

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

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
27. März 2008 (27.03.2008)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2008/034615 A2**

(51) Internationale Patentklassifikation:  
A61B 17/22 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2007/008191

(22) Internationales Anmeldedatum:  
20. September 2007 (20.09.2007)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2006 044 831.6  
20. September 2006 (20.09.2006) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von  
US): PHENOX GMBH [DE/DE]; Lise-Meitner-Allee 31,  
44801 Bochum (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): HANNES, Ralf  
[DE/DE]; Kreuzstrasse 138, 44137 Dortmund (DE).

SCHNEIDER, Manuel [DE/DE]; Dahlhauser Strasse  
47, 45529 Hattingen (DE). PRACHT, Holger [DE/DE];  
Franzstrasse 16, 44649 Herne (DE). MILOSLAVSKI,  
Elina [DE/DE]; Im Mailand 10, 44797 Bochum (DE).  
MONSTADT, Hermann [DE/DE]; Haarstr. 61, 44797  
Bochum (DE).

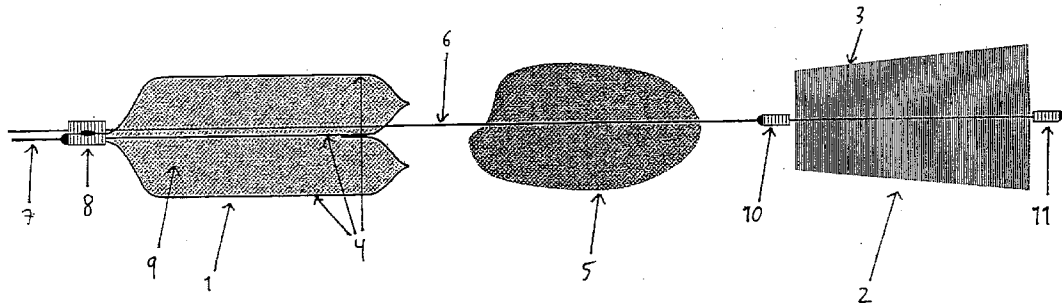
(74) Anwalt: SCHNEIDERS & BEHRENDT; Huestrasse 23,  
44787 Bochum (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für  
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,  
AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA,  
CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE,  
EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID,  
IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC,  
LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN,  
MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH,  
PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV,  
SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN,  
ZA, ZM, ZW.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DEVICE FOR REMOVING BLOOD CLOTS FROM BLOOD VESSELS

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR ENTFERNUNG VON THROMBEN AUS BLUTGEFÄßEN



(57) Abstract: The invention relates to a device for removing foreign bodies and blood clots from hollow body chambers and blood vessels (12). Said device comprises at least one guiding wire (6, 7) that has a distal element (2) which is provided with radially outward-projecting fibers (3). The device further comprises a basket (1) or tube structure (16) which can be tightly folded under the external force applied by a microcatheter (13), be transported within the microcatheter, and unfold so as to reach the full basket (1) or tube structure (16) when the external force of the microcatheter (13) is canceled. The distal element (2) and the basket (1) or tube structure (16) can be longitudinally displaced relative to one another. The distal end of the basket (1) or tube structure (16) has an opening through which the distal element (2) can be inserted into the basket (1) or tube structure (16). The device according to the invention allows blood clots (5) to be easily and safely removed from blood vessels (12).

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Entfernung von Fremdkörpern und Thromben aus Körperhöhlräumen und Blutgefäßen (12) mit mindestens einem Führungsdraht (6, 7), der ein distales Element (2) aufweist, wobei das distale Element (2) radial nach außen hervorstehende Fasern (3) aufweist und die Vorrichtung eine Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) aufweist, die geeignet ist, sich unter dem äußeren Zwang eines Mikrokatheters (13) eng zusammenzufalten und innerhalb des Mikrokatheters (13) transportiert und bei Wegfall des äußeren Zwangs durch den Mikrokatheter (13) zur vollen Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) entfaltet zu werden, wobei das distale Element (2) und die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) einander gegenüber längs verschieblich sind und die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) distal eine Öffnung aufweist, durch die das distale Element (2) in die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) einbringbar ist. Mit Hilfe der erfindungsgemäßen Vorrichtung ist ein einfaches und sicheres Entfernen von Thromben (5) aus Blutgefäßen (12) möglich.

WO 2008/034615 A2



(84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF,

CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Veröffentlicht:**

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

### Vorrichtung zur Entfernung von Thromben aus Blutgefäßen

- 5 Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Entfernung von Fremdkörpern und Thromben aus Körperhöhlräumen in Blutgefäßen mit mindestens einem Führungsdraht, der ein distales Element aufweist.

Thromboembolische Erkrankungen wie Herzinfarkt, Lungenembolie, periphere Thrombose, Organembolien, etc. werden typischerweise durch einen Thromboembolus (im Folgenden kurz Thrombus), also einen viskoelastischen Blutklumpen aus Blutplättchen, Fibrinogen, Gerinnungsfaktoren etc., ausgelöst, der sich in einem Blutgefäß festgesetzt hat und dieses ganz oder teilweise verschließt. Der Verschluss von Organarterien führt dabei zu einer Unterbrechung der Versorgung des abhängigen Gewebes mit Sauerstoff und Nährstoffen. Der Störung des Funktionsstoffwechsels mit Funktionsverlust folgt innerhalb kurzer Zeit das Erliegen des Strukturstoffwechsels mit dem Untergang des betroffenen Gewebes (Infarkt). Die häufigsten hiervon beim Menschen betroffenen Organe sind das Herz und das Gehirn. Solche Veränderungen betreffen aber auch die Extremitätenarterien und die Lungenarterien. Venöse Thrombosen und thromboembolische Verschlüsse kommen gehäuft in den Bein- und Beckenvenen vor. Das Krankheitsbild des thrombotischen Verschlusses eines intrakraniellen Sinus kann durch die Störung der venösen Drainage des Hirngewebes zu schweren Hirnblutungen führen.

25 Angesichts der Schwere der durch Thromboembolien ausgelösten Krankheitsbilder und der Häufigkeit dieser Erkrankungen sind verschiedene Techniken zur Auflösung oder Entfernung von Thromben bekannt.

So ist es bekannt, solche Patienten mit thrombolytischen Mitteln wie Streptokinase oder Urokinase oder mit Antikoagulantien zu behandeln, was zur Thrombolyse oder zur Eindämmung des Thrombenwachstums führen soll. Da diese Behandlungsmethoden meist zeitintensiv sind, werden sie oftmals zusammen mit Eingriffen kombiniert, die der mechanischen Zerkleinerung oder Entfernung des Thrombus bzw. Embolus dienen.

Neben offenen chirurgischen Eingriffen kommen im Stand der Technik zunehmend transluminale bzw. endovaskuläre, Katheter geführte interventionelle Therapieformen zum Einsatz, da diese weniger invasiv sind. So ist es bekannt, den Thrombus mittels Unterdruck erzeugenden Saug-Kathetern oder mechanisch mit Kathetern, welche mit Fangkörben, Wendeln, Haken oder dergleichen versehen sind, aus dem Körper des Patienten zu entfernen, siehe US 6 245 089 B1, US 5 171 233 A1, Thomas E. Mayer et al., Stroke 2002 (9), 2232.

