefäßes. Die Abdichtung in der anderen Richtung, insbesondere in distaler Richtung wird vom Konkrement übernommen, das an der Gefäßwand anliegt und das Gefäß verschließt.

[0013] Für den Verschluss des Hohlraums durch das Konkrement ist es nicht erforderlich, dass das Konkrement direkt am abgedichteten Aufnahmeelement anliegt. Es genügt, wenn der Querschnitt des dem Aufnahmeelement nachgeordneten Gefäßabschnittes und somit die Querschnittsfläche der distalen Öffnung des Aufnahmeelements vom Konkrement überdeckt wird, wobei das Konkrement geringfügig beabstandet vom Aufnahmeelement angeordnet sein kann. Ein hermetischer Gefäßverschluss durch das Konkrement ist nicht erforderlich, um das Druckgefälle zwischen der distalen und der proximalen Seite des Konkrements aufzubauen. Es genügt, wenn die durch das Konkrement eventuell nachströmende Blutmenge so gering ist, dass sich ein Druckausgleich mit Zeitverzögerung einstellt.

[0014] Dabei sind Hohlräume im Sinne der Anmeldung generell Räume, die durch ein Zusammenwirken des zu entfernenden Konkrements mit dem Aufnahmeelement bzw. der fluiddichten Abdeckung gebildet werden und im Wesentlichen einbautenfrei und fluiddicht abgeschlossen sind. Auf diese Weise kann der Hohlraum eine Aufnahmefunktion für das Konkrement und/oder einen abgedichteten Bereich bilden, in dem ein gegenüber der Umgebung anderer Druck einstellbar ist. Im Hohlraum kann sich Flüssigkeit, insbesondere Blut befinden.

[0015] Unter dem Begriff Druck werden ferner im Rahmen der vorliegenden Anmeldung nicht nur positive Drücke (Überdruck), sondern explizit auch negative Drücke (Unterdruck) verstanden. Dabei ist ein Überdruck ein Druck, der höher ist als der im Gefäß herrschende Druck. Entsprechend ist ein Unterdruck ein Druck, der niedriger ist als der im Gefäß herrschende Druck. Bei der im Stand der Technik auftretenden möglichen Kollabierung des Gefäßes ist der Unterdruck so ausgeprägt, dass der transmurale Druck negativ wird.

[0016] Die Erfindung eignet sich insbesondere zum Entfernen von Gerinnseln bzw. Thromben aus Blutgefäßen. Obwohl nachfolgend die Erfindung am Beispiel der Entfernung von Thromben beschrieben wird, werden auch andere Einsatzmöglichkeiten der Vorrichtung, die das Entfernen von Konkrementen bzw. Objekten aus Körperhöhlräumen betreffen, von

der Erfindung umfasst.

[0017] Die Raumbezeichnungen bzw. Richtungsangaben, insbesondere die Bezeichnungen distal und proximal, beziehen sich auf die Position des Anwenders, insbesondere Arztes, der die Vorrichtung bedient. Distal angeordnete Objekte sind demnach bezüglich eines proximal angeordneten Objekts weiter vom Anwender bzw. Bediener der Vorrichtung entfernt angeordnet.

[0018] Die Erfindung hat den Vorteil, dass im Gebrauch durch die fluiddichte Abdeckung die Erzeugung des Drucks vor dem Konkrement lokal beschränkt ist, d. h. dass der Druck nur im Bereich des Hohlraums, insbesondere des proximalen Hohlraums wirkt. Um das Konkrement bzw. den Thrombus in das Aufnahmeelement zu bewegen, wird der Hohlraum vorzugsweise mit einem Unterdruck, d. h. einem gegenüber dem Blutdruck hinter dem Thrombus niedrigeren Druck, beaufschlagt, wobei nicht ausgeschlossen ist, dass der Druck innerhalb des Hohlraums zumindest temporär auch größer sein kann als außerhalb des Hohlraums (Überdruck). Gleichzeitig wird die Gefäßwand durch das im Gefäß expandierte Aufnahmeelement gestützt, so dass eine Gefäßkollabierung vermieden bzw. verhindert wird. Ferner wird durch den geschlossenen, insbesondere proximal angeordneten Hohlraum erreicht, dass bei der Erzeugung des Drucks durch Fluidverschiebung nur das Volumen zu- oder abgeführt wird, das zur Bewegung des Thrombus in das Aufnahmeelement notwendig ist. Die Entnahme von relativ hohem Blutvolumen wird somit vermieden. Außerhalb des Hohlraums, insbesondere proximal zum Hohlraum, wird der Blutdruck nicht verringert, so dass die Gefäßkollabierung und eine möglichen Unterversorgung von Hirnarealen verhindert wird.

[0019] Durch die fluiddichte Abdeckung des Aufnahmeelements wird der Thrombus im Wesentlichen von der Blutströmung getrennt, d. h. dass in dem Hohlraum, insbesondere dem proximalen Hohlraum im Wesentlichen keine Strömung vorhanden ist. Dadurch wird vermieden, dass durch die Druckerzeugung im Hohlraum hohe Schubspannungen auf den Thrombus wirken, die zur Ablösung von einzelnen Thrombuspartikeln führen können. Vielmehr wird durch den erzeugten Druck in dem Hohlraum erreicht, dass der Thrombus vollständig gelöst und in das Aufnahmeelement bewegt wird, da auf die gesamte Querschnittsfläche des Thrombus derselbe Druckgradient wirkt und der Thrombus dadurch homogen in das Aufnahmeelement gleitet.

[0020] Insgesamt macht sich die Erfindung die an sich negative Wirkung eines Gefäßverschlusses zu Nutze, indem der Verschluss im Zusammenwirken mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung dazu benutzt wird, einen Druck- bzw. Unterdruck beaufschlagba-

ren Hohlraum im Gefäß zu schaffen, der dazu dient, den Verschluss zu lösen und den Verschlusskörper zu entfernen. Das Aufnahmeelement entspricht dabei in seiner Funktion einer Saugglocke, d. h. das Aufnahmeelement ist nach Art einer Saugglocke ausgebildet.

[0021] Bei einer bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung umfasst die Betätigungseinrichtung eine Saug- und/oder Druckeinrichtung, die mit dem Hohlraum fluidverbunden oder fluidverbindbar ist. Die Saug- und/oder Druckeinrichtung umfasst vorzugsweise eine Druckerzeugungseinheit, die durch eine Druckleitung mit dem Hohlraum fluidverbunden oder fluidverbindbar ist, wobei die Druckleitung in oder außerhalb der Zufuhreinrichtung angeordnet oder durch die Zufuhreinrichtung selbst gebildet ist. Mit der Saug- und/oder Druckeinrichtung, insbesondere mit der Druckerzeugungseinheit, kann der Druck innerhalb des Hohlraums, insbesondere des proximalen Hohlraums besonders einfach gegenüber dem Druck außerhalb des proximalen Hohlraums verändert werden, beispielsweise durch Zu- und/oder Abfuhr von Flüssigkeit oder anderen Fluiden.

[0022] In diesem Zusammenhang wird darauf hingewiesen, dass sich die Bezeichnung Fluide im Rahmen der vorliegenden Anmeldung nicht nur auf Flüssigkeiten, sondern auch auf Gase bezieht.

[0023] Vorzugsweise umfasst die Betätigungseinrichtung ein Betätigungsmedium, insbesondere eine Flüssigkeit, das zumindest teilweise in den Hohlraum, insbesondere proximal angeordneten Hohlraum pumpbar und/oder aus dem Hohlraum absaugbar ist. Mit dem Betätigungsmedium kann die Druckerzeugung im Hohlraum einfach durch einen Anwender von außerhalb des Körpers gesteuert werden. Es ist auch denkbar, dass das Betätigungsmedium mechanische Komponenten umfasst.

[0024] Im Folgenden werden weitere bauliche Merkmale der Erfindung beschrieben, wobei sich die Beschreibung auf die Vorrichtung im Gebrauch bzw. im expandierten Zustand des Aufnahmeelements, bezieht.

[0025] Das Aufnahmeelement kann korbartig ausgebildet sein. Das Aufnahmeelement kann ferner einen distalen, im Wesentlichen zylinderförmigen Abschnitt aufweisen, der zur Aufnahme eines Konkrements eine Öffnung umfasst. Der die Öffnung bildende Abschnitt des korbartigen Aufnahmeelements kann auch eine andere Kontur aufweisen. Im Gebrauch liegt der zylinderförmige Abschnitt, der im Wesentlichen nach Art eines Stents ausgebildet sein kann, an der Gefäßwand an, wodurch ausreichend Raum und Stabilität gewährleistet ist, um einerseits das Blutgerinnsel bzw. den Thrombus aufzunehmen

und andererseits das Blutgefäß so zu stabilisieren, dass der in dem Hohlraum erzeugte Druck nicht zu einer Kollabierung des Blutgefäßes führt. Die Öffnung zur Aufnahme des Thrombus ist vorzugsweise am distalen Ende des Aufnahmeelements angeordnet und weist etwa den Durchmesser des Blutgefäßes auf, so dass das Blutgerinnsel einstückig aufgenommen werden kann. Es ist möglich, dass der zylinderförmige Abschnitt im Bereich der Öffnung einen Schneidbereich aufweist, mit dem das Lösen des Thrombus unterstützt werden kann.

[0026] Ferner kann das Aufnahmeelement einen proximalen, im Wesentlichen trichterförmigen Abschnitt aufweisen, der mit der Betätigungseinrichtung, insbesondere der Saug- und/oder Druckeinrichtung, verbunden ist. Die Trichterform des proximalen Endes des Aufnahmeelements hat den Vorteil, dass das Aufnahmeelement, wenn es einen Thrombus aufgenommen hat, einfach in einen Katheter zurückgezogen werden kann, wobei das Aufnahmeelement komprimiert wird. Der aufgenommene Thrombus wird dabei fest im Aufnahmeelement gehalten und zusammen mit diesem zum abschließenden Entfernen in einen Katheter zurückgezogen.

[0027] Bei einer bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung schließt die Abdeckung des Aufnahmeelements mit der Betätigungseinrichtung, insbesondere der Druckleitung, fluiddicht ab. Auf diese Weise wird gewährleistet, dass der erzeugte Druck nur innerhalb des Hohlraums, insbesondere des proximalen Hohlraums auf das Gerinnsel wirkt. Insbesondere bei Verwendung von Fluiden zur Erzeugung eines Unterdrucks wird verhindert, dass beispielsweise Blut aus den umliegenden Blutgefäßen abgepumpt wird. Vielmehr kann beispielsweise ein Unterdruck in dem proximalen Hohlraum durch Abpumpen eines minimalen Fluidvolumens erreicht werden.

[0028] Vorzugsweise ist dem Aufnahmeelement ein Abschlusselement, insbesondere ein Schirm, zugeordnet, das im Gebrauch distal zu einem Konkrement positionierbar ist. Das Abschlusselement kann dabei als Filter wirken, so dass verhindert ist, dass Partikel, die sich möglicherweise von dem Thrombus lösen, in stromabwärts liegende Gefäße gespült werden. Ferner kann mit dem Abschlusselement das Aufnahmeelement, insbesondere die Öffnung des Aufnahmeelements, verschlossen werden, sobald das Konkrement bzw. der Thrombus in dem Aufnahmeelement angeordnet ist. Somit kann der Thrombus im Wesentlichen vollständig im Aufnahmeelement eingekapselt werden.

[0029] Das Abschlusselement kann eine fluiddichte Abdeckung aufweisen, die angepasst ist, im Zusammenwirken mit zumindest dem Konkrement einen distalen Hohlraum zu bilden. Diese Ausführungsform

ist besonders geeignet zur Kombination mit dem verschließbaren proximalen Hohlraum, der durch die fluiddichte Abdeckung des Aufnahmeelements gebildet ist. Dies hat den Vorteil, dass dadurch eine Sicherheitsfunktion erreicht wird, für den Fall, dass das Konkrement den proximalen Hohlraum nicht so dicht verschließt, dass ein Unterdruck im proximalen Hohlraum aufgebaut werden kann. Dies könnte beispielsweise der Fall sein, wenn sich ein Teil des Thrombus löst und so einen größeren Kanal bildet, der einen Druckausgleich im proximalen Hohlraum schafft. In diesem Zusammenhang wird darauf hingewiesen, dass ein vollständig dichter Verschluss des Hohlraums, insbesondere des proximalen Hohlraums durch das Konkrement nicht erforderlich ist, um den Unterdruck herzustellen, solange die im Thrombus vorhandenen Kanäle oder Öffnungen so klein sind, dass zumindest temporär ein ausreichend hohes Druckgefälle zwischen den proximalen und distalen Seiten des Thrombus bzw. Konkrements einstellbar ist.

[0030] Die vorstehend beschriebene Ausführungsform hat den Vorteil, dass – für den Fall, dass ein ausreichendes Druckgefälle nicht erreichbar ist, das Abschlusselement bzw. dessen fluiddichte Abdeckung die Verschlussfunktion übernimmt, so dass verhindert wird, dass eine größere Blutmenge von der distalen Seite des Konkrements angesaugt wird. Außerdem hat diese Ausführungsform den Vorteil, dass der physiologische Druck dann auf das als Verschlusselement dienende Abschlusselement bzw. dessen fluiddichte Abdeckung wirkt, wodurch eine in proximaler Richtung gerichtete Kraft auf das Abschlusselement erzeugt wird, die das Abschlusselement zusammen mit dem Konkrement in Richtung des Aufnahmeelements schiebt.

[0031] Vorteilhafterweise ist das Abschlusselement mit der Druckleitung, die dem Aufnahmeelement zugeordnet ist, oder einer weiteren, separaten Druckleitung fluidverbunden derart, dass in dem distalen Hohlraum zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, des Konkrements ein anderer Druck einstellbar ist als außerhalb des distalen Hohlraums. Die im Zusammenhang mit dem proximalen Hohlraum, der durch die Abdeckung des Aufnahmeelements und zumindest das Konkrement gebildet ist, beschriebenen Vorteile gelten im Wesentlichen gleichermaßen für das mit der Abdeckung versehene Abschlusselement. Insbesondere hat diese Ausführungsform den Vorteil, dass durch Einstellen eines Überdrucks im distalen Hohlraum zwischen dem Konkrement und dem Abschlusselement der Thrombus bzw. allgemein das Konkrement in Richtung des Aufnahmeelements verschoben wird. Bei dem proximalen Hohlraum zwischen Konkrement und Aufnahmeelement wird die Bewegung des Konkrements in Richtung des Aufnahmeelements hingegen durch den im proximalen Hohlraum erzeugten Unterdruck initiiert. Hinzu

kommt, dass bei dieser Ausführungsform der im distalen Hohlraum erzeugte Überdruck zu einer radialen Gefäßaufweitung führt, wodurch das Lösen des Gerinnsels erleichtert wird. Ferner kann die Entfernung des Gerinnsels durch gerinnungshemmende Medikamente, beispielsweise Thrombolytika, unterstützt werden, die in den distalen Hohlraum eingebracht werden. Die Medikamentenzufuhr kann durch die Druckleitung erfolgen.

[0032] Bei einer bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung sind das Abschlusselement und das Aufnahmeelement mit der Betätigungseinrichtung, insbesondere der Saug- und/oder Druckeinrichtung, fluidverbunden derart, dass zwischen dem distalen Hohlraum und dem proximalen Hohlraum zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, eines zwischen den Hohlräumen angeordneten Konkrements unterschiedliche, insbesondere änderbare, Relativdrücke einstellbar sind. Ausschlaggebend für das Lösen des Thrombus ist das Druckgefälle, das sich zwischen dem Druck im distalen Hohlraum und dem Druck im proximalen Hohlraum, d. h. über das Konkrement, ausbildet. Die Relativdrücke in den beiden Hohlräumen sind daher so einstellbar, dass beispielsweise im distalen Hohlraum ein relativ hoher und im proximalen Hohlraum ein relativ niedriger Druck erzeugt werden kann, um das Gerinnsel in das Aufnahmeelement zu bewegen. Dadurch wird das Druckgefälle und somit die Kraft, die zum Lösen und Bewegen auf das Gerinnsel wirkt, erhöht. In den Hohlräumen kann jeweils unabhängig voneinander ein Über- oder Unterdruck erzeugt werden. Es besteht insbesondere die Möglichkeit, durch Flüssigkeitszufuhr im proximalen Hohlraum einen Überdruck und durch Flüssigkeitsabfuhr im distalen Hohlraum einen Unterdruck zu erzeugen. Der Thrombus bewegt sich dadurch in distaler Richtung, wobei es aufgrund des Überdrucks im proximalen Hohlraum zu einer proximalen Gefäßaufweitung kommt, wodurch die Ablösung des Thrombus ermöglicht wird. Eine Druckumkehr und somit eine Bewegungsumkehr kann sich anschließen.

[0033] Das Abschlusselement und das Aufnahmeelement können mit einer gemeinsamen Druckerzeugungseinheit verbunden sein. Auf diese Weise kann das zum Lösen des Gerinnsels notwendige Druckgefälle zentral eingestellt werden.

[0034] Vorzugsweise ist die gemeinsame Druckerzeugungseinheit extrakorporal angeordnet und umfasst mindestens eine oszillierbare Trennwand, insbesondere Druckmembran, die zumindest im Gebrauch mit dem Abschlusselement und/oder dem Aufnahmeelement fluidverbunden oder fluidverbindbar ist. Durch die Druckmembran kann der Druck in den Hohlräumen einfach und genau eingestellt und variiert werden. Dazu kann auf einfache Weise der Überdruck bzw. Unterdruck in den proximalen und

distalen Hohlräumen auf beiden Seiten des Konkrements durch Flüssigkeitszufuhr (Überdruck) bzw. Flüssigkeitsabfuhr (Unterdruck) erzeugt werden. Anstelle der oszillierbaren Druckmembran kann auch eine einfache Spritze verwendet werden, um Flüssigkeitszufuhr und Flüssigkeitsabfuhr intuitiv zu regeln, wobei der Arzt manuell die benötigte Kraft und Frequenz zu Lösen des Thrombus durch abwechselndes Ziehen und Drücken der Spritze steuern kann. Es wird deshalb in diesem Zusammenhang allgemein offenbart, dass die gemeinsame Druckerzeugungseinheit, beispielsweise die Spritze oder eine andere Kolben/Zylinderanordnung extrakorporal angeordnet ist. Die Druckmembran bzw. die Spritze haben ferner den Vorteil, dass der Druck in beiden Hohlräumen abhängig voneinander änderbar ist. Insbesondere kann auf diese Weise in einem Hohlraum ein Unterdruck und zeitgleich im anderen Hohlraum ein Überdruck erzeugt werden, wobei dieses Druckgefälle einfach und schnell umkehrbar bzw. invertierbar ist.

[0035] Alternativ kann die gemeinsame Druckerzeugungseinheit eine Förderpumpe, insbesondere eine intrakorporale Förderpumpe, umfassen, die innerhalb der Druckleitung angeordnet ist derart, dass die Förderpumpe zumindest im Gebrauch mit dem Abschlusselement und/oder dem Aufnahmeelement fluidverbunden oder fluidverbindbar ist. Dadurch wird das zur Druckerzeugung zu bewegendes Fluidvolumen gegenüber einer extrakorporalen Pumpe reduziert, da das in der Druckleitung vorhandene, im Wesentlichen unwirksame Totvolumen nicht bewegt wird. Die intrakorporale Förderpumpe ist daher besonders effizient. Ein weiterer Vorteil der Förderpumpe besteht darin, dass im Zufuhrsystem keine Flüssigkeiten vorhanden sind, sondern nur Stromkabel oder eine Pumpenwelle. Dies hat den Vorteil, dass das System mit sehr kleinen Durchmessern dimensioniert werden kann.

[0036] Der Druckerzeugungseinheit, insbesondere der gemeinsamen Druckerzeugungseinheit, ist vorzugsweise eine Steuereinheit zugeordnet, die angepasst ist derart, dass eine Druckänderung in wenigstens einem, insbesondere beiden, Hohlräumen frequenzabhängig, insbesondere pulsierend, insbesondere in Form einer Sinuskurve, insbesondere einer Sinusbetragkurve, steuerbar ist. Der Druck distal und proximal des Gerinnsels wird dabei vorteilhafterweise zeitlich variiert, so dass sich das Druckgefälle zwischen den beiden Hohlräumen in seiner Wirkrichtung ändert. Das kann beispielsweise durch abwechselnde Zufuhr und Abfuhr von Fluidvolumen in einem Hohlraum oder beiden Hohlräumen erfolgen, so dass das Gerinnsel in Schwingung versetzt wird, wodurch das Lösen des Gerinnsels von der Gefäßwand erleichtert wird. Dabei kann die Druckänderung sinusförmig verlaufen, wobei der zeitliche Verlauf der Druckänderung vor bzw. hinter dem Gerinnsel aufeinander abgestimmt ist. Es sind auch andere zeitli-

che Druckänderungen möglich, beispielsweise in Form einer Sinusbetragkurve, d. h. dass in beiden Hohlräumen beispielsweise abwechselnd eine Abfuhr von Fluidvolumen erfolgt.

[0037] Die Steuereinheit kann ferner wenigstens ein Druckmesselement umfassen, das mit der Saug- und/oder Druckeinrichtung verbunden ist derart, dass der in den Hohlräumen erzeugbare Druck messbar und/oder einstellbar ist. Auf diese Weise kann erreicht werden, dass das Ablösen des Thrombus von der Gefäßwand detektiert wird, da beim Ablösen des Thrombus eine charakteristische Druckänderung erzeugt wird. Ferner wird durch die druckabhängige Steuerung der Druck in den Hohlräumen begrenzt, wodurch das Verletzungsrisiko im Gefäß reduziert ist, da eine Überdehnung oder Kollabierung des Gefäßes vermieden wird.

[0038] Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist eine flexible fluiddichte Membran vorgesehen, die einerseits zumindest mit einem distalen Ende des Aufnahmeelements und andererseits mit der Betätigungseinrichtung wirkverbunden ist. Vorzugsweise bildet die flexible Membran mit der Abdeckung des Aufnahmeelements eine Kammer, die mit der Saug- und/oder Druckeinrichtung, insbesondere der Druckleitung, fluidverbunden ist derart, dass im Gebrauch durch den Druck in der Kammer der Druck im proximalen Hohlraum einstellbar ist. Auf diese Weise wird das Betätigungsmedium, beispielsweise eine Flüssigkeit, vollständig innerhalb der Vorrichtung gehalten, so dass das Betätigungsmedium beispielsweise nicht mit dem Blut außerhalb des Hohlraums wechselwirkt. Das Verletzungs- und Infektionsrisiko für den Patienten wird somit reduziert. Gleichzeitig wird verhindert, dass Körperflüssigkeiten in die Vorrichtung eindringen und eine Beeinträchtigung der Funktion der Vorrichtung bewirken. Wenn die Vorrichtung mit einer derartigen flexiblen Membran ausgerüstet ist, kann das Betätigungsmedium auch einen Draht umfassen, der mit der Membran verbunden ist, so dass der Druck innerhalb des proximalen Hohlraums durch Spannen bzw. Entspannen der Membran erzeugbar ist. Die Druckerzeugung erfolgt bei dieser Variante durch einfaches Ziehen des Drahtes, was in der Medizin, insbesondere in der interventionellen Radiologie, eine bekannte und gut handhabbare Prozedur ist. Ferner bietet der Draht eine Rückkopplung, so dass der Anwender ein Gefühl für die zum Entfernen des Thrombus notwendige Kraft entwickeln und diese gut dosieren kann. Die flexible Membran bzw. die durch die Membran gebildete Kammer stellt einen wirksamen Teilhohlraum innerhalb des proximalen Hohlraums dar, der die Aufnahme- und Druck- bzw. Unterdruckerzeugungsfunktion übernimmt.

[0039] Das Aufnahmeelement umfasst vorzugsweise einen proximalen Endabschnitt, der im Wesentli-

chen zylinderförmig ausgebildet und mit dem Hohlraum verbunden ist, wobei die längsaxiale Erstreckung des Endabschnitts angepasst ist derart, dass der Endabschnitt im Gebrauch zumindest teilweise in der Zufuhreinrichtung angeordnet ist. Der proximale Endabschnitt hat somit die Funktion, das Aufnahmeelement für das Konkrement und die Zufuhreinrichtung im expandierten Zustand zu verbinden, insofern als die längsaxiale Erstreckung des Endabschnittes so bemessen bzw. angepasst ist, dass der Endabschnitt im Gebrauch, d. h. im expandierten Zustand des Aufnahmeelements, zumindest teilweise in der Zufuhreinrichtung angeordnet ist. Diese Ausführungsform ist, ohne darauf eingeschränkt zu sein, für die Kombination mit der Ausführungsform geeignet, bei der die Zufuhreinrichtung selbst als Druckleitung, bzw. als Aspirationskatheter ausgebildet ist. Dies hat den Vorteil, dass der Querschnittsdurchmesser der Saug- und/oder Druckeinrichtung bzw. der Zufuhreinrichtung durchgehend relativ groß ausgebildet sein kann, so dass die Effizienz der Druck-/Unterdruckerzeugung im proximalen Hohlraum zwischen der fluiddichten Abdeckung und dem zu entfernenden Konkrement erhöht ist. Der proximale Endabschnitt kann einen Außendurchmesser aufweisen, der dem Innendurchmesser der Zufuhreinrichtung entspricht. Dadurch werden Druckverluste im Zufuhrsystem bzw. durch das Zufuhrsystem vermieden oder zumindest reduziert.

[0040] Der proximale Endabschnitt und das Aufnahmeelement, insbesondere der trichterförmige und der zylinderförmige Abschnitt, sind vorzugsweise einteilig ausgebildet. Auf diese Weise wird die Herstellung der Vorrichtung vereinfacht.

[0041] Der zylinderförmige Abschnitt und/oder der trichterförmige Abschnitt und/oder der proximale Abschnitt können ein Geflecht umfassen. Die Drahtelemente können miteinander verdrillt, verwoben oder verflochten bzw. allgemein mehrfach kreuzend angeordnet sein. Das Geflecht hat den Vorteil, dass das Aufnahmeelement eine hohe Flexibilität aufweist, so dass die Vorrichtung in Gefäßkrümmungen einsetzbar ist.

[0042] Bei einer weiteren Ausführungsform umfasst zumindest der zylinderförmige Abschnitt ein Kreuzgeflecht, insbesondere mit axial angeordneten Bändern. Dabei kann auch zumindest der proximale Endabschnitt ein Geflecht mit Spiralwicklung, insbesondere mit axial angeordneten Bändern oder ein asymmetrisches Geflecht umfassen. Die vorstehend genannten verschiedenen Geflechtarten können ineinander übergehen derart, dass beispielsweise das Kreuzgeflecht des zylinderförmigen Abschnitts in eine Spiralwicklung des Endabschnitts und/oder des trichterförmigen Abschnitts übergeht. Der Vorteil der axial angeordneten Bänder bei dem Geflecht mit Spiralwicklung besteht darin, dass die Bänder Zugkräfte

und die Spiralwicklung Schubkräfte aufnehmen können. Der Vorteil bei dem Kreuzgeflecht mit axial angeordneten Bändern besteht darin, dass die axiale Kraftaufnahme bei relativ geringer Dehnung verbessert wird. Der Vorteil des asymmetrischen Geflechtes besteht darin, dass dieses hochflexibel ist und in proximaler und distaler Axialrichtung Kräfte sowie Drehmomente aufnehmen kann.

[0043] Bei dem asymmetrischen Gittergeflecht weisen die Drahtelemente, die sich in Kreuzungsbereichen überlappen bzw. kreuzen, bezüglich einer in axialer Richtung verlaufenden Geraden unterschiedliche Winkel bzw. Flechtwinkel auf. Durch die unterschiedlichen Flechtwinkel wird erreicht, dass sich die Drahtelemente, die bei symmetrischen Gittergeflechtes einfach aufeinander gleiten können, gegenseitig blockieren, so dass eine besonders stabile Gitterstruktur gebildet ist. Der asymmetrisch geflochtene proximale Endabschnitt kann somit sowohl Axialkräfte, als auch Drehmomente aufnehmen. Das Gittergeflecht des Aufnahmeelements, das im Bereich des proximalen Endabschnitts fortgesetzt bzw. weitergeflochten ist, führt durch die asymmetrische Anordnung der Drahtelemente zu einer besonders stabilen Struktur des proximalen Endabschnitts.

[0044] Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform weisen der proximale Endabschnitt und die Zufuhreinrichtung jeweils einen Endanschlag auf derart, dass eine axiale Bewegung des Aufnahmeelements in distaler Richtung begrenzt ist. Der proximale Endabschnitt kann in der Zufuhreinrichtung axial beweglich angeordnet sein, so dass das Aufnahmeelement zur Positionierung in einem Körpergefäß relativ zur Zufuhreinrichtung bewegbar ist. Durch das Zusammenwirken des Endanschlags des proximalen Endabschnitts und des Endanschlags der Zufuhreinrichtung ist die Vorschubbewegung begrenzt bzw. begrenztbar, so dass ein Lösen des Aufnahmeelements von der Zufuhreinrichtung vermieden wird. Vielmehr wird ein Teil des proximalen Endabschnitts in der Zufuhreinrichtung zurückgehalten. Die Endanschläge fungieren somit als Rückhaltemitel und dichten in der Anschlagstellung die Verbindung zwischen Endabschnitt und Zufuhreinrichtung ab. Somit kann das gesamte Lumen der Zufuhreinrichtung bzw. Mikrokatheters zur Erzeugung des Drucks bzw. Unterdrucks im Hohlraum genutzt werden. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass sich beim Navigieren der Zufuhreinrichtung bzw. des Mikrokatheters zum Konkrement, d. h. zum Behandlungsort, keine weiteren Bauteile, insbesondere katheterartige Elemente, in der Zufuhreinrichtung befinden, wodurch die Zufuhreinrichtung eine hohe Flexibilität aufweist und ein Verletzungsrisiko reduziert ist.

[0045] Der Endanschlag des proximalen Endabschnitts kann wenigstens eine Hülse umfassen, die mit dem Außenumfang des proximalen En-

dabschnitts verbunden ist. Die Hülse ist ein einfaches Mittel, um den Außendurchmesser des proximalen Endabschnitts lokal begrenzt zur Bildung des Endanschlags zu vergrößern. Die Hülse führt überdies dazu, dass die sich in der Anschlagstellung ergebende Verbindung zwischen dem Endabschnitt und der Zufuhreinrichtung bzw. allgemein zwischen dem Aufnahmeelement und der Zufuhreinrichtung relativ kurz ist.

[0046] Es ist auch möglich, mehr als eine Hülse am proximalen Endabschnitt vorzusehen, wobei die weiteren proximal angeordneten Hülsen bzw. eine weitere proximal angeordnete Hülse die Führung des Korbes bzw. des Aufnahmeelements verbessert.

[0047] Die Hülse kann mit dem proximalen Endabschnitt stoffschlüssig, formschlüssig, kraftschlüssig oder durch eine weitere koaxial angeordnete Hülse verbunden sein, wobei der proximale Endabschnitt zwischen den beiden Hülsen eingeklemmt ist. Die stoffschlüssige Verbindung zwischen Hülse und proximalem Endabschnitt kann beispielsweise durch Verschweißen, Verkleben, durch Aufspritzen der Hülse oder durch Löten erfolgen.

[0048] Die Klemmverbindung, bei der der proximale Endabschnitt zwischen einer radial außen angeordneten und einer radial innen und koaxial angeordneten Hülse verklemmt ist, hat den Vorteil einer sicheren mechanischen Verbindung, die einfach herstellbar ist.

[0049] Der Endanschlag der Zufuhreinrichtung bzw. des Mikrokatheters kann wenigstens eine Hülse umfassen, die mit dem Innenumfang der Zufuhreinrichtung verbunden ist. Diese Ausführung des Endanschlags ist einfach herzustellen.

[0050] Eine weitere Möglichkeit besteht darin, dass der Endanschlag einen Teil der distalen Spitze der Zufuhreinrichtung umfasst, wobei sich der Teil der distalen Spitze radial nach innen erstreckt und einen kleineren Innendurchmesser aufweist als ein proximaler Teil der Zufuhreinrichtung. Bei dieser Ausführungsform kann der Endanschlag beispielsweise durch Umformen der Zufuhreinrichtung im Bereich der distalen Spitze einfach hergestellt werden.

[0051] Die Zufuhreinrichtung kann einen axial beweglich in der Zufuhreinrichtung angeordneten Adapter aufweisen, der mit dem Aufnahmeelement, insbesondere mit dem proximalen Endabschnitt oder mit dem trichterförmigen Abschnitt lösbar verbunden ist derart, dass das Aufnahmeelement relativ zur Zufuhreinrichtung axial bewegbar ist. Die lösbare Verbindung zwischen Adapter und Aufnahmeelement bzw. zwischen Adapter und proximalem Endabschnitt hat den Vorteil, dass das Aufnahmeelement zum Positionieren durch den Adapter mit einem Betätigungsele-

ment, beispielsweise mit einem Führungsdraht verbunden werden kann. Das Aufnahmeelement kann dann durch den Adapter bzw. durch den mit dem Adapter verbundenen Führungsdraht in proximaler und distaler Axialrichtung bewegt werden. Wenn das Aufnahmeelement positioniert ist, kann der Adapter vom Aufnahmeelement, insbesondere vom proximalen Endabschnitt und aus der Zufuhreinrichtung entfernt werden, so dass diese ihre Doppelfunktion, nämlich die Zufuhr des Aufnahmeelements und die Druckversorgung erfüllt.