Der Nachteil der bekannten transluminalen Vorrichtungen besteht darin, dass auch diese den Thrombus häufig nicht vollständig entfernen können, und die Gefahr besteht, dass der Thrombus oder Fragmente davon sich freisetzen und im Blutstrom zu kleinlumigeren Gefäßen weiterziehen, welche schwerer zu erreichen und zu behandeln sind. Des weiteren eignen sich die im Stande der Technik bekannten Vorrichtungen aufgrund ihrer Dimensionen und/oder geringen Flexibilität nur ungenügend zur Entfernung von Thromben aus besonders kleinlumigen oder stark gewundenen Gefäßen, wie denen des Gehirns.

So ist aus der US 2002/0049452 eine Vorrichtung mit einem Katheter zur Entfernung von Thromben bekannt, an dessen distalem Ende Fangarme aus einem Formgedächtnismaterial angebracht sind, die im komprimierten Zustand am Katheter anliegen und sich in der expandierten Konfiguration radial vom Katheter nach außen erstrecken. Nach der durch die Körpertemperatur ausgelösten Einnahme der expandierten Konfiguration sollen sich die Fangarme im Thrombus verhaken und diesen bei Rückführung des Katheters in einen weiteren Katheter aus dem Blutgefäß mit sich ziehen. Der Nachteil dieser Vorrichtung besteht darin, dass sie entweder zur Kühlung der Fangarme unter die Umwandlungstemperatur, bis diese in den Blutstrom gelangen, in einem Sekundärka-

theter, der diese Kühlung ermöglicht, an dem Thrombus vorbei manövriert werden muß; oder der mit den Fangarmen versehene Katheter muss in seinem Inneren eine Heizvorrichtung tragen, die die Erhitzung auf die Umwandlungstemperatur nach dem Erreichen des Thrombus ermöglicht. Diese konstruktiven Erfordernisse sind zum einen sehr aufwendig und somit auch störanfällig und machen allein aufgrund ihres physikalischen Umfanges die Behandlung besonders kleinlumiger Gefäße unmöglich.

Angesichts der mit dem Stand der Technik verbundenen Nachteile besteht die Aufgabe der Erfindung somit in der Bereitstellung einer Vorrichtung zur Entfernung von Fremdkörpern und Thromben aus Körperhohlräumen und Blutgefäßen, welche das operative Risiko bei der Entfernung von Thromben vermindert und die Behandlung besonders kleinlumiger Gefäße erlaubt.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch eine Vorrichtung zur Entfernung von Fremdkörpern und Thromben aus Körperhohlräumen und Blutgefäßen mit mindestens einem Führungsdraht, der ein distales Element aufweist, wobei das distale Element radial nach außen hervorstehende Fasern aufweist und die Vorrichtung eine Korb- oder Röhrenstruktur aufweist, die geeignet ist, sich unter dem äußeren Zwang eines Mikrokatheters eng zusammenzufalten und innerhalb des Mikrokatheters transportiert und bei Wegfall des äußeren Zwangs durch den Mikrokatheter zur vollen Korb- oder Röhrenstruktur entfaltet zu werden, wobei das distale Element und die Korb- oder Röhrenstruktur einander gegenüber längs verschieblich sind und die Korb- oder Röhrenstruktur distal eine Öffnung aufweist, durch die das distale Element in die Korb- oder Röhrenstruktur einbringbar ist.

Das Grundprinzip der Erfindung besteht darin, eine Vorrichtung zu schaffen, die im Wesentlichen über zwei Elemente verfügt, die durch ihr Zusammenwirken ein sicheres Entfernen von Thromben aus Blutgefäßen ermöglichen. Bei dem einen dieser Elemente handelt es sich um das distale Element, das über radial nach außen hervorstehende Fasern oder Borsten verfügt, während das andere Element die Korb- oder Röhrenstruktur darstellt. Der oder die als Einführhilfe ausgestalteten Führungsdrähte ermöglichen die gute Manövrierbarkeit in auch kleinlumige und gewundene Gefäßabschnitte. Die Fasern des distalen Elements

sind geeignet, einen Thrombus festzuhalten und zu stabilisieren, insbesondere dann, wenn sie aus thrombogenem Material bestehen oder damit ausgerüstet sind.

Die Vorrichtung wird dabei mit Hilfe eines kleinlumigen Mikrokatheters an den  
5 Einsatzort gebracht. Es ist gleichermaßen möglich, die Vorrichtung im Mikrokatheter 1) zuerst distal des Thrombus zu manövrieren und dann zurückzuziehen, 2) im Bereich des Thrombus aus dem Mikrokatheter freizusetzen oder 3) proximal des Thrombus aus dem Mikrokatheter herauszuschieben und dann antegrad den Thrombus zu penetrieren. Solange sich das distale Element im  
10 Mikrokatheter befindet, legen sich die biegsamen Fasern aufgrund des mechanischen Widerstandes in proximale Richtung an das distale Element an. Sobald das distale Element hingegen aus dem Mikrokatheter ausgebracht ist, können sich die Fasern voll entfalten und stehen im Wesentlichen senkrecht zum distalen Element radial nach außen hervor. In der Regel wird man daher zur Entfernung eines Thrombus (Clots) so vorgehen, dass das distale Element im Mikrokatheter bis distal des Clots befördert wird, da sich innerhalb des Mikrokatheters die Fasern nicht vollständig aufstellen können, weshalb der Durchmesser des distalen Elements in diesem Zustand vergleichsweise gering ist. Distal des Clots  
15 wird dann das distale Element aus dem Mikrokatheter ausgebracht und es nimmt seinen vollen Umfang an, da nun die Fasern aufgestellt sind. Der Mikrokatheter kann nun zunächst entfernt werden. Anschließend wird das distale Element in Richtung proximal bewegt, wobei der Clot durch die Fasern mitgenommen wird. Die Fasern können sich im Clot verhaken und ggf. den Clot dabei auch stabilisieren.

25 Die ebenfalls zur Vorrichtung gehörende Korb- oder Röhrenstruktur hingegen wird proximal des Clots platziert. Wenn nun das distale Element in Richtung proximal zurückgezogen wird, kann es schließlich mitsamt des Clots durch die distale Öffnung der Korb- oder Röhrenstruktur in diese hineingezogen werden, wodurch der eingefangene Thrombus insgesamt gesichert wird, insbesondere  
30 radial nach außen, ggf. aber auch in proximaler Richtung. Die gesamte Vorrichtung einschließlich Korb- oder Röhrenstruktur und distalem Element wird anschließend weiter zurückgezogen, um sie schließlich in einen Katheter einzuziehen, der dann aus dem Blutgefäßsystem entfernt wird. Auf diese Weise wird

eine effektive und sichere Entfernung von Thromben gerade auch aus kleinlumigen Blutgefäßen sichergestellt.

Bei dem zuletzt genannten Katheter handelt es sich in der Regel um einen sog. Führungskatheter (guide catheter), der einen größeren Innendurchmesser aufweist als der zur Platzierung der Vorrichtung verwendete Mikrokatheter. Auf diese Weise kann der gesamte Thrombus und auch die Vorrichtung in expandiertem Zustand in den Führungskatheter eingebracht werden. Bei der Behandlung wird in der Regel auch der Mikrokatheter durch den Führungskatheter vorgeschoben, wobei dies mit dem Führungskatheter nur bis zu einem bestimmten Punkt möglich ist, da in sehr kleinlumigen Gefäßen, insbesondere im intrakraniellen Bereich, nur noch der Mikrokatheter mit seinem geringen Durchmesser einsetzbar ist.

Es versteht sich, dass die Fasern über eine hinreichende Steifigkeit verfügen müssen, um ihren Zweck zu erfüllen, gleichzeitig aber auch hinreichend flexibel oder biegsam sein müssen, um durch einen Katheter geführt zu werden und Gefäßwände nicht zu verletzen.

Die Fasern können aus einem Naturstoff, Polymermaterial, Monomeren, Metall, keramischen Material, Glas oder Kombinationen daraus bestehen. Besonders bevorzugt sind Polymermaterialien.

Als Materialien eignen sich vor allem Polyurethan, Polyacryl, Polyester, Polytetrafluorethylen, Polyamid oder Polyalkylen, aufgrund seiner peptidähnlichen Bindungsstruktur vor allem Polyurethan und Polyamid, z. B. Nylon, was eine besonders gute Verankerung („Anwachsen“) des Thrombus an den Fasern ermöglicht.

Neben Polymermaterialien kommen vor allem metallische Materialien in Frage. Geeignete Metalle sind alle Metalle, die ohne Nachteil für die Patienten zur Behandlung herangezogen werden können. Insbesondere geeignet sind für den genannten Zweck Edelstahlfasern und Fasern aus Metalllegierungen mit Formgedächtniseigenschaften, wie beispielsweise Nitinolfasern. Fasern aus Formgedächtnismaterialien haben den Vorteil, dass sie unter dem äußeren Zwang

eines Mikrokatheters in einer ersten, eng anliegenden Form vorliegen können und nach Freisetzung aus dem Mikrokatheter in einer zweiten Form mit freisenkrecht abstehenden Fasern. Weiterhin sind Gold und Platin geeignete Materialien. Ebenfalls geeignet sind keramische Materialien, Glasfasern und Kohlenstofffasern.

Auch die Korb- oder Röhrenstruktur wird in zusammengefaltetem Zustand durch den Mikrokatheter befördert. Sobald der äußere Zwang durch den Mikrokatheter wegfällt, kann sie sich zur vollen, expandierten Korb- oder Röhrenstruktur entfalten. Vorzugsweise besteht die Korb- oder Röhrenstruktur daher aus einem Formgedächtnismaterial, insbesondere Nitinol, da in diesem Fall eine selbsttätige Auffaltung der Struktur nach Herausschieben aus dem Mikrokatheter erfolgt.

Die Entfaltung zur vollen Korb- oder Röhrenstruktur bei Wegfall des äußeren Zwangs durch den Mikrokatheter muß jedoch nicht in jedem Fall selbsttätig erfolgen, sondern kann auch manuell herbeigeführt werden. Denkbar wäre hierzu etwa ein weiterer Führungsdraht, der beim Verschieben eine Entfaltung bewirkt.

Die Korb- oder Röhrenstruktur weist im allgemeinen eine länglich, schiffähnliche Struktur mit einer Länge von 5 bis 50 mm und einen Durchmesser von 2 bis 6 mm im expandierten Zustand auf. Dabei ist die Zusammenfaltung der Korb- oder Röhrenstruktur unter dem äußeren Zwang eines Katheters im allgemeinen mit einer Streckung der Struktur verbunden. Insgesamt sollte die Korb- bzw. Röhrenstruktur so ausgestaltet sein, dass sowohl die Entfaltung bei Ausschieben aus dem Mikrokatheter als auch das Zusammenfallen bei Wiedereinziehen in den Mikrokatheter problemlos erfolgen kann.

Im Zusammenhang mit dieser Erfindung beziehen sich die Begriffe „distal“ und „proximal“ auf die Sicht vom behandelnden Arzt aus. Das distale Ende ist somit jeweils das dem behandelnden Arzt abgewandte Ende, was den weiter ins Blutgefäßsystem vorgeschobenen Bestandteilen der Vorrichtung entspricht, während proximal dem behandelnden Arzt zugewandt bedeutet, d. h. die proximal angeordneten Bestandteile der Vorrichtung sind weniger ins Blutgefäß vorgeschoben.

Soweit in dieser Anmeldung von Längsrichtung die Rede ist, ist hierunter letztlich die Vorschubrichtung der Vorrichtung zu verstehen, d. h. die Längsachse der Vorrichtung entspricht auch der Längsachse des Blutgefäßes, innerhalb der die Vorrichtung vorgeschoben wird.

- 5 Damit Korb- bzw. Röhrenstruktur einerseits und distales Element andererseits einander gegenüber längs verschieblich sind, ist es sinnvoll, diese mit separaten Führungsdrähten zu versehen. Auf diese Weise können Korb-/Röhrenstruktur und distales Element unabhängig voneinander sowohl in proximale als auch in distale Richtung bewegt werden. Insbesondere kann das distale Element distal  
10 des Clots ausgebracht und anschließend nach proximal in die Korb-/Röhrenstruktur gezogen werden. Mit separaten Führungsdrähten ist es darüber hinaus problemlos möglich, das distale Element weiter in Richtung distal vorzuschieben als die Korb-/Röhrenstruktur.

- 15 Gemäß einer alternativen Ausführungsform ist es jedoch ebenso möglich, die Vorrichtung nur mit einem Führungsdraht auszustatten, der am distalen Ende das distale Element aufweist, wobei die Korb- oder Röhrenstruktur längs verschieblich auf dem Führungsdraht angeordnet ist. Wichtig ist dabei, dass auch mit einem Führungsdraht die Längsverschieblichkeit der beiden wesentlichen Bestandteile der Vorrichtung gegeben ist.

- 20 Um auch bei der Ausführungsform mit einem Führungsdraht eine ausreichende Kontrolle über die Korb-/Röhrenstruktur zu haben, ist es sinnvoll, am Führungsdraht zwei Anschläge vorzusehen, zwischen denen die Korb-/Röhrenstruktur auf dem Führungsdraht längs verschieblich ist. In diesem Fall stößt der weiter proximal angeordnete Anschlag, der z. B. auf den Führungsdraht aufgeschweißt  
25 sein kann, beim Verschieben der Vorrichtung gegen die Korb-/Röhrenstruktur, so dass diese in Richtung distal mitgenommen wird. Beim Zurückziehen des Führungsdrahtes hingegen stößt der weiter distal angeordnete Anschlag an die Korb-/Röhrenstruktur, was bewirkt, dass diese in Richtung proximal mitgenommen wird. Die Ausführungsform mit lediglich einem Führungsdraht weist zwar  
30 bei der Platzierung von Korb-/Röhrenstruktur und distalem Element weniger Freiheitsgrade auf, hat dafür aber Vorteile hinsichtlich ihres einfacheren Aufbaus.