[0052] Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist das Aufnahmeelement, insbesondere der proximale Endabschnitt, mit der Zufuhreinrichtung einteilig, insbesondere mit der Betätigungseinrichtung oder mit der Saug- und/oder Druckeinrichtung ausgebildet. Dadurch wird erreicht, dass die Saug- und/oder Druckeinrichtung ein relativ großes Lumen umfasst, so dass die Handhabung der Vorrichtung verbessert und die Effizienz der Behandlung erhöht wird. Es ist ferner möglich, dass das Aufnahmeelement durch den einteilig mit der Zufuhreinrichtung, insbesondere mit der Betätigungseinrichtung bzw. der Saug- und/oder Druckeinrichtung, ausgebildeten proximalen Endabschnitt steuerbar ist. Vorzugsweise weist das Aufnahmeelement eine Gitterstruktur auf, die sich in proximaler Richtung in die Zufuhreinrichtung erstreckt und somit die Betätigungseinrichtung, insbesondere einen Führungskatheter, bildet. Die Gitterstruktur kann zumindest im proximalen Endabschnitt bzw. in dem Abschnitt, in dem die Gitterstruktur die Betätigungseinrichtung bildet, ein asymmetrisches Gittergeflecht umfassen. Auf diese Weise kann mit der in die Zufuhreinrichtung fortgeführten Gitterstruktur das Aufnahmeelement gesteuert, insbesondere in distale bzw. proximale Richtung bewegt werden, wobei bei der Variante mit einer asymmetrischen Gitterstruktur im Bereich des proximalen Endabschnitts eine zusätzliche Stabilität der Betätigungseinrichtung erreicht wird.

[0053] Ein weiterer, unabhängiger Aspekt der Erfindung besteht darin, eine Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen aus Körpergefäßen, insbesondere nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 18, mit einem Abschlusselement anzugeben, das im Gebrauch distal zu einem Konkrement positionierbar ist und eine fluiddichte Abdeckung umfasst, die zur Bildung eines distalen Hohlraums zum Zusammenwirken mit zumindest einem Konkrement angepasst ist, wobei das Abschlusselement mit einer Betätigungseinrichtung, insbesondere einer Saug- und/oder Druckeinrichtung, wirkverbunden ist derart, dass im distalen Hohlraum zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, des Konkrements ein anderer Druck einstellbar ist als außerhalb des distalen Hohlraums.

[0054] Die Erfindung wird im Folgenden anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezug auf die beigefüg-

ten schematischen Zeichnungen näher erläutert. Darin zeigen

[0055] [Fig. 1](#) einen Längsschnitt durch eine Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen nach einem erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel im Gebrauch;

[0056] [Fig. 2](#) einen Längsschnitt durch eine Vorrichtung nach einem weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel im Gebrauch;

[0057] [Fig. 3](#) einen Längsschnitt durch die Vorrichtung gemäß [Fig. 2](#) im komprimierten Zustand;

[0058] [Fig. 4](#) einen Längsschnitt durch eine Vorrichtung nach einem weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel;

[0059] [Fig. 5](#) einen Längsschnitt durch eine erfindungsgemäße Vorrichtung nach einem weiteren bevorzugten Ausführungsbeispiel im Gebrauch;

[0060] [Fig. 6](#) einen Längsschnitt durch eine Druckleitung der Vorrichtung gemäß [Fig. 5](#);

[0061] [Fig. 7](#) einen Längsschnitt durch eine Druckerzeugungseinheit der Vorrichtung gemäß den [Fig. 2](#) bis [Fig. 4](#) nach einem erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel;

[0062] [Fig. 8a](#), [Fig. 8b](#) jeweils ein Zeit-/Druckdiagramm für den proximalen und den distalen Hohlraum der Vorrichtung gemäß [Fig. 5](#) nach einem bevorzugten Ausführungsbeispiel;

[0063] [Fig. 9a](#), [Fig. 9b](#) jeweils einen Längsschnitt durch eine Vorrichtung nach einem weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel;

[0064] [Fig. 10](#) einen Längsschnitt durch eine Vorrichtung nach einem weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel;

[0065] [Fig. 11](#) eine Seitenansicht einer Vorrichtung nach einem weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel;

[0066] [Fig. 12a](#) eine Seitenansicht einer Vorrichtung nach einem weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel mit einer Variante der Endanschläge;

[0067] [Fig. 12b](#) eine Seitenansicht einer Vorrichtung nach einem weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel mit einer weiteren Variante der Endanschläge;

[0068] [Fig. 13a](#) eine Seitenansicht einer Vorrichtung nach einem weiteren, erfindungsgemäßen Aus-

führungsbeispiel, bei dem der proximale Endanschlag mit einem Adapter lösbar verbunden ist;

[0069] [Fig. 13b](#) eine Variante einer korbseitig angeordneten Hülse, die mit dem Adapter verbindbar ist;

[0070] [Fig. 14a](#) eine Seitenansicht einer Vorrichtung nach einem weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel im komprimierten Zustand; und

[0071] [Fig. 14b](#) eine Seitenansicht der Vorrichtung gemäß [Fig. 14a](#) im expandierten Zustand.

[0072] Im Allgemeinen wird in der vorliegenden Anmeldung eine Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen bzw. Gerinnseln **51** aus Blutgefäßen **50** oder anderen Körperhöhlräumen offenbart, die ein Aufnahmeelement **20** umfasst, das einen komprimierten Zustand mit relativ kleinerem Querschnittsdurchmesser und einen expandierten Zustand mit größerem Querschnittsdurchmesser aufweist. Das Aufnahmeelement **20** ist zum Einführen und Positionieren in ein Blutgefäß **50** vorzugsweise in einer Zufuhreinrichtung **10** bzw. einem Katheter angeordnet. Zur Aufnahme des Gerinnsels **51** ist das Aufnahmeelement **20** relativ zum Katheter, insbesondere in distaler Richtung, bewegbar. Das Aufnahmeelement **20** ist dabei angepasst, den expandierten Zustand selbsttätig einzunehmen. Der Katheter kann eine Saug- und/oder Druckeinheit, insbesondere eine Absaugeinheit bzw. einem Aspirationskatheter, umfassen, die mit dem Aufnahmeelement **20** verbunden ist. Am proximalen Ende des Katheters kann die Vorrichtung des Weiteren eine Bedieneinheit umfassen, die mit dem Katheter zum Einführen in das Blutgefäß **50**, und/oder mit dem Aufnahmeelement **20** zur Überführung des Aufnahmeelements **20** vom komprimierten in den expandierten Zustand zusammenwirkt.

[0073] [Fig. 1](#) zeigt ein erfindungsgemäßes Ausführungsbeispiel einer Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen im Gebrauch, d. h. beim Aufnehmen eines Konkrements bzw. Gerinnsels **51**. Die Vorrichtung umfasst ein Aufnahmeelement **20**, das distal zu der Betätigungseinrichtung **11** angeordnet ist. Das Aufnahmeelement **20** ist korbartig bzw. trichterförmig ausgebildet und weist einen sich in proximaler Richtung verjüngenden trichterförmigen Abschnitt **24** auf. Der trichterförmige Abschnitt **24** ist in distaler Richtung mit einem zylinderförmigen Abschnitt **22** verbunden, insbesondere koaxial verbunden. Der Querschnittsdurchmesser des zylinderförmigen Abschnitts **22** des Aufnahmeelements **20** entspricht im Wesentlichen dem Durchmesser des Blutgefäßes **50**, so dass der zylinderförmige Abschnitt **22** im expandierten Zustand an der Gefäßwand anliegt und diese abstützt. Der zylinderförmige Abschnitt **22** bildet am distalen Ende **26** des Aufnahmeelements **20** eine Aufnahmeöffnung **23**, die zumindest temporär durch das zu entfernende Konkrement bzw. Gerinnsel **51**

verschießbar ist (s. [Fig. 1](#)). Der Abstand zwischen der Aufnahmeöffnung **23** und dem trichterförmigen Abschnitt **24** bzw. allgemein dem proximalen Ende des Aufnahmeelements **20** ist so bemessen, dass das zu entfernende Konkrement bzw. Gerinnsel **51** im Aufnahmeelement **20** vollständig oder zumindest zum Großteil aufnehmbar ist.

[0074] Das Aufnahmeelement **20** kann auch eine andere Form aufweisen, als die in [Fig. 1](#) dargestellte Form. Beispielsweise kann das Aufnahmeelement **20** einen verkürzten zylindrischen Abschnitt **22** aufweisen derart, dass das Aufnahmeelement **20** im Wesentlichen bis zur Aufnahmeöffnung **23** trichterförmig ausgebildet ist. Das Aufnahmeelement **20** kann ferner zumindest abschnittsweise kegelförmig ausgebildet sein. Neben der rotationssymmetrischen Form des Aufnahmeelements **20** können auch andere Querschnittsprofile verwirklicht werden.

[0075] Das Aufnahmeelement **20** ist ferner zumindest mit einer Abdeckung **21** bzw. mit einer Beschichtung oder einem Covering versehen, die mit dem Aufnahmeelement **20** integral bzw. einteilig ausgebildet sein kann. Die Abdeckung **21** bildet dabei eine fluiddichte Wandung des Aufnahmeelements **20**. Die Abdeckung **21** kann durch Sputtern oder ein anderes Beschichtungsverfahren als freitragende Stützstruktur hergestellt sein. Die Abdeckung **21** kann fest mit einer Gitterstruktur des Aufnahmeelements **20** verbunden sein. Dabei kann die Abdeckung **21** sowohl auf einer Innenfläche des Aufnahmeelements **20**, als auch auf einer Außenfläche bzw. einem Außenumfang des Aufnahmeelements **20** angeordnet sein. Die Abdeckung **21** kann sich über das gesamte Aufnahmeelement **20** erstrecken oder das Aufnahmeelement **20** nur teilweise bedecken, wobei sich die Abdeckung **21** im Gebrauch wenigstens soweit über den Gefäßquerschnitt erstreckt, dass das Blutgefäß **50** in proximaler Richtung im Wesentlichen vollständig verschlossen ist. Beispielsweise kann die Abdeckung **21** nur den trichterförmigen Abschnitt **24** bedecken. Die Abdeckung ist aus einem fluiddichten Material bzw. Folie hergestellt, das ausreichend fest bzw. dicht ist, um eine Druckdifferenz zwischen der Innen- und der Außenseite der Abdeckung **20** auszuhalten.

[0076] Wie in [Fig. 1](#) dargestellt, bildet die Abdeckung **21** bzw. das Aufnahmeelement **20** eine in proximaler Richtung gewölbte Ausnehmung bzw. einen proximalen Hohlraum **30a**. Die Abdeckung **21** bzw. der Hohlraum **30a** selbst ist durch das zu entfernende Konkrement verschließbar. Das bedeutet, dass der Durchmesser des Hohlraums **30a** bzw. des Aufnahmeelements **20** in etwa dem Durchmesser des zu entfernenden Konkrements entspricht. Die fluiddichte Abdeckung **21** erstreckt sich dabei so weit in distaler Richtung, insbesondere bis zur Aufnahmeöffnung **23**, dass der proximale Hohlraum **30a** im Zusammenwir-

ken mit dem Konkrement **51** im Wesentlichen druckdicht bzw. fluiddicht abgeschlossen ist. Durch die fluiddichte Abdeckung **21** einerseits und das zu entfernende Konkrement **51** andererseits ist der proximale Hohlraum **30a** von allen Seiten von der umgebenden Blutströmung im Gefäß **50** im Wesentlichen abgeschnitten. Es kommt insgesamt darauf an, dass die fluiddichte Abdeckung **21** so ausgebildet ist, dass das Aufnahmeelement **20** zwei Funktionen erfüllt, nämlich zum einen die Funktion eines Überdruck- und/oder Unterdruckraumes zum Bewegen, insbesondere zum Lösen des Konkrements und zum anderen die Funktion eines Aufnahmeortes für das aus dem Gefäß gelöste Konkrement **51**.

[0077] Im Hinblick auf die Lösefunktion des Aufnahmeelements **20** ist diesem die Betätigungseinrichtung **11** zugeordnet, die zumindest im Gebrauch mit der Abdeckung **21** und/oder dem Hohlraum **30a** in Wirkverbindung steht. Dabei ist die Betätigungseinrichtung **11** dazu vorgesehen und ausgelegt, im Zusammenwirken mit der Abdeckung **21** und/oder dem Hohlraum **30a** das Konkrement **51** im Hohlraum **30a** zu bewegen, insbesondere zum Lösen des zu entfernenden Konkrements einen anderen Druck einzustellen, als außerhalb des Hohlraums **30a**, insbesondere in einem Bereich distal zum Konkrement **51**. Hierzu umfasst die Betätigungseinrichtung **11** konkret eine Druckleitung **15**, insbesondere eine proximale Druckleitung **15a**. Die proximale Druckleitung **15a** ist an ihrem distalen Ende mit dem Aufnahmeelement **20**, insbesondere mit dem trichterförmigen Abschnitt **24** des Aufnahmeelements **20** verbunden. Dabei setzt sich die rohrförmige Kontur der proximalen Druckleitung **15a** zum Teil in das Aufnahmeelement **20** fort. Die Druckleitung **15** ist, wie in [Fig. 1](#) dargestellt, im Inneren der Zufuhreinrichtung **10**, beispielsweise im Inneren eines Mikrokatheters angeordnet. Die Druckleitung **15**, **15a** kann auch außerhalb der Zufuhreinrichtung **10** angeordnet sein oder durch die Zufuhreinrichtung **10** selbst gebildet sein. Die Betätigungseinrichtung **11** umfasst ferner eine (nicht dargestellte) Saug- und/oder Druckeinrichtung, die über die Druckleitung **15**, **15a** mit dem Hohlraum **30a** fluidverbunden bzw. fluidverbindbar ist. Mittels der Saug- und/oder Druckeinrichtung kann ein Betätigungsmedium **14**, insbesondere eine Flüssigkeit in den Hohlraum **30a** gepumpt und/oder aus dem Hohlraum **30a** abgesaugt werden. Durch die Flüssigkeitszufuhr kann mittels der Betätigungseinrichtung **11** bzw. der Saug- und/oder Druckeinrichtung der Druck in dem proximalen Hohlraum **30a** erhöht werden, wenn dieser, wie in [Fig. 1](#) am distalen Ende durch das zu entfernende Konkrement verschlossen ist. Durch Flüssigkeitsabfuhr bzw. Absaugen der im Hohlraum **30a** befindlichen Flüssigkeit wird der Druck im Hohlraum **30a** unter den physiologischen Druck gesenkt (Unterdruck). Das bedeutet, dass der physiologische Druck auf die vom Hohlraum **30a** abgewandte Seite des Konkrements **51** wirkt, wie anhand

der in [Fig. 1](#) eingezeichneten Pfeile zu erkennen. Dadurch wird eine in proximaler Richtung, d. h. in Richtung des Aufnahmeelements **20** wirkende Kraft auf das Konkrement **51** erzeugt, die das Konkrement **51** in das Aufnahmeelement **20** bzw. den Aufnahmekorb schiebt. Um das Lösen des Konkrements **51** von der Gefäßwand zu unterstützen, kann im Hohlraum **30a** abwechselnd ein Über- und Unterdruck erzeugt werden.

[0078] Das Aufnahmeelement **20** weist im Wesentlichen eine stentähnliche Struktur auf und kann entweder aus Drähten geflochten oder durch Laserschneiden aus einem Rohr hergestellt sein. Eine Kombination aus einem Drahtgeflecht und einer lasergeschnittenen Struktur ist möglich, beispielsweise kann der trichterförmige Abschnitt **24** geflochten und der zylinderförmige Abschnitt **22** lasergeschnitten sein. Vorzugsweise ist das Aufnahmeelement **20** aus einem Formgedächtnismaterial, beispielsweise Nitinol, hergestellt. Die Abdeckung **21** kann beispielsweise eine Kunststoffolie oder Metallfolie umfassen. Besonders geeignete Kunststoffe sind Polyurethan, PTFE oder Silikon. Die Herstellung der Metallfolie kann durch ein Sputter-Verfahren erfolgen. Der Querschnittsdurchmesser des Aufnahmeelements **20** kann zwischen 1 mm und 10 mm, insbesondere 2 mm und 8 mm, insbesondere 3 mm und 6 mm, betragen. Je nach Anwendungsfall ist es auch möglich, dass das Aufnahmeelement **20** einen Querschnittsdurchmesser zwischen 0,5 mm und 20 mm, insbesondere 1 mm und 18 mm, insbesondere 2 mm und 15 mm, aufweist. Die Länge des Aufnahmeelements **20** ist ebenfalls abhängig vom jeweiligen Anwendungsfall, insbesondere vom Behandlungsort, und kann zwischen 3 mm und 100 mm, insbesondere 5 mm und 60 mm, insbesondere 10 mm und 22 mm, variieren.

[0079] Insgesamt ergeben sich bei dem Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 1](#) die folgenden Vorteile bzw. Wirkungen:

Derselbe Druckgradient herrscht auf der gesamten Fläche des Thrombus und schiebt den Thrombus homogen in den Korb. Die Handhabung ist für den Anwender besonders sicher und einfach, da dieser den Unterdruck durch begrenzte Volumenänderungen erzeugt, wobei der Unterdruck beliebig und mit kontrollierter Geschwindigkeit erhöht oder auch verringert wird abhängig vom Widerstand, der vom Thrombus ausgeübt wird. Die Bewegung des Thrombus ist durch die Kraft spürbar, die der Anwender zur Erzeugung des Unterdruckes ausübt. Er kann den Thrombus mit abwechselnden, regelmäßigen Unterdruck- und Ausgleichphasen aus der Gefäßwand ablösen.

[0080] Dazu breitet sich ein proximaler Korb aus einem Katheter aus (Nitinol, superelastischer Bereich) und legt sich an die Gefäßwand. Der Korb ist durch eine dichte Struktur beschichtet, so dass die proxima-

le Seite des Thrombus von den Strömungsverhältnissen im Kreislauf abgetrennt ist. Der Korb ist verbunden mit dem Katheter. Durch definierte Volumenänderungen in dem Katheter wird ein Unterdruck erzeugt, der auf der gesamten proximalen Thrombusfläche wirkt. Der Unterdruck versteht sich in Relation zu dem Blutdruck, der hinter dem Thrombus herrscht. Wenn hinter dem Thrombus ein Druck von 50 mmHg herrscht, wird ein Druck von 20 mmHg vor dem Thrombus als Unterdruck definiert. Diese Wirkung kann als Inversion des Druckgefälles von distal zu proximal angesehen werden. Distal zum Thrombus kann hoher, „arterieller“ Druck herrschen, wenn kollaterale Gefäße den verschlossenen Gefäßabschnitt by-passen und Hochdruck-Blut hinter den Thrombus bringen. Hinter dem Thrombus kann ein Druck von ca. 80 mmHg herrschen. Mit einem Druckgradient von ca. 100 mmHg in einem Gefäß mit einem Durchmesser von 3 mm könnte eine gesamte Kraft auf den Thrombus von ca. 20 gr. erzeugt werden.

[0081] Kleinere Kräfte reichen aber bereits aus, um den Thrombus gegen die niedrige Haftung an der Gefäßwand zu bewegen. Das Maß der Volumenänderung lässt sich sehr genau vom Anwender definieren. Es kann z. B. mit einer Spritze geschehen, die mit dem Katheter verbunden ist. Wenn ein Volumen abgesaugt wurde, entsteht ein Unterdruck im gesamten Raum zwischen dem Korb und dem Thrombus. Ab einem gewissen Unterdruck bewegt sich der gesamte Thrombus in Richtung Korb. Die Prozedur kann sehr langsam durchgeführt werden und unterscheidet sich somit wesentlich von den bisherigen Konzepten, bei denen hohe Blutgeschwindigkeit zum Thrombusabtrag erforderlich ist.

[0082] Gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel ist distal zu dem Aufnahmeelement **20** ein Abschlusselement **40** angeordnet (**Fig. 2**). Das Abschlusselement **40** ist im Wesentlichen tropfenförmig bzw. schirmartig ausgebildet und kann ebenso wie das Aufnahmeelement **20** zum Einführen in das Blutgefäß **50** auf einen minimalen Querschnittsdurchmesser komprimiert werden. Das Abschlusselement **40** ist zentral mit einem Draht **14b** verbunden, oder axial verschieblich auf dem Draht **14b** gelagert und durch Anschläge fixiert. Der Draht **14b** erstreckt sich axial zur Längsachse des Aufnahmeelements **20** sowie des Abschlusselements **40**. Der Draht **14b** ist in der Betätigungseinrichtung **11** geführt und zumindest in axialer Richtung bewegbar. Im Gebrauch durchdringt der Draht **14b** das Gerinnsel **51**. Das Abschlusselement **40** weist analog zum Aufnahmeelement **20** zumindest teilweise eine distale Abdeckung **41** auf, die sich zumindest so weit über das Abschlusselement **40** erstreckt, dass das Blutgefäß **50** distal zum Gerinnsel **51** im Wesentlichen vollständig geblockt bzw. verschlossen ist. Die distale Abdeckung **41** begrenzt mit der Gefäßwand des Blutgefäßes **50** und dem Gerinnsel **51** einen distalen Hohlraum **30b**. Am proximalen

Ende des Abschlusselements **40** ist ein Anschlag **43** gebildet, der im Gebrauch mit dem Draht **14b** der Betätigungseinrichtung **11** zusammenwirkt derart, dass das Gerinnsel **51** manuell in das Aufnahmeelement **20** bewegbar ist. Im Bereich des Anschlages **43** kann das Abschlusselement **40** mit der distalen Abdeckung **41** versehen sein. Es ist auch möglich, dass das Abschlusselement **40** im Bereich des Anschlages **43** eine offene Struktur, beispielsweise eine Filterstruktur, aufweist, so dass sich der distale Hohlraum **30b** bis zum distalen Ende des Abschlusselements **40** erstreckt. Das Abschlusselement **40** umfasst im distalen Bereich einen schirmartigen Abschnitt **44**, der mit der distalen Abdeckung **41** versehen ist. Der schirmartige Abschnitt **44** kann auch eine offene Struktur, insbesondere eine Filterstruktur, aufweisen, wenn der Anschlag **43** mit der distalen Abdeckung **41** ausgerüstet ist.

[0083] Die Kombination des distal angeordneten Schirmes bzw. Abschlusselements **40** mit dem druck- bzw. unterdruckbeaufschlagbaren Aufnahmeelement **20** gemäß **Fig. 2** führt zu einer weiteren Verbesserung der Sicherheit des Entnahmesystems bzw. Retrievers, da durch das Abschlusselement **40** sich eventuell lösende Thrombenpartikel wirksam aufgehalten werden, so dass ein weiterer strömungsabwärts gelegener Gefäßverschluss vermieden wird. Außerdem wird durch das Abschlusselement **40** die durch den Unterdruck im proximalen Hohlraum **30a** erzeugte Lösekraft mechanisch verstärkt, wenn das Abschlusselement **40** gegen den Thrombus bzw. das Konkrement in proximaler Richtung gezogen wird. Insofern handelt es sich hierbei um ein kombiniertes hydraulisch/mechanisches System. Die Druckleitung ist in **Fig. 2** nicht explizit dargestellt bzw. kann so ausgebildet sein, dass der Draht **14b** in der Druckleitung **15** geführt ist. Alternativ kann der Draht **14b** als Hohl-draht ausgebildet sein und eine Verlängerung der Druckleitung **15** darstellen, die im Bereich des Hohlraums **30a** Zufuhr- bzw. Abfuhröffnungen für das Betätigungsmedium aufweist.

[0084] Das Abschlusselement **40** wird zur Aufnahme des Gerinnsels **51** relativ zum Aufnahmeelement **20**, insbesondere in proximaler Richtung, bewegt, so dass das Abschlusselement **40**, insbesondere der Anschlag **43**, die Aufnahmeöffnung **23** des Aufnahmeelements **20** verschließt, um das Gerinnsel **51** vollständig im Aufnahmeelement **20** einzukapseln. Zum abschließenden Entfernen des Gerinnsels **51** aus dem Blutgefäß **50** wird die Betätigungseinrichtung **11**, das Aufnahmeelement **20** sowie das Abschlusselement **40** in proximaler Richtung und in einen schlauchartigen Katheter **10a** bewegt, der einen größeren Durchmesser als die Zufuhreinrichtung **10** hat und zum Entfernen des Thrombus bzw. Gerinnsels **51** dient. Dabei bewirkt der trichterförmige Abschnitt **24** des Aufnahmeelements **20**, dass das Aufnahmeelement **20** in den komprimierten Zustand

überführt wird. Ebenso wird das Abschlusselement **40** in den komprimierten Zustand überführt, da die sich beim Zurückziehen in die Zufuhreinrichtung **10** verjüngende Aufnahmeöffnung **23** des Aufnahmeelements **20** das Abschlusselement **40** zusammendrückt und komprimiert ([Fig. 3](#)).

[0085] [Fig. 4](#) zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung, wobei das Aufnahmeelement **20** sowie das Abschlusselement **40** im Wesentlichen denselben Aufbau aufweisen, wie bereits zu [Fig. 2](#) beschrieben. Ein Unterschied besteht darin, dass das Abschlusselement **40** anstelle mit einem Draht **14b** zentral mit einer Druckleitung **15** verbunden ist, die ein Betätigungsmedium **14**, insbesondere ein Fluid **14a**, führt. Grundsätzlich kann die Betätigung der Vorrichtung zum Lösen eines Konkrements bzw. Gerinnsels **51** also entweder durch ein mechanisches Betätigungsmedium, beispielsweise einen Draht **14b**, oder durch ein Fluid **14a**, d. h. eine Flüssigkeit oder ein Gas, erfolgen.

[0086] Die Druckleitung **15** weist im Bereich des Abschlusselements **40**, insbesondere zwischen dem Anschlag **43** und dem schirmartigen Abschnitt **44** proximale Drucköffnungen **42a** auf, durch die das Fluid **14a** in den distalen Hohlraum **30b** strömen kann. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 4](#) weist das Abschlusselement **40** im Bereich des schirmartigen Abschnitts **44** eine distale Abdeckung **41** auf, wohingegen der Anschlag **43** eine im Wesentlichen offene Struktur umfasst. Der distale Hohlraum **30b** erstreckt sich somit von dem schirmartigen Abschnitt **44** bis zum Konkrement bzw. Gerinnsel **51**. Das durch die distalen Drucköffnungen **42b** in den distalen Hohlraum **30b** einströmende Fluid **14a** bewirkt eine Druckerhöhung im distalen Hohlraum **30b**, so dass zwischen dem distalen Hohlraum **30b** und dem proximalen Hohlraum **30a** ein Druckgefälle entsteht. Durch die aufgrund des Druckgefälles auf das Gerinnsel **51** wirkende Kraft wird das Gerinnsel **51** gelöst und in das Aufnahmeelement **20** bewegt. Dabei ist es möglich, dass das Aufnahmeelement **20** keine Abdeckung **21** aufweist, sondern als Aufnahmekorb mit einer offenen Gitterstruktur ausgebildet ist. Das Aufnahmeelement **20** kann zusätzlich eine Filterfunktion übernehmen, d. h. dass die Gitterstruktur engmaschig ausgebildet ist, um sich lösende Partikel des Gerinnsels **51** zurückzuhalten.

[0087] Wie in [Fig. 5](#) gut zu erkennen, kann die Druckleitung **15** auch im Bereich des proximalen Hohlraums **30a** proximale Drucköffnungen **43a** aufweisen. Dabei ist das Aufnahmeelement **20** zur Bildung des proximalen Hohlraums **30a** mit einer proximalen Abdeckung **21** versehen. Die beiden Hohlräume **30a**, **30b** sind dabei vorteilhafterweise über getrennte Druckleitungen **15** mit einer Druckerzeugungseinheit **13** gekoppelt, wobei dem proximalen Hohlraum **30a** eine proximale Druckleitung **15a** und

dem distalen Hohlraum **30b** eine distale Druckleitung **15b** zugeordnet ist. Die distale Druckleitung **15b** kann innerhalb der proximalen Druckleitung **15a** verlaufen. Alternativ kann ein 2- oder mehrlumiger Katheter verwendet werden.

[0088] Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel sind die beiden Hohlräume **30a**, **30b** mit einer gemeinsamen Druckerzeugungseinheit **16** wirkverbunden. In [Fig. 6](#) ist beispielhaft eine derartige, gemeinsame Druckerzeugungseinheit **16**, insbesondere eine intrakorporale Pumpe **18** dargestellt, die zentral in einer gemeinsamen Druckleitung **15** der beiden Hohlräume **30a** und **30b** angeordnet ist. Die intrakorporale Pumpe **18** ist gemäß [Fig. 6](#) als Schneckenförderer bzw. Archimedische Schraube ausgebildet und mit einer flexiblen Welle **18a** mit einer extrakorporal angeordneten Antriebseinheit (nicht dargestellt) verbunden. Die Pumpe ist dabei so angeordnet, dass Flüssigkeit vom proximalen zum distalen Hohlraum **30a**, **30b** verlagerbar ist. Die Antriebseinheit und die intrakorporale Pumpe **18** bilden zusammen gemeinsame Druckerzeugungseinheit **16**, die vorzugsweise mit einer Steuereinheit (nicht dargestellt) verbunden ist, so dass die Förderrichtung der intrakorporalen Pumpe **18** frequenzabhängig umkehrbar ist. Auf diese Weise wird das Volumen des Betätigungsmediums, des in den Hohlräumen **30a**, **30b** eingeschlossenen Bluts oder auch anderer Körperflüssigkeiten zwischen den Hohlräumen **30a**, **30b** verschoben. Abwechselnd kann in den Hohlräumen **30a**, **30b** ein Unter- bzw. Überdruck eingestellt werden. Dabei bewirken regelmäßige Druckänderungen in den Hohlräumen **30a**, **30b**, dass das Gerinnsel **51** in Schwingung versetzt wird und sich so von der Gefäßwand des Blutgefäßes **50** löst.

[0089] Alternativ kann auch eine extrakorporale Pumpe **17** vorgesehen sein ([Fig. 7](#)). Die beiden Hohlräume **30a**, **30b** sind dabei mit der extrakorporalen Pumpe **17** durch separate Druckleitungen **15a**, **15b** verbunden. Die gemeinsame Druckerzeugungseinheit **16** bzw. die extrakorporale Pumpe **17** umfasst zwei Druckkammern **17c**, **17d**, die durch eine Druckmembran **17a** getrennt sind. Die Druckmembran **17a** ist flexibel und kann in Schwingung versetzt werden bzw. oszillieren. Durch die Oszillation der flexiblen Druckmembran **17a** wird in den Druckkammern **17c**, **17d** abwechselnd ein Über- bzw. Unterdruck erzeugt, der durch die Druckleitungen **15a**, **15b** an die Hohlräume **17a**, **17b** übertragen wird.

[0090] Generell kann die Schwingung des Gerinnsels **51** sowohl manuell, als auch elektronisch oder mechanisch erzeugt werden. Beispielsweise kann die Betätigungseinrichtung **11** eine Spritze oder einen geeigneten Handgriff bzw. Kolben umfassen, um die Schwingungen bzw. die Oszillation des Gerinnsels **51** auszulösen. Bei elektronisch ausgelösten Druckänderungen können Schwingungen mit Fre-

quenzen von wenigstens 1 Hz, insbesondere wenigstens 5 Hz, insbesondere wenigstens 10 Hz, insbesondere wenigstens 100 Hz, insbesondere wenigstens 1000 Hz, insbesondere wenigstens 20.000 Hz, insbesondere wenigstens 100.000 Hz erzeugt werden.

[0091] Die proximale Druckkammer **17c**, d. h. die dem proximalen Hohlraum **30** zugeordnete Druckkammer **17c**, umfasst ferner einen Anschluss **17b**, mit dem eine manuelle Druckerzeugungseinheit, beispielsweise eine handelsübliche Spritze oder eine Absaugvorrichtung, verbunden werden kann. Die manuelle Druckerzeugungseinheit dient beispielsweise dazu, das Gerinnsel **51** in eine letzten Schritt in das Aufnahmeelement **20** zu saugen, sobald es durch die von der Druckmembran **17** erzeugten Schwingungen von der Gefäßwand gelöst ist.

[0092] Im Wesentlichen wird die Schwingung des Gerinnsels **51** dadurch bewirkt, dass in wenigstens einem der Hohlräume **30a**, **30b** abwechselnd ein Betätigungsmedium **14**, konkret eine Flüssigkeit, zu- oder abgeführt wird. Die dadurch bewirkte zeitliche Änderung des Drucks vor und/oder hinter dem Gerinnsel **51** kann beispielsweise in Form einer sinusförmigen Schwingung erfolgen. Die Druckerzeugungseinheit **13** bzw. die gemeinsame Druckerzeugungseinheit **16** kann beispielsweise derart gesteuert sein, dass in beide Hohlräume **30a**, **30b** abwechselnd Flüssigkeit zu- bzw. abgeführt wird. Eine derartige Steuerung zeigt das Diagramm gemäß [Fig. 8a](#). Dabei stellt die durchgezogene Linie den Druckverlauf im proximalen Hohlraum **30a** und die unterbrochene Linie den Druckverlauf im distalen Hohlraum **30b** dar. Es ist auch möglich, dass die Schwingung des Gerinnsels **51** durch wechselweise Flüssigkeitsabfuhr in den Hohlräumen **30a**, **30b** erfolgt, wie in [Fig. 8b](#) dargestellt (Sinusbetragkurve). Zur Realisierung des Druckverlaufs gemäß [Fig. 8b](#) sind zwei unabhängig wirkende Druckerzeuger, beispielsweise zwei Druckmembrane erforderlich. Die Membran kann auch nur einem der beiden Hohlräume **30a**, **30b** zugeordnet sein, Ferner kann durch eine Spritze, einen Griff oder einen Kolben für jeden Hohlraum **30a**, **30b** separat die Volumenab- bzw. -zufuhr vorgenommen werden.

[0093] Eine weitere Variante zur Druckerzeugung im proximalen Hohlraum **30a** zeigen die [Fig. 9a](#) und [Fig. 9b](#). Bei dieser Variante der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist das Betätigungsmedium **14** als Draht **14b** ausgeführt, der zentral mit einer flexiblen Membran **25** verbunden ist. Die flexible Membran **25** ist am distalen Ende **26** des Aufnahmeelements **20** angeleitet und teilt den proximalen Hohlraum **30a** in eine Kammer **31** und einen Aufnahmehohlraum **32** auf. Der Draht **14b** ist in der Betätigungseinrichtung **11** geführt. Um das Gerinnsel **51** in das Aufnahmeelement **20** zu bewegen, wird im Aufnahmehohlraum **32**,

d. h. in dem Teil des Hohlraums **30a**, der distal zur Membran **25** angeordnet ist, ein Unterdruck erzeugt, indem der Draht **14b** relativ zur Betätigungseinrichtung **11** in proximaler Richtung bewegt wird. Dadurch wird die flexible Membran **25** gespannt ([Fig. 9b](#)).