Damit die Korb-/Röhrenstruktur jeweils durch die Anschläge am Führungsdraht mitgenommen wird, kann sie an zumindest einem Punkt, vorzugsweise am proximalen Ende, so eng zusammenlaufen, dass der Innendurchmesser der Korb-/Röhrenstruktur an diesem Punkt kleiner ist als der Außendurchmesser der auf dem Führungsdraht befindlichen Anschläge. Beispielsweise kann die Korb-/Röhrenstruktur in einem hülsenartigen Objekt zusammenlaufen, das innen hohl ist, so dass der Führungsdraht durch das hülsenartige Objekt hindurchlaufen kann, wobei jedoch die beiden Anschläge einen zu großen Durchmesser aufweisen, um durch das hülsenartige Objekt hindurchzupassen. Somit ist die Korb-/Röhrenstruktur zwischen den beiden Anschlägen frei auf dem Führungsdraht beweglich, nicht jedoch über diese hinaus.

Da die Korb-/Röhrenstruktur der Sicherung des in sie zusammen mit dem distalen Element hineingezogenen Thrombus dient, kann die Korbstruktur an ihrer radialen Außenseite eine Polymerhaut aufweisen. Eine solche Polymerhaut stellt sicher, dass keine Bestandteile des Clots radial nach außen entweichen können, und sorgt darüber hinaus dafür, dass der Clot vor den Innenwänden der Gefäße geschützt wird.

Eine solche Polymerart kann vorzugsweise aus Polyurethan bestehen, möglich ist jedoch auch die Fertigung aus anderen Polymeren, wie z. B. PTFE (Polytetrafluorethylen).

Alternativ oder zusätzlich zu einer Polymerhaut kann die Korbstruktur an ihrer radialen Außenseite auch mit einem Faser- oder Drahtgeflecht versehen sein. Ein solches Geflecht sollte so dicht sein, dass die Clotmasse problemlos gehalten wird. Im Falle eines Drahtgeflechts ist es sinnvoll, auch dieses aus einem Material mit Formgedächtniseigenschaften, insbesondere Nitinol, herzustellen.

Die Korbstruktur kann an ihrem proximalen Ende geschlossen sein. Auf diese Weise wird eine Sicherung der Clotmasse auch in proximaler Richtung gewährleistet. Unbedingt erforderlich ist eine Korbstruktur, die am proximalen Ende geschlossen ist, jedoch nicht, vielmehr kann auch eine Korb- oder Röhrenstruktur verwendet werden, die eine Sicherung lediglich in radialer Richtung gewährleistet, da der Clot durch das distale Element mit seinen Fasern ohnehin in

Längsrichtung festgehalten wird. In diesem Fall kann man eher von einer Röhren- als von einer Korbstruktur sprechen.

Die Korbstruktur kann aus drei oder mehr, insbesondere vier bis sechs in Längsrichtung verlaufenden Streben gebildet werden. Hierbei ist zu beachten, dass  
5 unter in Längsrichtung verlaufenden Streben nicht nur solche verstanden werden, die exakt parallel zur Längsachse ausgebildet sind, sondern auch solche, die in einem gewissen Winkel  $< 90^\circ$  zur Längsachse in Richtung distal bzw. proximal verlaufen. Wie bereits für die Korbstruktur erwähnt, bestehen die Streben vorzugsweise aus einem Formgedächtnismaterial.

10 Die Streben müssen dabei so beschaffen sein, dass sie sich beim Zurückziehen in den Mikrokatheter einfalten lassen können. Darüber hinaus dienen die Streben auch dazu, ggf. eine Polymerhaut aufzuspannen. Auch können die Streben als Grundgerüst für ein Faser- oder Drahtgeflecht dienen, das sich an der radialen Außenseite der Korbstruktur befindet. Ggf. können zwischen den Streben  
15 weitere Drähte verlaufen, vorzugsweise Nitinoldraht, die als Begrenzung und Halt der Polymerhaut oder des Faser-/Drahtgeflechts dienen.

Die Streben der Korbstruktur können aus einem in Schleifen gelegten Draht gebildet werden. Ein solcher Draht kann von proximal in Richtung distal verlaufen, dort eine Schleife bilden, zurück in Richtung proximal verlaufen und sich  
20 nach einer weiteren Schleife wieder in Richtung distal erstrecken. Bei Bedarf können noch mehr Schleifen in dem Draht vorgesehen sein, um auf diese Weise eine größere Gesamtzahl an Streben zu erhalten. Zwischen diesen Streben können ggf. noch Querstreben eingebracht sein. Durch die Bildung der Streben durch einen oder mehrere in Schleifen gelegte Drähte wird die Anzahl der freien  
25 Enden der Drähte gering gehalten, was auch das Risiko von Gefäßwandverletzungen verringert. Anderenfalls müßten u. U. die Drahtenden abgerundet oder mit abgerundeten Abschlussstücken versehen werden.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform verlaufen die Streben vom proximalen Ende der Korbstruktur ausgehend nach radial außen, erstrecken sich in Längsrichtung nach distal und verlaufen in einer Schleife auf dem Umfang der Korbstruktur  
30 partiell nach proximal zurück. Auch in diesem Fall können die Streben

als Befestigungspunkte für Polymerhaut oder ein Faser-/Drahtgeflecht dienen. Darüber hinaus bewirkt der Umstand, dass die Streben am distalen Ende der Korbstruktur eine Schleife bilden ebenfalls wieder, dass hier eine Abrundung vorliegt, die die Gefahr von Verletzungen der Gefäßwand gering hält. Im distalen Bereich können die einzelnen Streben miteinander durch (Laser)schweißpunkte und/oder durch Spiralhülsen verbunden sein. Derartige Spiralhülsen können einen ovalen Querschnitt haben, da innerhalb dieses Querschnitts zwei Streben liegen, die miteinander durch die Spiralhülse verbunden sind.

Gemäß einer alternativen Ausführungsform handelt es sich bei der Korb-/Röhrenstruktur um eine Röhrenstruktur aus einem eingerollten Blech. In diesem Fall ist die Struktur am proximalen Ende nicht geschlossen. Darüber hinaus ist bei der geschlossenen Oberfläche einer solchen Röhrenstruktur aus einem eingerollten Blech keine Polymerhaut oder Geflechtstruktur an der radialen Außenseite notwendig, da der Clot bereits durch das Blech selbst gesichert wird. Vorzugsweise besteht auch hier das Blech aus einem Material mit Formgedächtniseigenschaften, insbesondere Nitinol, so dass es sich um ein selbstexpandierendes Rohr handelt, das seinen Durchmesser automatisch aufweitet, sobald es aus einem Mikrokatheter hinausgeschoben wird. Um eine solche Expansion zu ermöglichen, ist das Rohr radial vorzugsweise nicht geschlossen, sondern die Kanten, die in Längsrichtung verlaufen, überlappen sich zu einem gewissen Grade. Maximal sollte die Röhrenstruktur dabei einen Durchmesser nach Expansion aufweisen, bei dem dieser seitliche Schlitz nicht offen liegt, sondern höchstens die in Längsrichtung verlaufenden Kanten aneinander stoßen. Auf diese Weise wird sichergestellt, dass der eingefangene Clot entlang des gesamten Umfangs gesichert wird. Selbstverständlich kann auch eine solche Röhrenstruktur sowohl im Rahmen einer Vorrichtung mit zwei, als auch im Rahmen einer Vorrichtung mit lediglich einem Führungsdraht verwendet werden.