[0094] Ebenso wie bei dem Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 4](#) ist es bei dem hier beschriebenen Ausführungsbeispiel nicht notwendigerweise erforderlich, dass das Aufnahmeelement **20** mit einer proximalen Abdeckung **21** versehen ist.

[0095] Wie in [Fig. 10](#) zu erkennen, kann der Unterdruck in der Kammer **31** auch dadurch erzeugt werden, dass das Aufnahmeelement **20** fluiddicht mit der proximalen Abdeckung **21** abgedeckt ist, die mit der flexiblen Membran **25** einen geschlossenen Bereich begrenzt, so dass in der Kammer **31** durch Absaugen eines Betätigungsmediums **40**, insbesondere eines Fluids **14a**, ein Unterdruck erzeugt wird. Das führt zu einer proximalen Bewegung der Membran **25**, so dass in dem Aufnahmehohlraum **32** ebenfalls ein Unterdruck verursacht wird, der ein Ansaugen des Gerinnsels **51** in den Aufnahmehohlraum **32** bewirkt.

[0096] Das Aufnahmeelement **20** kann, wie in [Fig. 11](#) dargestellt, an einem proximalen Ende einen proximalen Endabschnitt **20a** aufweisen. Der proximale Endabschnitt **20a** ist vorzugsweise innerhalb der Zufuhreinrichtung **10** angeordnet, insbesondere im Gebrauch der Vorrichtung. Die Länge des proximalen Endabschnitts **20a** ist dabei so bemessen, dass zumindest ein Teil des proximalen Endabschnitts **20a** in der Zufuhreinrichtung **10** bzw. im Mikrokatheter bei expandiertem Korb bzw. Aufnahmeelement **20** angeordnet ist. Der proximale Endabschnitt **20a** bildet somit eine Verlängerung des trichterförmigen Abschnitts **24** in die Zufuhreinrichtung **10** hinein derart, – dass im expandierten Zustand eine stabile Verbindung zwischen der Zufuhreinrichtung **10** und dem Aufnahmeelement **20** gebildet ist. Die proximale Abdeckung **21** des Aufnahmeelementes **20** erstreckt sich bis in die Zufuhreinrichtung **10** hinein oder schließt zumindest mit der Zufuhreinrichtung **10** so ab, dass die Zufuhreinrichtung **10** und das Aufnahmeelement **20** ein im Wesentlichen fluiddichtes System bilden, zumindest im expandierten Zustand. Die proximale Abdeckung **21** erstreckt sich konkret über den zylinderförmigen Abschnitt **22**, dem trichterförmigen Abschnitt **24** und dem proximalen Endabschnitt **20a**, so dass die Verbindung zwischen Zufuhreinrichtung **10** und dem Aufnahmeelement **20** im Wesentlichen fluiddicht abgeschlossen ist. Auf diese Weise kann die Zufuhreinrichtung **10** gleichzeitig als Saug- und/oder Druckeinrichtung, insbesondere als Druckleitung **15** genutzt werden. Die Effizienz, insbesondere die Saugleistung, der Saug- und/oder Druckeinrichtung bzw. der Druckerzeugungseinheit **16** wird erhöht, da der Innendurchmesser der Druckleitung **15** dem Innendurchmesser

der Zufuhreinrichtung **10** entspricht.

[0097] Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 11](#) ist das Aufnahmeelement **20**, insbesondere der trichterförmige Abschnitt **22**, aus einem Drahtgeflecht gebildet. Der trichterförmige Abschnitt **22** umfasst also eine stentartige Struktur. Das Gittergeflecht kann auch alternativ oder zusätzlich den trichterförmigen Abschnitt **24** bilden und sich in den proximalen Endabschnitt **20a** fortsetzen. Es ist möglich, dass das Gittergeflecht, insbesondere die Anordnung der Drahtelemente bzw. Drähte, entlang des Aufnahmeelementes **20** variiert. Der zylinderförmige Abschnitt **22** und der trichterförmige Abschnitt **24** können beispielsweise ein Kreuzgeflecht aufweisen. Der proximale Endabschnitt **20a** kann auch eine spiralförmige Anordnung der Drahtelemente umfassen. Der Übergang zwischen unterschiedlichen Geflechtarten kann fließend bzw. kontinuierlich sein. Es ist außerdem möglich, das Drahtgeflecht des Aufnahmeelementes **20**, insbesondere des zylinderförmigen Abschnitts **22** und des proximalen Endabschnitts **20a**, mit in axialer Richtung verlaufenden Drahtelementen bzw. Bändern zu versehen, so dass die Stabilität der Vorrichtung in axialer Richtung erhöht ist. Die axialen Bänder können dasselbe Material aufweisen wie das Gittergeflecht des Aufnahmeelementes **20**. Es ist ferner möglich, dass die axialen Bänder ein anderes Material, insbesondere ein elastischeres Material, umfassen. Das Aufnahmeelement **20** kann im Allgemeinen einteilig ausgebildet sein. Geeignete Materialien für die Herstellung des Aufnahmeelementes **20** sind Formgedächtnismaterialien, beispielsweise Nickeltitanlegierungen, oder Kunststoffe.

[0098] Der proximale Endabschnitt **20a** des Aufnahmeelementes **20** weist gemäß [Fig. 11](#) ferner einen proximalen Endanschlag **52a** auf. Zusätzlich ist ein distaler Endanschlag **52b** vorgesehen, der der Zufuhreinrichtung **10** zugeordnet und mit dieser fest verbunden ist. Die Endanschläge **52a**, **52b** weisen überlappende Durchmesser auf und sind derart angeordnet, dass eine axiale Bewegung des Aufnahmeelementes **20**, insbesondere des proximalen Endabschnitts **20a**, in distaler Richtung begrenzt wird. Dadurch wird verhindert, dass das Aufnahmeelement **20** vollständig aus der Zufuhreinrichtung **10** austritt. Zwischen der Zufuhreinrichtung **10** und dem Aufnahmeelement **20** ist also eine axiale Relativbewegung möglich, ohne dass die beiden Bauteile voneinander getrennt werden.

[0099] Der proximale Endanschlag **52a** ist im Wesentlichen auf einer äußeren Umfangsfläche des proximalen Endabschnitts **20a** angeordnet. Der proximale Endanschlag **52a** kann beispielsweise eine Hülse **53a**, insbesondere eine zylindrische Hülse **53a** umfassen. Der distale Endanschlag **52b** der Zufuhreinrichtung **10** bildet ein Gegenelement zum proximalen Endanschlag **52a** und ist auf einer inneren

Umfangsfläche der Zufuhreinrichtung **10** angeordnet, so dass der distale Endanschlag **52b** in axialer Richtung mit dem proximalen Endanschlag **52a** fluchtet. Der distale Endanschlag **52b** kann ebenfalls eine Hülse **54** umfassen.

[0100] Wie in [Fig. 11](#) dargestellt, kann der proximale Endabschnitt **20a** eine weitere Hülse **53c** aufweisen, die proximal von der Anschlaghülse **53a** angeordnet ist. Die weitere proximale Hülse **53c** verbessert die Axialführung des Aufnahmeelementes **20** bzw. des Korbes. Der Vorteil der nachstehend erläuterten Ausführungsbeispiele gemäß [Fig. 12a](#), [Fig. 12b](#) mit nur einer Anschlaghülse **53a** des proximalen Endabschnitts **20a** besteht in der vergleichsweise höheren Flexibilität.

[0101] Die Verbindung zwischen dem Endabschnitt **20a** und der Hülse **53a** kann beispielsweise durch Verschweißen, Verkleben, durch Anspritzen oder durch Löten erfolgen. Ein weiteres Beispiel für die Verbindung der Hülsen ist in [Fig. 12b](#) dargestellt. Dort ist zu erkennen, dass die radial außen angeordnete Anschlaghülse **53a** mit einer radial innen und koaxial angeordneten weiteren Hülse **53b** verpresst ist. Zwischen den beiden verpressten Hülsen **53a**, **53b** ist das Schlussteil des proximalen Endabschnitts **20a** angeordnet und zwischen den beiden Hülsen **53a**, **53b** eingeklemmt.

[0102] Der Unterschied zwischen dem Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 11](#) und den beiden Ausführungsbeispielen gemäß [Fig. 12a](#) und [Fig. 12b](#) besteht darin, dass der proximale Endabschnitt **20a** bei den Ausführungsbeispielen gemäß [Fig. 12a](#), [Fig. 12b](#) kürzer als beim Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 11](#) ist, wobei sich die längere Ausführung gemäß [Fig. 11](#) aus der zusätzlichen proximalen Führungshülse **53c** ergibt.

[0103] Die Hülsen **53a**, **53b**, **53c**, **54** können aus Kunststoff, Metall, Formgedächtnismetall oder aus röntgen-sichtbaren Materialien hergestellt sein. Der Durchmesser des proximalen Endabschnitts **20a** ist an den Innendurchmesser des Endanschlags **52b** bzw. der Anschlaghülse **54** der Zufuhreinrichtung **10** angepasst. Die Innendurchmesser der Hülsen **53a**, **54**, die sich in etwa entsprechen, sind kleiner als 1,0, insbesondere kleiner 0,9, insbesondere kleiner 0,8, insbesondere kleiner 0,7, insbesondere kleiner 0,5, insbesondere kleiner 0,4, insbesondere kleiner 0,3 mm. Die Hülsenwandstärke der vorstehend offenbarten Hülsen **53a**, **53b**, **53c**, **54** ist kleiner als 80 µm, insbesondere kleiner 70, insbesondere kleiner 60, insbesondere kleiner 50, insbesondere kleiner 40, insbesondere kleiner 30 µm. Die vorstehend genannten Wandstärken haben den Vorteil, dass ein möglichst geringer Druckabfall bei der Betätigung des Aufnahmeelementes **20** erfolgt. Außerdem wird durch den geringen Kalibersprung die Gleitfähigkeit des

Korbes bzw. des Aufnahmeelements **20** verbessert.

[0104] Die Kanten der Hülsen können abgerundet sein, was für einen geringen Druckverlust und für ein gutes Gleiten des Aufnahmeelementes **20** bzw. des proximalen Endabschnitts **20a** förderlich ist. Ferner ist die Kantenabrundung der Hülsen schonend für die Beschichtung bzw. die Abdeckung **21**.

[0105] Wie in den [Fig. 12a](#), [Fig. 12b](#) dargestellt, kann der Endanschlag **52b** der Zufuhreinrichtung **10** als Hülse, insbesondere als Katheterhülse **54** ausgebildet sein. Die Verbindung zwischen der Hülse **54** und der Zufuhreinrichtung **10** kann stoffschlüssig, formschlüssig, kraftschlüssig erfolgen. Beispielsweise kann die Hülse **54** mit der Katheterspitze verklebt oder mit dieser pressverbunden sein. Es ist auch möglich, den Endanschlag **52b** als Teil der Katheterspitze auszubilden. Die Katheterspitze **55** kann beispielsweise gecrimpt, geklebt, verpresst, warm-umgeformt oder durch Swedging gebildet sein. Es ist auch möglich, dass der Katheter bzw. die Zufuhreinrichtung **10** mehrstufig ausgeführt ist. Distal kann die Zufuhreinrichtung einen kleineren Durchmesser aufweisen, als an einer proximalen Stelle der Zufuhreinrichtung **10**. Die Durchmesseränderung kann in mehreren Abschnitten erfolgen, wobei der kleinste distale Durchmesser als Endanschlag für die Korbhülse **53a** dient. Im Bereich des kleinen Durchmessers ist der Katheter bzw. die Zufuhreinrichtung hochflexibel. Im Bereich der größeren Durchmesser ist die Zufuhreinrichtung vergleichsweise steif.

[0106] Die Zufuhreinrichtung zeichnet sich durch eine hohe Flexibilität gegenüber anderen Verbindungstechniken aus und ist gut steuerbar.

[0107] Die beiden Endanschlüsse **52a**, **52b** bilden Dichtungsmittel, so dass die Zufuhreinrichtung **10** mit dem Aufnahmeelement **20** fluiddicht verbunden ist. Die Abdichtung zwischen dem Aufnahmeelement **20**, insbesondere der proximalen Abdeckung **21**, und der Zufuhreinrichtung **10** erfolgt durch entsprechende Auslegung der Toleranzen der Endanschlüsse **52a**, **52b**, die beispielsweise Anschlaghülsen umfassen können. Geeignete Toleranzwerte sind dem Fachmann bekannt.

[0108] Das Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 13a](#) zeigt eine weitere Verbesserung der Vorrichtung, bei der der Aufnahmekorb **20** bzw. das Aufnahmeelement **20** in beiden axialen Richtungen relativ zur Zufuhreinrichtung **10** bewegbar ist. Auch bei diesem Ausführungsbeispiel ist die Doppelfunktion der Zufuhreinrichtung **10** einerseits für die Zufuhr des Aufnahmeelements **20** und andererseits für die Druckversorgung gewahrt. Dazu weist die Zufuhreinrichtung **10** einen axial beweglich in der Zufuhreinrichtung **10** angeordneten Adapter **56** auf, der mit dem Aufnahmeelement **20**, insbesondere mit dem proxi-

malen Endabschnitt **20a**, lösbar verbunden ist. Der Adapter **56** kann auch mit dem trichterförmigen Abschnitt **24** verbunden sein. Dabei ist das Aufnahmeelement **20** durch den Adapter **56** relativ zur Zufuhreinrichtung **10** axial bewegbar. Am distalen Ende des Adapters **56** ist ein Verbindungsstück **57** angeordnet, das mit einem Gegenstück **58** der Korbhülse **53a** lösbar verbunden ist. Wie in [Fig. 13a](#) zu erkennen, ragt das Gegenstück **58** der Hülse **53a** über das proximale Ende des proximalen Endabschnitts **20a** hinaus und ist zur lösbaren Verbindung mit dem Verbindungsstück **57** angepasst. Das bedeutet, dass der Adapter **56** und das Aufnahmeelement **20** temporär zum Platzieren bzw. zum axialen Bewegen des Aufnahmeelementes **20** verbunden werden können. Der Adapter **56** ist Teil einer Schiebe- und Zugvorrichtung für die Hülse **53a** des Endabschnitts **20a**. Dazu kann der Adapter **56** beispielsweise mit einem Führungsdraht oder einem Pushkatheter (nicht dargestellt) verbunden sein. Es ist auch möglich, dass der Adapter **56** einteilig mit einem in der Zufuhreinrichtung **10** angeordneten Katheter oder Führungsdraht bzw. allgemein mit einem Betätigungselement verbunden ist. Der Adapter **56** wird nur temporär in den Katheter bzw. in die Zufuhreinrichtung **10** eingeführt und zum Verschieben bzw. Platzieren des Aufnahmeelementes **20** verwendet. Danach wird der Adapter **56** aus der Zufuhreinrichtung **10** entfernt.

[0109] Die Verbindung zwischen dem Adapter **56** und der Hülse **53a** kann durch Formschluss, insbesondere durch Gewinde, durch Widerhaken oder durch ein Klicksystem erfolgen. Wie in [Fig. 13a](#) dargestellt, weist das Verbindungsstück **57** radial nach außen erstreckte Nasen **57a**, insbesondere Pins auf, die in entsprechende Ausnehmungen im Gegenstück **58** der Hülse **53a** eingreifen. Es ist möglich eine einzige Nase **57a**, zwei Nasen **57a** (wie in [Fig. 13a](#) dargestellt), drei, vier oder mehr Nasen **57a** vorzusehen. Die Nasen **57a** können symmetrisch zueinander angeordnet sein. Bei den Nasen **57a** oder Pins handelt es sich jeweils um eine starre Erhebung, die so weit über den Außenumfang des Verbindungsstücks **57** vorsteht, dass eine Kraftübertragung vom Verbindungsstück **57** über die Nase **57a** bzw. die Nasen **57a** auf das Gegenstück **58** der Hülse **53a** möglich ist. Hierfür kann eine sehr geringe Höhe, beispielsweise von weniger als 1 mm ausreichend sein. Andere Höhen sind möglich. Die Nasen **57a** bieten die Voraussetzung für eine formschlüssige Verbindung zwischen dem Verbindungsstück **57** und dem Gegenstück **58**, wobei das Gegenstück **58** hierfür entsprechend angepasst ist. Es ist auch möglich, die Nase **57a** bzw. die Nasen **57a** aus einem elastischen Material auszubilden, so dass der Adapter **56** von der Hülse **53a** durch Überwinden einer elastischen Federkraft getrennt werden kann. Die Nase **57a** bzw. die Nasen **57a** können versenkbar ausgebildet sein, insbesondere entgegen einer radial nach außen wirkenden Federkraft versenkbar sein.

[0110] Es ist auch möglich, die Anordnung gemäß [Fig. 13a](#) umzukehren derart, dass die Nase **57a** bzw. die Nasen **57a** an einer Innenfläche des Gegenstücks **58** der Hülse **53a** angeordnet sind. Das Verbindungsstück **57** weist entsprechende Ausnehmungen auf, die angepasst sind derart, dass zwischen dem Adapter **56** und der Hülse **53a** eine lösbar formschlüssige Verbindung herstellbar ist.

[0111] Es ist auch möglich, dass eine andere Art der lösbaren Verbindung gewählt wird. Beispielsweise kann der Adapter **56** ein Verbindungsstück **57** mit einem Außengewinde aufweisen, das in ein entsprechendes Innengewinde des Gegenstücks **58** der Hülse **53a** einschraubbar ist. Das Gewinde kann als spiralförmiges Profil ausgebildet sein, um die Flexibilität des Adapters **56** zu erhöhen. Der Adapter **56** kann aus Kunststoff, Metall, Formgedächtnismetall oder aus röntgen-sichtbaren Materialien hergestellt sein.

[0112] Ein Beispiel für die korbseitig angeordnete Hülse **53a** mit Gegenstück **58** ist in [Fig. 13b](#) dargestellt, die eine Seitenansicht der Hülse **53a** zeigt. Die Hülse **53a** umfasst am proximalen Ende das Gegenstück **58a**, das zur lösbaren Verbindung mit dem Verbindungsstück **57** des Adapters **56** bzw. des Führungsdrahtes angepasst ist. Das distale Ende der Hülse **53a** ist zur Verbindung mit dem Korb **20** ausgebildet und umfasst dazu einen Halteabschnitt **59a**. Der Halteabschnitt **59a** ist auch in [Fig. 13a](#) dargestellt. Im Bereich des Halteabschnitts **59a** ist das proximale Ende des Korbes **20** angeordnet und mit einer Innenfläche der Hülse **53a** fest verbunden, beispielsweise durch Verkleben, Verlöten oder Verpressen. Andere Verbindungsarten sind möglich.

[0113] Das Gegenstück **58** ist im Einzelnen wie folgt aufgebaut:

Das Gegenstück **58** der Hülse **53a** umfasst eine im Wesentlichen L-förmige Ausnehmung **58a** mit einem in Axialrichtung der Hülse **53a** erstreckten Längsschenkel, insbesondere Längsschlitz und einem im Wesentlichen in Umfangsrichtung der Hülse **53a** erstreckten Querschenkel, insbesondere Querschlitz. Es ist möglich, die beiden Schenkel als Schlitz oder als Ausnehmungen auszubilden, die in der Innenfläche der Hülse **53a** angeordnet sind, wobei die Außenfläche der Hülse geschlossen ist. Es ist auch möglich, den gemäß [Fig. 13b](#) rechtwinklig zum Längsschenkel angeordneten Querschenkel unter einem anderen Winkel anzuordnen, beispielsweise unter einem Winkel $< 90^\circ$.

[0114] Die Anzahl der Ausnehmungen **58** entspricht der Anzahl der Nasen **57a**.

[0115] Die Ausnehmung **58a** wirkt nach Art eines Bajonettverschlusses mit den Nasen **57a** des Verbindungsstücks **57** zusammen. Die Verbindung der beiden Teile erfolgt durch eine kombinierte

Steck-Dreh-Bewegung, wobei eine Nase **57a** in den Längsschenkel **58a** der Ausnehmung eingesteckt und durch Verdrehen im Bereich des Querschenkels der Ausnehmung **58a** gesichert wird. Zum Lösen der Verbindung erfolgt die Steck-Dreh-Bewegung in umgekehrter Reihenfolge.

[0116] Andere Möglichkeiten zur Verwirklichung der lösbaren Verbindung zwischen dem Gegenstück **58**, der Hülse **53a** und dem Verbindungsstück **57** des Adapters **56** bestehen ebenfalls. Beispielsweise ist es möglich, anstelle der L-förmigen Ausnehmung **58a** im Bereich des Gegenstücks **58** ein Gewinde vorzusehen, in das die Nasen **57a** oder ein Gegengewinde des Verbindungsstücks **57** eingreifen. Andere Verbindungsarten, wie beispielsweise Rastverbindungen sind denkbar.

[0117] Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß [Fig. 13b](#) ist die Hülse **53a** zumindest im Bereich des distalen Endes mit einem Coilabschnitt **59** versehen. Dadurch wird die Flexibilität der Hülse **53a** verbessert. Das proximale Ende mit dem Gegenstück **58** ist starr. Es ist auch möglich, den distalen Bereich der Hülse **53a** starr auszubilden. Zur Bildung des Coilabschnittes **59** ist in die Hülse **53a** eine Spirale bzw. Helix geschnitten, die sich ca. über 2/3 der Gesamtlänge der Hülse **53a** erstreckt. Ein kürzerer oder längerer helixförmiger Coilabschnitt **59** ist möglich. In [Fig. 13b](#) weist der Coilabschnitt **59** drei Windungen auf. Eine andere Anzahl von Windungen, beispielsweise zwei oder mehr als drei Windungen sind möglich.

[0118] Es ist auch möglich, die gesamte Hülse **53a** als Coil auszubilden derart, dass die Wandung der Hülse über ihre ganze Länge eine spiralförmige Struktur aufweist. Im Bereich des Gegenstücks **58** bildet die spiralförmige Struktur ein Gewinde, in das das Profil des Verbindungsstück lösbar eingreift. Die Anordnung gemäß [Fig. 13b](#) kann auch umgekehrt werden, so dass das proximale Gegenstück **58** als Gewindecoil ausgebildet ist. Der distale Halteabschnitt **59a** kann eine geschlossene Wandung aufweisen, die mit dem Korb **20** fest verbunden ist.

[0119] Zusätzlich oder alternativ zum Coilabschnitt **59** können im Bereich des distalen Endes, das heißt distal vom Coilabschnitt **59** mehrere Längsnuten vorgesehen sein, in die das proximale Ende des Korbes eingepresst ist, wodurch eine kraftschlüssige Verbindung zwischen der Hülse **53a** und dem Korb **20** hergestellt wird. Andere Verbindungsarten zwischen dem Haltebereich **59a** und dem Korb **20** sind, wie vorstehend beschrieben, möglich.

[0120] Beim Gebrauch der Vorrichtung gemäß den [Fig. 11](#), [Fig. 12a](#), [Fig. 12b](#) wird das zunächst innerhalb der Zufuhreinrichtung **10** im komprimierten Zustand angeordnete Aufnahmeelement **20** in den Bereich des Behandlungsortes transportiert. Mit Hilfe ei-

nes zusätzlichen Katheters, insbesondere eines Push-Katheters, der temporär innerhalb der Zufuhreinrichtung **10** angeordnet ist, wird das Aufnahmeelement **20** in distaler Richtung relativ zur Zufuhreinrichtung **10** bewegt. Das Aufnahmeelement **20** wird also mit Hilfe des Push-Katheters aus der Zufuhreinrichtung **10** herausgeschoben. Das Aufnahmeelement **20**, insbesondere der zylinderförmige Abschnitt **22** und der trichterförmige Abschnitt **24**, weitet sich dabei auf bzw. expandiert. Die Vorschubbewegung des Aufnahmeelementes **20** wird durch die beiden Endanschlüsse **52a**, **52b** begrenzt.

[0121] Es ist möglich, dass das Aufnahmeelement **20** zuerst im komprimierten Zustand in die Zufuhreinrichtung **10** geladen wird, d. h. bevor die Zufuhreinrichtung **10** an den Behandlungsort geführt bzw. navigiert wird. Alternativ kann das Aufnahmeelement **20** in die Zufuhreinrichtung **10** geladen werden, wenn die Zufuhreinrichtung **10** bereits im Bereich des Behandlungsortes angeordnet ist.

[0122] Um das Aufnahmeelement **20** nach der Expansion in einem Körpergefäß wieder zurück in die Zufuhreinrichtung **10** zu führen bzw. ziehen, kann bei einer Vorrichtung gemäß [Fig. 11](#), [Fig. 12a](#), [Fig. 12b](#) ein Rückzugsmittel bzw. katheterartiges Rückholwerkzeug (nicht dargestellt) vorgesehen sein, das in die Zufuhreinrichtung **10** eingeführt und bis zum proximalen Endabschnitt **20a** vorgeschoben wird. Das Rückholwerkzeug kann durch geeignete Maßnahmen mit dem Aufnahmeelement **20** verbunden werden. Neben dem Adapter gemäß [Fig. 13a](#) umfassen andere mögliche Verbindungsarten formschlüssige Verbindungen, beispielsweise ein Gewinde oder einen Schlüsselbart. Die Verbindung kann auch kraftschlüssig erfolgen. Beispielsweise kann das katheterartige Rückholwerkzeug einen Mikroballon umfassen, der bis in den trichterförmigen Abschnitt **24** des Aufnahmeelements **20** vorgeschoben wird. Der im trichterförmigen Abschnitt **24** angeordnete Mikroballon wird aufgeblasen, so dass zwischen dem trichterförmigen Abschnitt **24** und dem Mikroballon eine kraftschlüssige bzw. reibschlüssige Verbindung entsteht. Die Reibungskraft zwischen dem Mikroballon und dem trichterförmigen Abschnitt **24** reicht aus, um das Aufnahmeelement **20** in die Zufuhreinrichtung **10** zurückzuziehen.

[0123] Nach einem weiteren Ausführungsbeispiel kann die Vorrichtung vollständig einteilig ausgebildet sein. Dabei bilden die Zufuhreinrichtung **10** und das Aufnahmeelement **20** ein einzelnes, schlauch- bzw. katheterartiges Bauteil. [Fig. 14a](#) zeigt eine derart ausgebildete Vorrichtung im komprimierten Zustand des Aufnahmeelements **20**. Das komprimierte Aufnahmeelement **20** und die Zufuhreinrichtung **10** weisen im Wesentlichen denselben Querschnittsdurchmesser auf und bilden einen rohrförmigen bzw. schlauchartigen Körper. Die Zufuhreinrichtung **10** bil-

det einen starren Abschnitt **60** des schlauchartigen Körpers und ist im Wesentlichen proximal angeordnet. Distal des starren Abschnitts **60** ist ein flexibler Abschnitt **61** angeordnet, der im Gebrauch das Aufnahmeelement **20** bildet. Der starre Abschnitt **60** unterscheidet sich vom flexiblen Abschnitt **61** dadurch, dass der starre Abschnitt **60** bzw. die Zufuhreinrichtung **10** eine radiale Stabilität aufweist, so dass der Querschnittsdurchmesser des starren Abschnitts **60** im Wesentlichen unveränderlich ist. Der flexible Abschnitt **61** ermöglicht eine axiale Längenänderung und gleichzeitig eine radiale Durchmesseränderung. Der flexible Abschnitt **61** bzw. das Aufnahmeelement **20** kann also expandieren.

[0124] [Fig. 14b](#) zeigt die Vorrichtung gemäß [Fig. 14a](#) im expandierten Zustand, wobei der flexible Abschnitt **61** bzw. das Aufnahmeelement **20** einen größeren Querschnittsdurchmesser aufweist als im komprimierten Zustand ([Fig. 14a](#)). Der flexible Abschnitt **61** bzw. das Aufnahmeelement **20** kann durch einen geeigneten Mechanismus expandiert werden, beispielsweise kann innerhalb des Aufnahmeelements **20** ein Ballon angeordnet sein, der zum Expandieren des Aufnahmeelements **20** aufgeblasen oder mit einem Fluid gefüllt wird. Der Ballon kann fest mit dem Aufnahmeelement **20** verbunden sein oder zur Expansion innerhalb des Aufnahmeelements **20** angeordnet und anschließend aus dem Aufnahmeelement **20** entfernt werden. Ein fest angeordneter Ballon kann beispielsweise einen stimmungabelförmigen Längsschnitt aufweisen, der in Richtung des distalen Endes **26** des Aufnahmeelements **20** offen ist. Ferner kann der Ballon mehrere Expansionskissen, beispielsweise Luftkissen, umfassen, die auf der inneren Umfangsfläche des Aufnahmeelements **20** angeordnet sind. Der starre Abschnitt **60** bzw. die Zufuhreinrichtung **10** kann mehrere Lumen bzw. Kanäle aufweisen. Für die Funktion des Aufblasen oder Füllens des Ballons bzw. der Kissen und für die Funktion der Aspiration des Thrombus können unterschiedliche Kanäle vorgesehen sein.

[0125] Zusammengefasst bietet die Erfindung folgende Vorteile:

Kontrollierte Thrombenaspiration durch Einschränkung des Unterdruckbereiches. Der Unterdruck herrscht in einem geschlossenen Bereich zwischen proximalem Korb und Thrombus. Eine Gefäßkollabierung ist nicht möglich.

[0126] Definiertes Aspirationsvolumen: Es wird nur das Volumen angesaugt, das die Bewegung des Thrombus in den Korb ermöglicht. Kein weiteres Blutvolumen wird aus dem Gefäß entnommen.

[0127] Einschränkung der Gefahr der Partikelablösung: Der Unterdruck wird bei praktisch stillstehendem Blut erzeugt. Es sind keine hohen Blutgeschwindigkeiten notwendig, da keine Partikel durch hohe

Schubspannungen (shear stress) aus dem Thrombus abgetragen werden.

59
59a
60
61

Coilabschnitt
Halteabschnitt
starrer Abschnitt
flexibler Abschnitt

[0128] Vollständige und 1-Schritt-Thrombenaspiration: Durch die Erfindung wird nicht die Abtragung von Thrombenpartikeln, sondern die vollständige Bewegung des Thrombus erreicht.

Bezugszeichenliste

10	Zufuhreinrichtung
10a	schlauchförmiger Katheter
11	Betätigungseinrichtung
13	Druckerzeugungseinheit
14	Betätigungsmedium
14a	Fluid
14b	Draht
15	Druckleitung
15a	proximale Druckleitung
15b	distale Druckleitung
16	gemeinsame Druckerzeugungseinheit
17	extrakorporale Pumpe
17a	Druckmembran
17b	Anschluss
17c	proximale Druckkammer
17d	distale Druckkammer
18	intrakorporale Pumpe
18a	flexible Welle
20	Aufnahmeelement
20a	proximaler Endabschnitt
21	proximale Abdeckung
22	zylinderförmiger Abschnitt
23	Aufnahmeöffnung
24	trichterförmiger Abschnitt
25	Membran
26	distales Ende
30a	proximaler Hohlraum
30b	distaler Hohlraum
31	Kammer
32	Aufnahmehohlraum
40	Abschlusselement
41	distale Abdeckung
42a	proximale Drucköffnung
42b	distale Drucköffnung
43	Anschlag
44	schirmartiger Abschnitt
50	Blutgefäß
51	Gerinnsel
52a, 52b	Endanschlag
53a, b, c	Hülse des Endabschnitts
54	Hülse der Zufuhreinrichtung
55	Spitze
56	Adapter
57	Verbindungsstück
57a	Nasen
58	Gegenstück
58a	Ausnehmung

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- WO 2006/031410 [\[0001\]](#)
- WO 2006/031410 A1 [\[0004\]](#)

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen aus Körpergefäßen mit wenigstens einem komprimierbaren Aufnahmeelement (20) zur Aufnahme von Konkrementen und einer Zufuhreinrichtung (10) zur Führung des komprimierten Aufnahmeelements (20), **dadurch gekennzeichnet**, dass das Aufnahmeelement (20) eine fluiddichte Abdeckung (21) aufweist, die einen durch das zu entfernende Konkrement verschließbaren, insbesondere proximalen Hohlraum (30a) bildet, wobei dem Aufnahmeelement (20) eine Betätigungseinrichtung (11) zugeordnet ist, die zumindest im Gebrauch mit der Abdeckung (21) und/oder dem Hohlraum (30a) in Wirkverbindung steht derart, dass in dem Hohlraum (30a) zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, des zu entfernenden Konkrements ein anderer Druck einstellbar ist als außerhalb des Hohlraums (30a).

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Betätigungseinrichtung (11) eine Saug- und/oder Druckeinrichtung umfasst, die mit dem Hohlraum (30a) fluidverbunden oder fluidverbindbar ist.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Saug- und/oder Druckeinrichtung eine Druckerzeugungseinheit (13) umfasst, die durch eine Druckleitung (15) mit dem Hohlraum (30a) fluidverbunden oder fluidverbindbar ist, wobei die Druckleitung (15) in oder außerhalb der Zufuhreinrichtung (10) angeordnet oder durch die Zufuhreinrichtung (10) selbst gebildet ist.

4. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Betätigungseinrichtung (11) ein Betätigungsmedium (14), insbesondere eine Flüssigkeit, umfasst, das zumindest teilweise in den Hohlraum (30a) pumpbar und/oder aus dem Hohlraum (30a) absaugbar ist.

5. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass das Aufnahmeelement (20) korbartig ausgebildet ist und einen distalen, im Wesentlichen zylinderförmigen Abschnitt (22) aufweist, der zur Aufnahme eines Konkrements eine Aufnahmeöffnung (23) umfasst.

6. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Aufnahmeelement (20) einen proximalen, im Wesentlichen trichterförmigen Abschnitt (24) aufweist, der mit der Betätigungseinrichtung (11), insbesondere der Saug- und/oder Druckeinrichtung, verbunden ist.

7. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Abdeckung (21) mit der Betätigungseinrichtung (11),

insbesondere der Druckleitung (15), fluiddicht abschließt.

8. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass dem Aufnahmeelement (20) ein Abschlusselement (40), insbesondere ein Schirm, zugeordnet ist, das im Gebrauch distal zu dem Konkrement positionierbar ist.

9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Abschlusselement (40) eine fluiddichte Abdeckung (41) aufweist, die angepasst ist, im Zusammenwirken mit zumindest dem zu entfernenden Konkrement einen distalen Hohlraum (30b) zu bilden.