Um ein problemloses Ein- und Ausführen aus dem Mikrokatheter zu gewährleisten, ist es sinnvoll, die Korb-/Röhrenstruktur so auszubilden, dass sie an ihrem proximalen Ende in einem Punkt zusammenläuft. Im Fall einer durch Streben gebildeten Korbstruktur wird dies insbesondere dadurch gewährleistet, dass die proximalen Strebenenden zentral zusammengeführt und miteinander

verbunden werden. Beispielsweise können die Streben in einer gemeinsamen Hülse zusammenlaufen. Bei einer Ausführungsform der Vorrichtung mit lediglich einem Führungsdraht kann eine solche Hülse innen hohl sein, so dass sie auf dem Führungsdraht zwischen zwei Anschlägen längs beweglich ist. Bei der  
5 Ausführungsform mit zwei Führungsdrähten hingegen ist es sinnvoll, eine solche Hülse direkt mit einem der Führungsdrähte zu verbinden.

Im Falle einer Röhrenstruktur aus einem eingerollten Blech kann das Einrollen des Blechs in der Weise erfolgen, dass die Längsenden des Bleches proximal und ggf. auch distal jeweils einseitig überlappen, was bewirkt, dass auch in  
10 diesem Fall die Röhrenstruktur zumindest proximal in einem Punkt zusammenläuft. Das Aufrollen des Bleches erfolgt in diesem Fall leicht diagonal. Allerdings unterscheidet sich eine solche Ausführungsform dadurch von der zuvor beschriebenen, dass der Punkt, in dem die Struktur am proximalen Ende zusammenläuft, auf dem radialen Umfang der Röhrenstruktur liegt und nicht im  
15 Zentrum derselben.

Eine sich am proximalen Ende verjüngende Struktur, die in einem Verbindungspunkt zusammenläuft, ist auch deshalb sinnvoll, damit im Fall einer Fehlplatzierung die Korb- oder Röhrenstruktur problemlos in den Katheter zurückgezogen werden kann, um es ggf. nach Repositionierung des Katheters erneut auszu-  
20 schieben. Durch die sich verjüngende Struktur rollt sich die Korb-/Röhrenstruktur bei Eintritt in den Mikrokatheter enger zusammen und nimmt erneut ihre volumenreduzierte Form an, wobei die Zugkraft des Führungsdrahtes und die vom Katheterrand ausgeübten Kräfte zusammenwirken.

Zur Behandlung besonders kleinelumiger Gefäße eignen sich insbesondere  
25 Fasern einer Länge von 0,5 bis 6 mm und vorzugsweise 1,2 bis 3 mm, so dass auch bei radialer Anordnung der Fasern ein Außendurchmesser des die Fasern tragenden Teils des distalen Elements von 1 bis maximal 12 mm erreicht wird. Zur besonders atraumatischen Behandlung kann dieser Außendurchmesser etwas kleiner dimensioniert sein als der Innendurchmesser des betreffenden  
30 Blutgefäßes.

Die Fasern erstrecken sich zweckmäßigerweise über eine Länge des distalen Elements von 0,5 bis 5 mm. Zur Gewährleistung einer ausreichend guten Verankerung des Thrombus ist es zweckmäßig, wenn die Fasern in einer Dichte von 20 bis 100 pro cm an dem distalen Element des Führungsdrahtes angeordnet sind.

Zweckmäßigerweise ist der Führungsdraht aus einem medizinischen Edelstahl oder einem Formgedächtnismaterial, vorzugsweise Nitinol, hergestellt. Dabei ist es zweckmäßig, wenn der/die Führungsdrähte einen Außendurchmesser von 0,2 bis 0,4, vorzugsweise 0,22 bis 0,27 mm aufweisen. Eine typische Länge eines Führungsdrahtes liegt zwischen 50 und 180 cm.

Gemäß einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung der Vorrichtung sind die Fasern spiralförmig entlang der Längsachse des distalen Elements angeordnet. Diese Ausführungsform eignet sich besonders gut zum „Aufspießen“ des Thrombus, da der die Fasern tragende Teil des distalen Elements nach Art eines Korkenziehers arbeitet, wenn er vom behandelnden Arzt entsprechend manövriert wird.

Einer weiteren vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung zufolge hat das distale Element mit seinen radial hervorstehenden Fasern nach Ausbringen aus dem Mikrokatheter eine konische Struktur, d. h. die radiale Ausdehnung der Fasern, was letztlich dem Durchmesser des distalen Elements entspricht, nimmt von proximal nach distal zu. Der wesentliche Vorteil einer solchen konischen „Bürstenform“ liegt darin, dass unabhängig von der Weite des konkret zu reinigenden Blutgefäßes stets zumindest einige Bereiche vorhanden sind, bei denen die Fasern die optimale Länge aufweisen. Eine optimale Länge für ein bestimmtes Blutgefäß weisen Fasern gerade dann auf, wenn die Fasern an den Wänden des Blutgefäßes anliegen, ohne bei der Bewegung der Vorrichtung in Richtung proximal in distale Richtung verbogen zu werden. In diesem Fall ist die Reinigungswirkung der Fasern besonders gut. Längere Fasern hingegen werden bei der Rückwärtsbewegung in proximaler Richtung in Richtung distal verbogen und reinigen daher nicht mehr effektiv, kurze Fasern wiederum erreichen u. U. gar nicht die Gefäßinnenwand und bewirken daher dort ohnehin keine Reinigungswirkung.

Zusätzlich oder alternativ können auch die Fasern im proximalen Bereich des distalen Elements härter ausgebildet sein als im distalen Bereich. Die härteren Fasern im proximalen Bereich dienen dabei mehr dem Abschaben eines an der Gefäßwand haftenden Thrombus, während die weicheren Fasern im distalen Bereich mehr dem Festhalten des Thrombus bzw. von Thrombusfragmenten dienen.