10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass das Abschlusselement (40) mit der Druckleitung (15), die dem Aufnahmeelement (20) zugeordnet ist, oder einer weiteren, separaten Druckleitung fluidverbunden ist derart, dass in dem distalen Hohlraum (30b) zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, des Konkrements ein anderer Druck einstellbar ist als außerhalb des distalen Hohlraums (30b).

11. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 8 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Abschlusselement (40) und das Aufnahmeelement (20) mit der Betätigungseinrichtung (11), insbesondere der Saug- und/oder Druckeinrichtung, fluidverbunden sind derart, dass zwischen dem distalen Hohlraum (30b) und dem proximalen Hohlraum (30a) zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, des zwischen den Hohlräumen (30a, 30b) angeordneten Konkrements unterschiedliche, insbesondere änderbare, Relativdrücke einstellbar sind.

12. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Abschlusselement (40) und das Aufnahmeelement (20) mit einer gemeinsamen Druckerzeugungseinheit (16) verbunden sind.

13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die gemeinsame Druckerzeugungseinheit (16) extrakorporal angeordnet ist und mindestens eine oszillierbare Druckmembran (17a) umfasst, die zumindest im Gebrauch mit dem Abschlusselement (40) und/oder dem Aufnahmeelement (20) fluidverbunden oder fluidverbindbar ist.

14. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die gemeinsame Druckerzeugungseinheit (16) eine Förderpumpe, insbesondere eine intrakorporale Förderpumpe (18), umfasst, die innerhalb der Druckleitung (15) angeordnet ist derart, dass die Förderpumpe zumindest im Gebrauch mit dem Abschlusselement (40) und/oder dem Aufnahmeelement (20) fluidverbunden oder fluidverbindbar

ist.

15. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 3 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Druckerzeugungseinheit (13), insbesondere der gemeinsamen Druckerzeugungseinheit (16), eine Steuereinheit zugeordnet ist, die angepasst ist derart, dass eine Druckänderung in wenigstens einem, insbesondere beiden, Hohlräumen (30a, 30b) frequenzabhängig, insbesondere pulsierend, insbesondere in Form einer Sinuskurve, insbesondere einer Sinustragkurve, steuerbar ist.

16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit wenigstens ein Druckmesselement umfasst, das mit der Saug- und/oder Druckeinrichtung verbunden ist derart, dass der in den Hohlräumen (30a, 30b) erzeugbare Druck messbar und/oder einstellbar ist.

17. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass das Aufnahmeelement (20) eine flexible, fluiddichte Membran (25) umfasst, die einerseits zumindest mit einem distalen Ende (26) des Aufnahmeelements (20) und andererseits mit der Betätigungseinrichtung (11) wirkverbunden ist.

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, dass die flexible Membran (25) mit der Abdeckung (21) des Aufnahmeelements (20) eine Kammer (31) bildet, die mit der Saug- und/oder Druckeinrichtung, insbesondere der Druckleitung (15), fluidverbunden ist derart, dass im Gebrauch durch den Druck in der Kammer (31) der Druck im proximalen Hohlraum (30a) einstellbar ist.

19. Vorrichtung zum Entfernen von Konkrementen aus Körpergefäßen, insbesondere nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 18, mit einem Abschlusselement (40), das im Gebrauch distal zu einem Konkrement positionierbar ist und eine fluiddichte Abdeckung (41) umfasst, die zur Bildung eines distalen Hohlraums (30b) zum Zusammenwirken mit zumindest einem Konkrement angepasst ist, wobei das Abschlusselement (40) mit einer Betätigungseinrichtung (11), insbesondere einer Saug- und/oder Druckeinrichtung, wirkverbunden ist derart, dass im distalen Hohlraum (30b) zum Bewegen, insbesondere zum Lösen, des Konkrements ein anderer Druck einstellbar ist als außerhalb des distalen Hohlraums (30b).

20. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass das Aufnahmeelement (20) einen proximalen Endabschnitt (20a) umfasst, der im Wesentlichen zylinderförmig ausgebildet und mit dem Hohlraum (30a) verbunden ist, wobei die längsaxiale Erstreckung des Endabschnitts (20a) angepasst ist derart, dass der

Endabschnitt (20a) im Gebrauch zumindest teilweise in der Zufuhreinrichtung (10) angeordnet ist.

21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass der zylinderförmige Abschnitt (22) und/oder der trichterförmige Abschnitt (24) und/oder der proximale Endabschnitt (20a) ein Geflecht umfassen.

22. Vorrichtung nach Anspruch 20 oder 21, dadurch gekennzeichnet, dass zumindest der zylinderförmige Abschnitt (22) ein Kreuzgeflecht, insbesondere mit axial angeordneten Bändern und zumindest der proximale Endabschnitt (20a) ein Geflecht mit Spiralwicklung, insbesondere mit axial angeordneten Bändern oder ein asymmetrisches Geflecht umfassen.

23. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 20 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass der proximale Endabschnitt (20a) und die Zufuhreinrichtung (10) jeweils einen Endanschlag (52a, 52b) aufweisen derart, dass eine axiale Bewegung des Aufnahmeelements (20) in distaler Richtung begrenzt ist.

24. Vorrichtung nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass der Endanschlag (52a) des proximalen Endabschnitts (20a) wenigstens eine Hülse (53a) umfasst, die mit dem Außenumfang des proximalen Endabschnitts (20a) verbunden ist.

25. Vorrichtung nach Anspruch 24, dadurch gekennzeichnet, dass die Hülse (53a) mit dem proximalen Endabschnitt (20a) stoffschlüssig, formschlüssig, kraftschlüssig oder durch eine weitere koaxial angeordnete Hülse (53b) verbunden ist, wobei der proximale Endabschnitt (20a) zwischen den beiden Hülsen (53a, 53b) eingeklemmt ist.

26. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 23 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass der Endanschlag (52b) der Zufuhreinrichtung (10) wenigstens eine Hülse (54), die mit dem Innenumfang der Zufuhreinrichtung (10) verbunden ist oder einen Teil der distalen Spitze (55) der Zufuhreinrichtung (10) umfasst, der radial nach innen erstreckt ist und einen kleineren Innendurchmesser aufweist, als ein proximaler Teil der Zufuhreinrichtung (10).

27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Zufuhreinrichtung (10) einen axial beweglich in der Zufuhreinrichtung (10) angeordneten Adapter (56) aufweist, der mit dem Aufnahmeelement (20), insbesondere mit dem proximalen Endabschnitt (20a) oder dem trichterförmigen Abschnitt (24), lösbar verbunden ist derart, dass das Aufnahmeelement (20) relativ zur Zufuhreinrichtung (10) axial bewegbar ist.

28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Aufnahmeelement **(20)**, insbesondere der proximale Endabschnitt **(20a)**, mit der Zufuhreinrichtung **(10)**, insbesondere mit der Betätigungseinrichtung **(11)** oder mit der Saug- und/oder Druckeinrichtung, einteilig ausgebildet ist.