Die erfindungsgemäß zum Einsatz kommenden Fasern stehen vorzugsweise in einem Winkel von  $70^\circ$  bis  $110^\circ$ , vorzugsweise in einem Winkel von  $80^\circ$  bis  $90^\circ$  von der Längsachse der Vorrichtung ab. Diese Winkelangaben sind so zu verstehen, dass Winkel  $< 90^\circ$  eine proximale Ausrichtung der Fasern, Winkel  $> 90^\circ$  eine distale Ausrichtung der Fasern bezeichnen. Ausführungsformen mit einem Winkel, der etwas kleiner ist als  $90^\circ$ , sind besonders atraumatisch beim Vorschieben im Gefäß bzw. durch den Thrombus und bewirken gleichzeitig eine besonders gute Verankerung im Thrombus beim Zurückziehen.

Die Fasern können durch Verflechten, Einklemmen, Kleben, Verknoten, Verschweißen und/oder Verschmelzen am distalen Element festgelegt werden. Techniken, um Fasern in dieser Art und Weise zu verbinden, sind beispielsweise aus der Fertigung von faserbewehrten Embolisationsspiralen bekannt.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform geht man bei der Herstellung des distalen Elements so vor, dass die Fasern nebeneinander und ggf. zusätzlich übereinander zwischen zwei Seelendrähte gelegt werden, wobei die Fasern orthogonal zu den Seelendrähten verlaufen. In diesem Zusammenhang sei angemerkt, dass unter einem orthogonalen Verlauf gemäß der Erfindung nicht lediglich ein Winkel von exakt  $90^\circ$  verstanden wird, sondern jeglicher Querverlauf der Fasern zu den Seelendrähten, d. h. die Fasern verlaufen im Wesentlichen quer zu den Seelendrähten, nicht parallel. Entsprechend können auch Winkel von beispielsweise  $70^\circ$  in diesem Zusammenhang noch als orthogonal aufgefasst werden. Wenn die Fasern zwischen die Seelendrähte eingelegt sind, werden diese miteinander verdrillt, beispielsweise indem ein Ende festgehalten wird, während das andere gedreht bzw. tordiert wird, um eine plastische Verformung der Seelendrähte zu einer Spiralstruktur herbeizuführen. Nach der Verdrillung der Seelendrähte stehen die Fasern gewissermaßen auf einer

Schraubenlinie aus den verdrehten Seelendrähten nach außen hervor. Der wesentliche Vorteil eines solchen distalen Elements liegt darin, dass relativ wenig Seelendraht verwendet werden muß, um gleichzeitig einen sehr hohen Faserbesatz zu erreichen. Die Verwendung von Seelendrähten ist insofern vorteilhaft, als das System dadurch besonders flexibel bleibt. Darüber hinaus ist die Festlegung der Fasern an den Seelendrähten in dieser Ausführungsform besonders einfach und die Verteilung der Fasern besonders gleichmäßig.

Die Fasermenge bzw. -dichte läßt sich u.a. durch die Anzahl der Verdrehungen der Seelendrähte steuern, was zu unterschiedlichen Härtegraden bezogen auf die Radialkraft des bürstenartigen distalen Elements führt, da durch mehr Verdrehungen auch mehr Fasern pro Längeneinheit erzeugt werden. Darüber hinaus läßt sich die Biegesteifigkeit u. a. durch die Anzahl der Seelendrähte und der Verdrehungen einstellen.

Ggf. können die Vorrichtungen auch mehrere distale Elemente aufweisen, von denen aus Fasern radial nach außen hervorstehen. Ein solches System kann beispielsweise Vorteile aufweisen, wenn besonders große Thromben oder auch mehrere Thromben aus dem Blutgefäßsystem entfernt werden sollen. Darüber hinaus kann ein weiter distal gelegenes Element mit Faserbesatz ggf. Bruchstücke eines Thrombus, die vom weiter proximal gelegenen distalen Element abfallen, auffangen und mit entfernen.

Um trotz der Länge eines solchen Systems noch eine ausreichende Flexibilität zu erreichen, ist es sinnvoll, die einzelnen distalen Elemente über Verbindungselemente, insbesondere Gelenke, miteinander zu verbinden. An diesem Gelenk kann die Vorrichtung in gewissem Maße abknicken und damit dem Verlauf der Blutgefäße folgen.

Die radial außen liegenden Enden der Fasern weisen vorteilhafterweise Verdickungen auf, beispielsweise kugelförmige Verdickungen, um so der Clotmasse mehr Oberfläche und Halt zur Verfügung zu stellen. Ein weiterer Vorteil dieser Ausführungsform besteht darin, dass die Faserenden auf diese Weise atraumatisch gestaltet werden können. Die Verdickungen an den Faserenden lassen

sich beispielsweise dadurch erzielen, dass das Trennen der Fasern mittels Mikrolaserschneiden, Elektronenstrahlschneiden o. ä. erfolgt.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform sind die radial außen liegenden Enden der Fasern zumindest teilweise über Schlaufen miteinander verbunden. Letztlich  
5 handelt es sich bei den miteinander verbundenen Fasern nicht um zwei, sondern lediglich um eine Faser mit einem schlaufenförmigen Verlauf. Die Faser tritt radial nach außen hervor, verläuft bis zum äußeren Rand des expandierten distalen Elements, bildet eine Schlaufe aus und läuft zurück zum Zentrum des distalen Elements. Insgesamt ergibt sich somit ein elliptischer Verlauf der  
10 Fasern. Diese Ausführungsform hat den Vorteil, dass, ähnlich wie bei der Verdickung am Faserende, der Clotmasse mehr Oberfläche zur Verfügung gestellt wird, um auf diese Weise die Einfangwirkung für den Thrombus zu verbessern. Darüber hinaus ist die Schlaufe abgerundet und damit atraumatisch. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass die Fasern steifer werden, da die schlaufenförmig  
15 verlaufende Faser letztlich ein Verhalten wie zwei nebeneinander verlaufende Fasern aufzeigt.

Ggf. kann es vorteilhaft sein, wenn die Fasern zumindest teilweise unterschiedlich weit zu den Seiten des distalen Elements radial nach außen hervorstehen. Ähnlich wie bei der zuvor beschriebenen Ausführungsform, bei der die Radial-  
20 ausdehnung des distalen Elements von proximal nach distal zunimmt, kann auch auf diese Weise bewirkt werden, dass stets zumindest einige Fasern vorhanden sind, die die optimale Länge für die Reinigungswirkung aufweisen. Dies kann u. a. erreicht werden, indem der oder die Drähte, von denen die Fasern des distalen Elements ausgehen, außerhalb des Zentrums, d. h. exzentrisch  
25 verlaufen. Auf diese Weise wird erreicht, dass auf einer Seite vergleichsweise kurze, auf der anderen Seite vergleichsweise lange Fasern vorhanden sind. Aufgrund ihres kurzen Abstandes zum Befestigungspunkt verhalten sich dabei die kurzen Enden der Fasern deutlich härter, die langen Enden deutlich weicher, wobei wiederum die härteren Fasern eher einer Verbesserung der Reinigungswirkung dienen, die weicheren Fasern eher dem Festhalten des Thrombus. Ein  
30 weiterer Vorteil eines distalen Elements mit exzentrisch angeordnetem Drahtverlauf kann darin liegen, dass ein solches distales Element leichter seitlich an

einem Clot vorbeigeführt werden kann, um ihn anschließend bei der Rückwärtsbewegung in proximaler Richtung aufzunehmen.