Es folgen 14 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

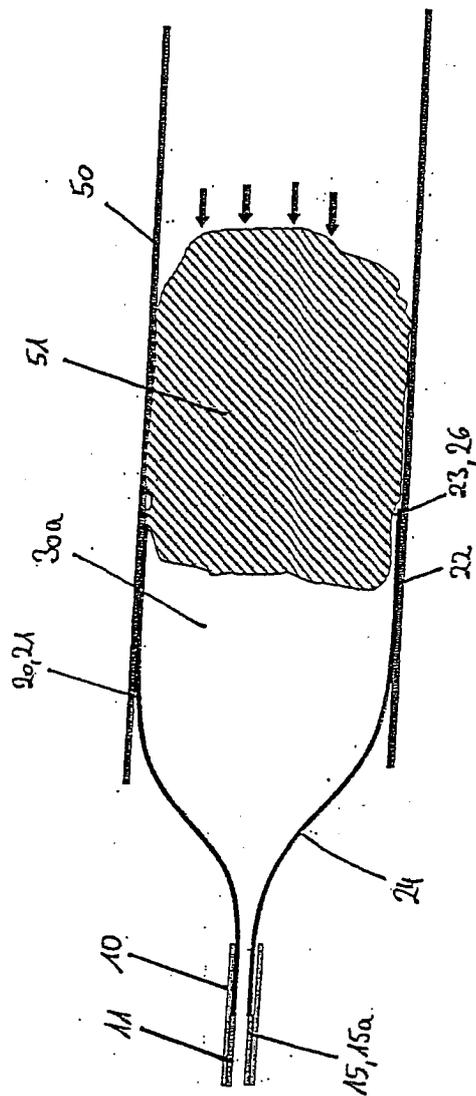


Fig. 1

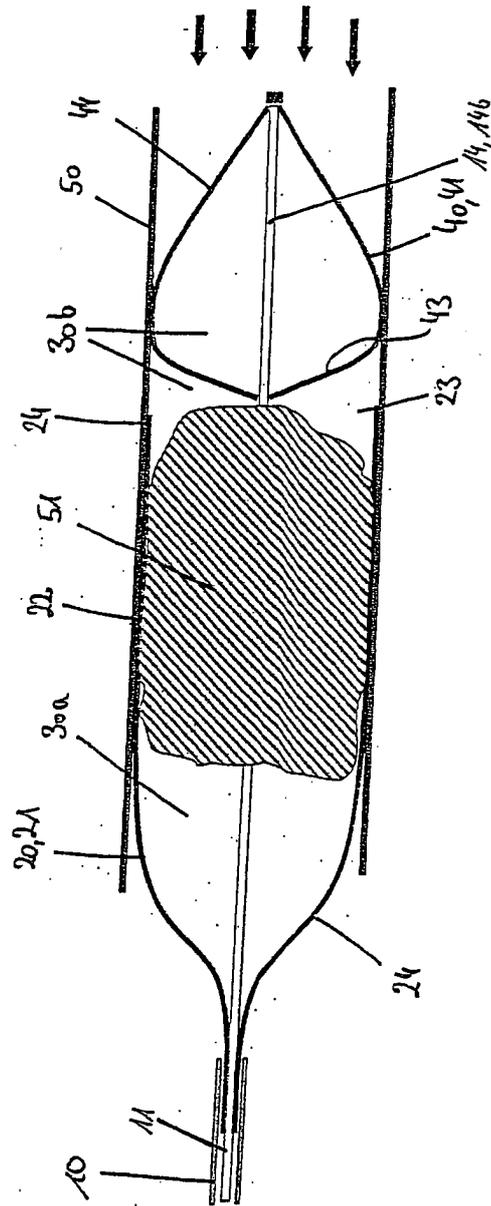


Fig. 2

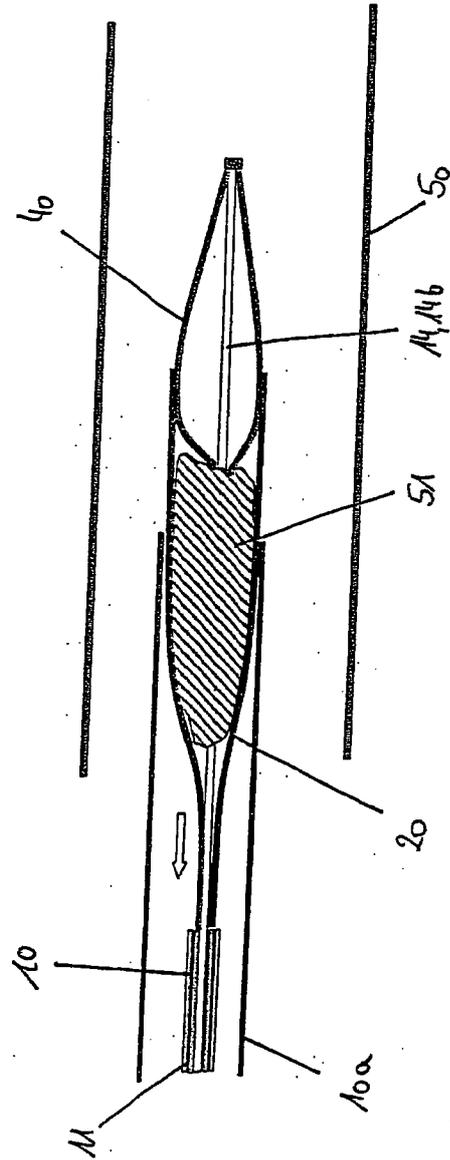


Fig. 3

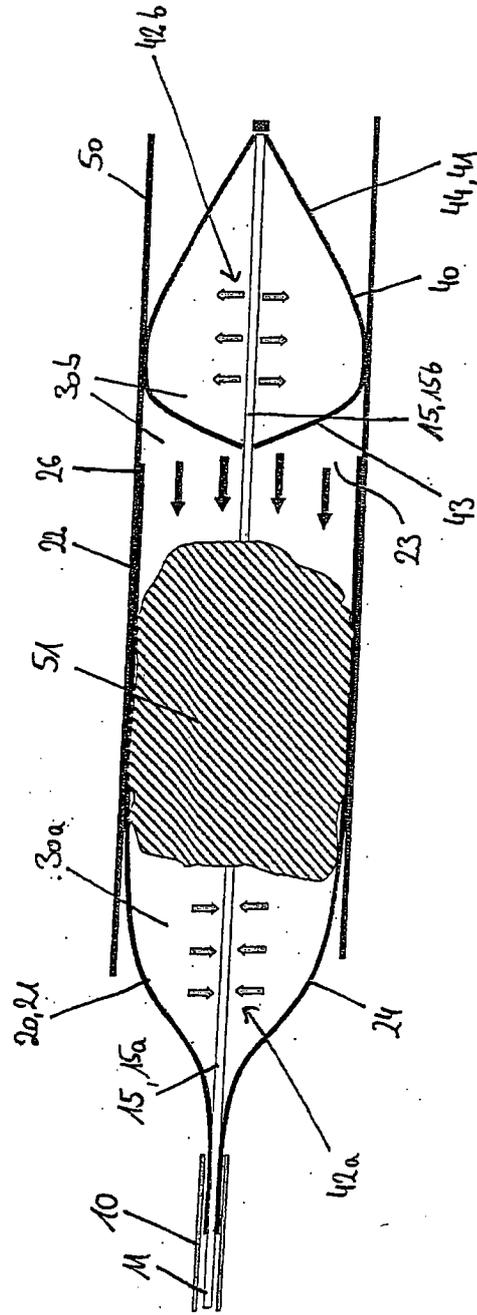


Fig. 5

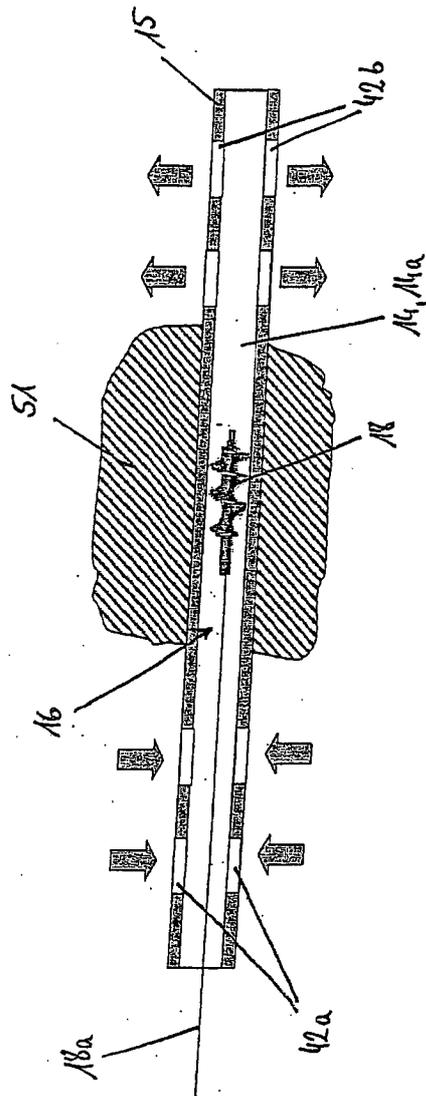


Fig. 6

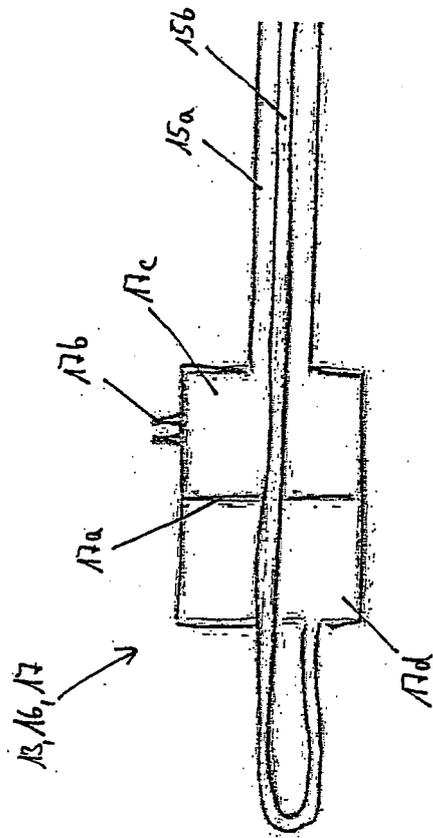


Fig. 7

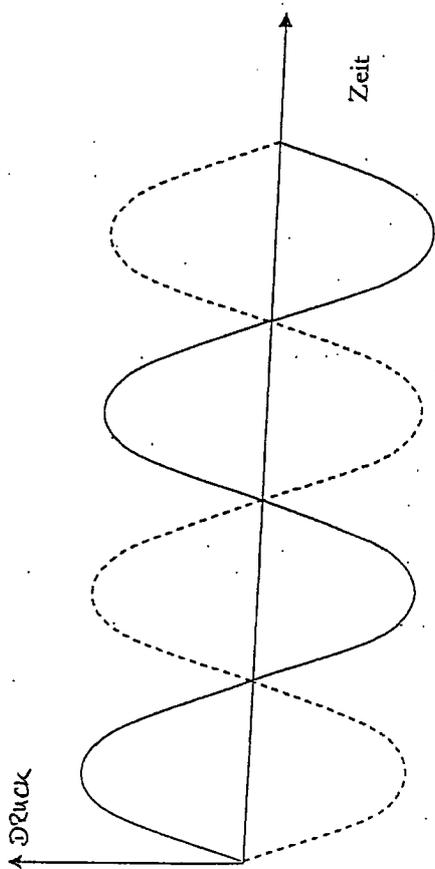


Fig. 8a

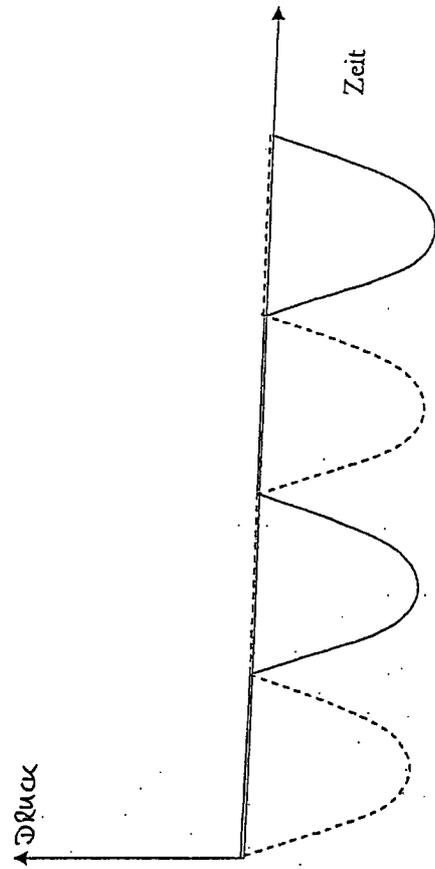


Fig. 8b

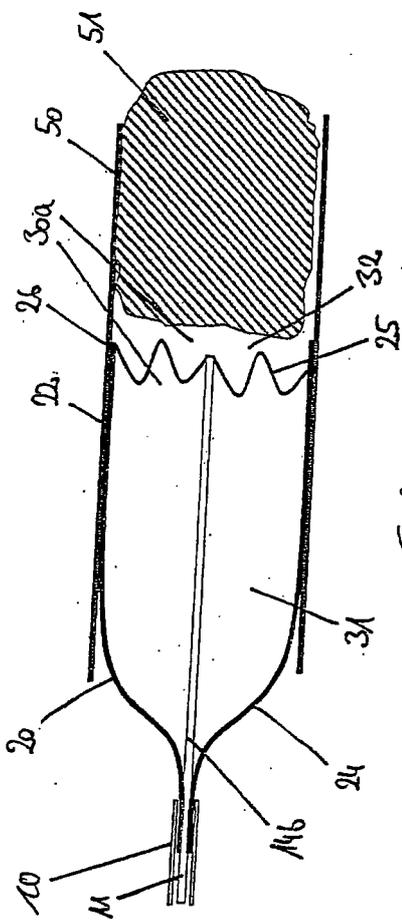


Fig. 9a

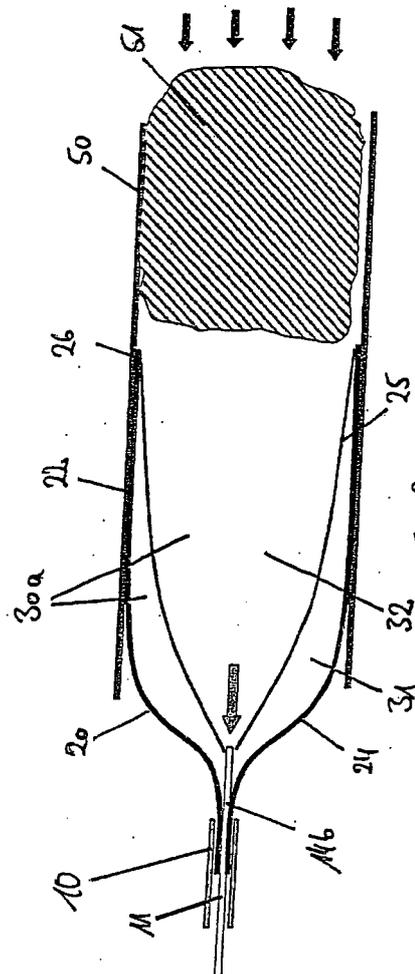


Fig. 9b

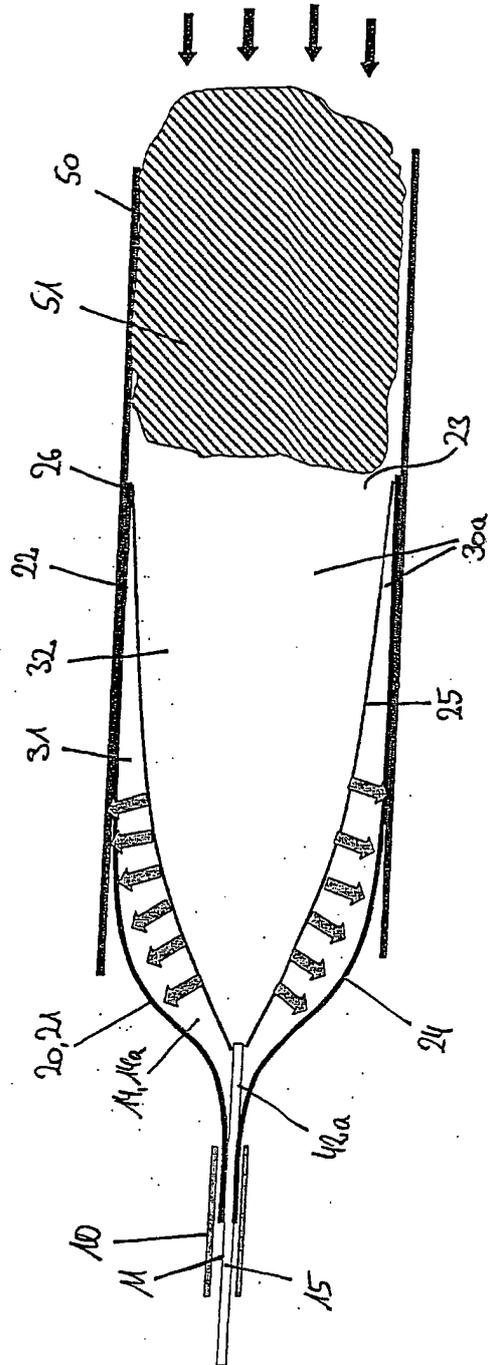


Fig. 10

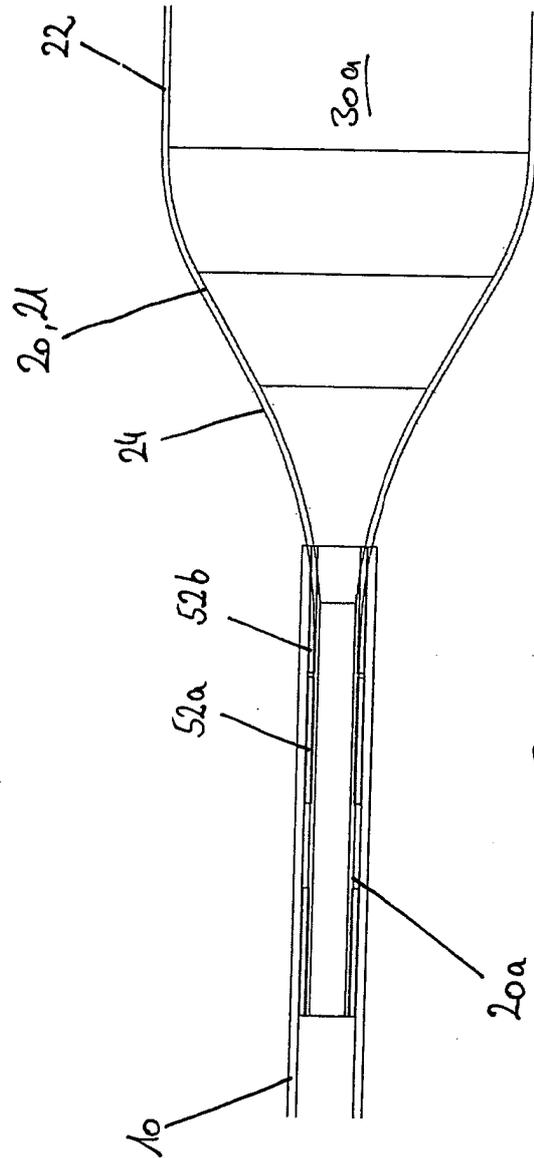


Fig. 11

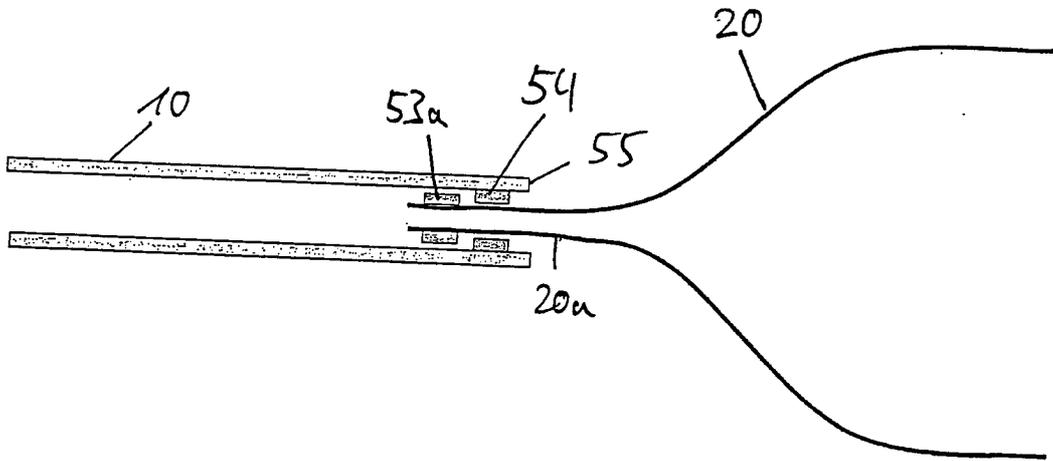


Fig. 12a

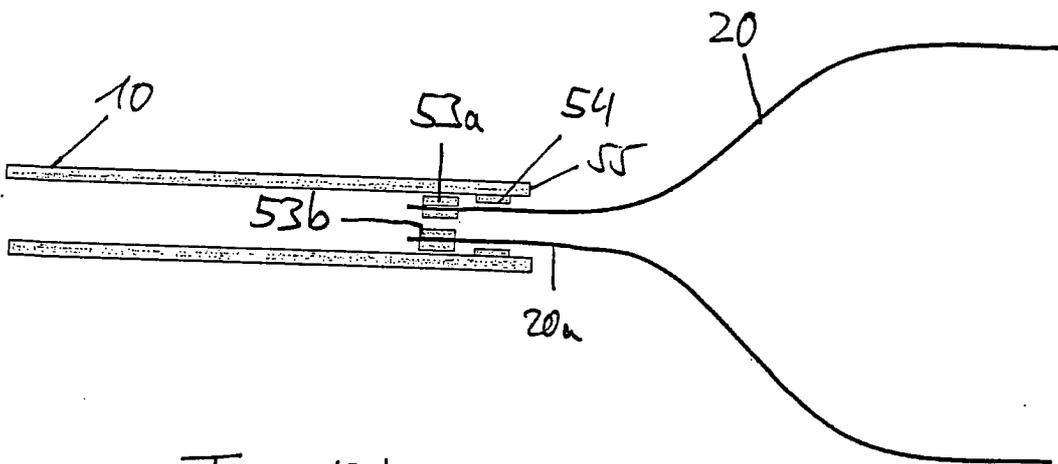
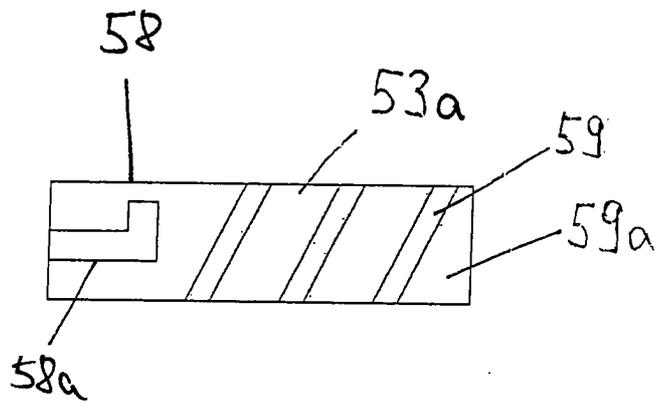
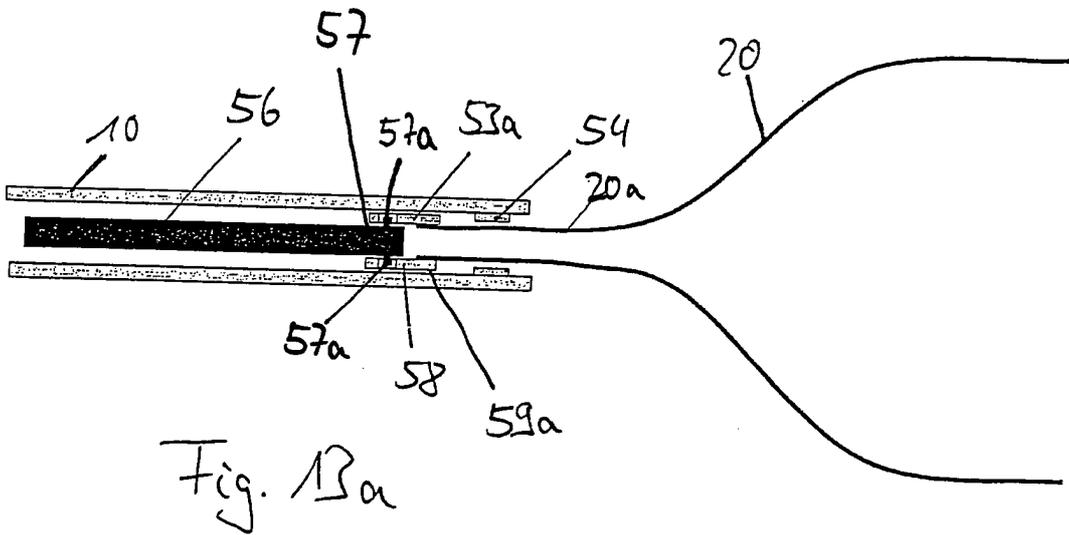


Fig. 12b



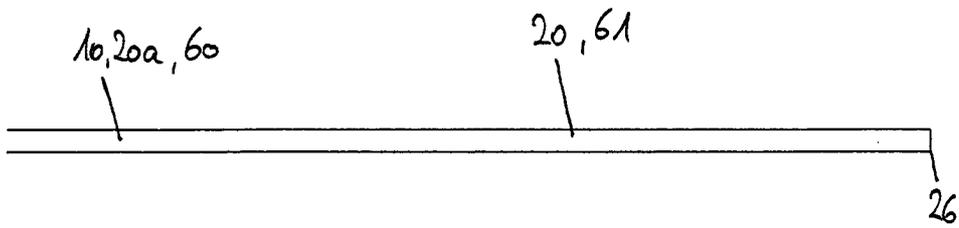


Fig. 14 a

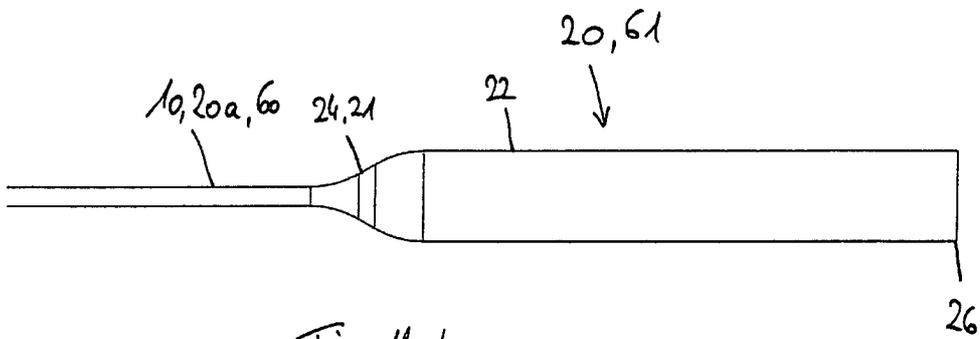


Fig. 14 b