Gemäß einer besonders bevorzugten Ausführungsform der Vorrichtung sind die Fasern beschichtet. Dies kann beispielsweise eine neutrale Beschichtung aus Parylen oder Polytetrafluorethylen (Teflon) sein, aber auch eine reaktive Beschichtung, etwa eine solche mit Kollagen oder mit einem die Blutgerinnung förderndem Material, vorzugsweise einem oder mehreren Gerinnungsfaktoren. Diese Ausführungsform dient der verstärkten Verankerung der Fasern im Thrombus und vermindert die Gefahr, dass der Thrombus soweit zerfällt, dass Teile des Thrombus im Blutgefäß zurückbleiben oder sich im Blutstrom freisetzen können. Alternativ kann die Vorrichtung ganz oder in Teilen mit einem thrombolytischen Material beschichtet/imprägniert werden, um die Auflösung des Thrombus zu fördern bzw. die Ablösung und Zerlegung des Thrombus zu erleichtern.

Es wurde überraschend gefunden, dass eine thrombogene Ausrüstung der Fasern zu einer erheblichen Stabilisierung des Thrombus an der erfindungsgemäßen Vorrichtung führen. Es ist dabei dem Operateur überlassen, die erfindungsgemäße Vorrichtung so mit dem Thrombus in Kontakt zu bringen und zu belassen, dass über eine gewisse Einwirkungszeit der thrombogenen Elemente ein „Festwachsen“ des Thrombus an der Vorrichtung gefördert wird. Dieses Festwachsen erfolgt in relativ kurzer Zeit an thrombogenen Fasern, teilweise innerhalb einiger Minuten. Dies beugt nicht nur einem Zerfall des Thrombus vor, wie er mit vielen Vorrichtungen beobachtet wird, sondern erleichtert auch die Einholung des Thrombus in einen Katheter und seine Extraktion aus dem vaskulären System. Die dazu besonders geeigneten thrombogenen Materialien und Beschichtungen sind dem Fachmann aus der Literatur bekannt. Besonders eignen sich etwa einer oder mehrere der Faktoren Fibrin, Thrombin, Faktor XIII und/oder Faktor VIII.

Alternativ zur thrombogenen Ausrüstung der Fasern kann auch eine thrombolytische Ausrüstung insbesondere der Fasern, aber auch anderer Teile der Vorrichtung vorgenommen werden, um auf diese Art und Weise eine zumindest partielle Auflösung des Thrombus herbeizuführen. Eine Zerlegung des Throm-

bus in einzelne Bruchstücke kann seine Entfernung mit Hilfe der Fasern und/oder der Korbkonstruktion, gegebenenfalls auch zusammen mit einem Aspirationskatheter, erleichtern. In diesem Fall wirken die Fasern der erfindungsgemäßen Vorrichtung als Filter, die, nach Passieren des Thrombus in Richtung des Blutflusses, das Ausschwemmen der Bruchstücke des Thrombus verhindern und die Einholung der Bruchstücke erleichtern.

Als Thrombolytika bzw. Fibrinolytika eignen sich alle einschlägig bekannten Mittel mit diesen Eigenschaften. Dies sind beispielsweise auch die Thrombolytika der ersten Generation, insbesondere Streptokinase, Anistreplase und Urokinase, die als Plasminogenaktivatoren wirken. Besonders bevorzugt sind aber Thrombolytika, die beispielsweise am Fibrin gebundenes Plasminogen aktivieren und damit von dem im Kreislauf zirkulierenden Plasminogen unabhängig sind. Zu nennen wären hier die Thrombolytika der zweiten Generation, insbesondere t-PA (Alteplase) und davon hergeleitete fibrinolytische Mittel, wie auch Saruplase. Im Zusammenhang wird auf S. Ueshima und O. Matsuo, Current Pharmasutical Design 2006, 12, 849ff., „Developement of New Fibrinolytic Agents“ hingewiesen. Geeignet sind ferner Fibrolasen, die aus Schlangengift gewonnen wurden (Copperhead) und in modifizierter, rekombinanter Form verfügbar sind und direkte proteolytische Aktivität gegenüber der Fibrinogen- $\alpha$ -Kette aufweisen. Bei Fibrolase handelt es sich um eine bekannte fibrinolytische Zink-Metalloproteinase. Die Thrombolyse wird hier unabhängig von der Plasminbildung erzielt.

Es versteht sich, dass jedes einzelne Element der erfindungsgemäßen Vorrichtung, das mit dem Thrombus in Kontakt kommen kann, entsprechend thrombolytisch bzw. fibrinolytisch ausgerüstet werden kann. Dies gilt insbesondere für die Fasern des distalen Elements, aber auch für die Korbkonstruktion, wobei in diesem Fall die Korbkonstruktion vorzugsweise keine Polymerhaut aufweist. Es versteht sich auch, dass eine entsprechende thrombolytische bzw. fibrinolytische Ausrüstung bei beliebigen anderen Vorrichtungen zur Entfernung von Thromben aus dem vaskulären System vorgenommen werden kann, beispielsweise auch bei Vorrichtungen, die nur über das distale Element mit den Fasern verfügen oder bei reinen Korbkonstruktionen zur Ablösung und zum Einfangen eines Thrombus.

Des Weiteren ist es vorteilhaft, wenn das distale Element mit seinem Faserbesatz etwas länger ausgebildet ist als die Korb-/Röhrenstruktur. Auf diese Weise wird gewährleistet, dass auch nach Einziehen des distalen Elements in die Korb-/Röhrenstruktur sich ablösende Thrombusfragmente von den distalen Bereichen des distalen Elements aufgehalten werden. Gewissermaßen wird die Korb-/Röhrenstruktur am distalen Ende durch die überstehenden Fasern des distalen Elements verschlossen. Insbesondere dann, wenn der Führungskatheter einen vergleichsweise kleinen Innendurchmesser im Verhältnis zum Außendurchmesser der Vorrichtung aufweist, kann auf diese Weise verhindert werden, dass bei Rückzug in den Führungskatheter ein Herausquetschen der Clotmasse erfolgt.

Vorteilhafterweise weist die Vorrichtung einen oder mehrere radiopake (röntgendichte) Marker auf. Diese können beispielsweise aus Platin oder einer Platinlegierung bestehen. Derartige röntgendichte Marker können sich sowohl im Bereich des distalen Elements als auch im Bereich der Korb-/Röhrenstruktur befinden, so dass der behandelnde Arzt mit den entsprechenden bildgebenden Verfahren die relative Positionierung zueinander und den Fortgang der Behandlung beobachten kann.

Es ist weiterhin vorteilhaft, wenn die Spitze der gesamten Vorrichtung atraumatisch, z. B. abgerundet, ausgebildet ist.

Die Erfindung betrifft schließlich auch die Kombination der Vorrichtung mit einem Führungs- und/oder Mikrokatheter, in dem die Vorrichtung an den Einsatzort manövriert und mit dem Thrombus beladen wieder aus dem Blutgefäßsystem entfernt werden kann. Es kann sinnvoll sein, den Katheter dazu zusätzlich als Aspirationskatheter auszulegen, mit dem Mikrokatheter aufgenommen werden können.

Der Aspirationskatheter ist insbesondere in Zusammenhang mit der vorstehend beschriebenen thrombolytischen bzw. fibrinolytischen Ausrüstung einer Vorrichtung zum Entfernen von Thromben von Nutzen, wie auch immer diese Vorrichtung gestaltet ist. Dies gilt auch in Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Vorrichtungen, die nur über das distale Element mit der Faser-

bewehrung verfügen, wie auch für Vorrichtungen, die reine Korbkonstruktionen sind.

5 Besondere Bedeutung hat die zuvor beschriebene Erfindung für die Entfernung von Thromben aus besonders kleinlumigen Gefäßen, insbesondere intrakraniellen Gefäßen. Selbstverständlich läßt sich die Erfindung jedoch auch bei der Entfernung von Thromben aus anderen Bereichen des Körpers einsetzen, beispielsweise aus dem Herzen, der Lunge, den Beinen etc. Denkbar ist auch der Einsatz zum Entfernen sonstiger Fremdkörper aus den Blutgefäßen, beispielsweise von Embolisationsspiralen und Stents.

10 Die Erfindung wird anhand der beigefügten Figuren näher erläutert. Es zeigen:

|    |                  |                                                                                                                        |
|----|------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|    | Figur 1          | eine Darstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung in der Seitenansicht;                                               |
| 15 | Figur 2 bis 6    | eine Darstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung aus Figur 1 in verschiedenen Stadien der Entfernung eines Thrombus; |
|    | Figur 7          | die erfindungsgemäße Vorrichtung gemäß einer alternativen Ausführungsform in der Seitenansicht;                        |
| 20 | Figur 8          | den Verlauf der Streben zum Aufbau einer Korbstruktur;                                                                 |
|    | Figuren 9a, b, c | einen alternativen Verlauf der Streben zum Aufbau einer Korbstruktur;                                                  |
| 25 | Figur 10 a       | die Verbindung von Streben zum Aufbau einer Korbstruktur im distalen Bereich durch Spiralhülsen;                       |
|    | Figur 10b        | die Korbstruktur aus Figur 10a im Querschnitt;                                                                         |

|    |          |                                                                                                   |
|----|----------|---------------------------------------------------------------------------------------------------|
|    | Figur 11 | die erfindungsgemäße Vorrichtung gemäß einer weiteren Ausführungsform in der Seitenansicht;       |
| 5  | Figur 12 | die erfindungsgemäße Vorrichtung in einer weiteren Ausführungsform in der Seitenansicht und       |
|    | Figur 13 | eine weitere Ausführungsform, die insbesondere für die fibrinolytische Beschichtung geeignet ist; |
| 10 | Figur 14 | eine Korbkonstruktion mit mehreren axialen Streben;                                               |
|    | Figur 15 | ein Drahtkäfig mit einer atraumatischen Führung der einzelnen Drähte;                             |
| 15 | Figur 16 | eine Korbkonstruktion aus einzelnen Drahtschlaufen und                                            |
|    | Figur 17 | ein Drahtgeflecht aus mehreren jeweils zum Ursprungspunkt zurückgeführten Drähten.                |

In Figur 1 ist eine erste Ausführungsform der Erfindung in der Seitenansicht dargestellt. Die Vorrichtung weist als wesentliche Bestandteile insbesondere eine Korbstruktur 1 sowie ein distales Element 2 auf. Vom distalen Element 2 stehen Fasern 3 radial nach außen hervor. Die Korbstruktur 1 setzt sich aus Streben 4 zusammen, die im Wesentlichen in Längsrichtung verlaufen. Die Vorrichtung dient dazu, zunächst mit Hilfe des distalen Elements 2 und den hiervon ausgehenden Fasern 3 einen Thrombus 5 durch Zurückbewegen des distalen Elements 2 in proximaler Richtung einzufangen und schließlich in die Korbstruktur 1 einzubringen. Bei den hier dargestellten Seitenansichten bedeutet proximal jeweils nach links, distal nach rechts. Distales Element 2 und Korbstruktur 1 sind über getrennte Führungsdrähte 6 bzw. 7 bewegbar. Dabei läuft die Korbstruktur 1 an ihrem proximalen Ende zentral in einer Hülse 8 zusammen, an der der Führungsdraht 7 für die Korbstruktur 1 festgelegt ist, während der Führungsdraht 6 für das distale Element 2 durch die Hülse 8 hindurch ver-

läuft. Im weiteren Verlauf erstreckt sich der Führungsdraht 6 durch das Innere der Korbstruktur 1, was bewirkt, dass beim Zurückziehen des distalen Elements 2 dieses automatisch zusammen mit dem eingefangenen Thrombus 5 in die Korbstruktur 1 eingleitet. An ihrem distalen Ende ist die Korbstruktur 1 offen.

- 5 Entlang des radialen Umfanges ist die Korbstruktur 1 mit einer Polymerhaut 9 versehen, die dazu dient, einen eingefangenen Thrombus zusätzlich zu sichern. Distales Element 2 und Führungsdraht 6 sind über eine Mikrowendel 10 miteinander verbunden. Am distalen Ende weist die gesamte Vorrichtung eine distale Spitze 11 auf, die abgerundet ist und daher atraumatisch wirkt. Das distale Element 2 hat insgesamt eine konische Struktur, da die Fasern 3 in ihrer Länge von proximal nach distal zunehmen. Eine solche Ausführungsform hat den Vorteil, das unabhängig von der Weite des Blutgefäßes stets Fasern 3 vorhanden sind, die eine optimale Länge aufweisen. Darüber hinaus können die längeren Fasern 3 im distalen Bereich des distalen Elements 2 ggf. beim Zurückbewegen vom Thrombus 5 abfallende Thrombusfragmente einfangen.
- 10  
15

In den Figuren 2 bis 6 ist die Vorrichtung aus Figur 1 im Einsatz dargestellt. In Figur 2 wird die Vorrichtung innerhalb eines Mikrokatheters 13 in ein Blutgefäß 12 eingebracht. Dabei sind sowohl Korbstruktur 1 als auch distales Element 2 stark komprimiert, wobei der Innendurchmesser des Mikrokatheters 13 die radiale Ausdehnung der Vorrichtung begrenzt. Der Mikrokatheter 13 wird seitlich am Thrombus 5 vorbeigeführt oder auch direkt durch den Thrombus 5 hindurch. Auf diese Weise wird erreicht, dass das distale Ende des Mikrokatheters 13 distal des Thrombus 5 liegt.

20

In Figur 3 ist das distale Element 2 aus dem Mikrokatheter 13 ausgeschoben worden und hat sich voll entfaltet, d. h. die Fasern 3 stehen nun deutlich weiter radial nach außen vor. Die Korbstruktur 1 hingegen befindet sich noch im Mikrokatheter 13 im komprimierten Zustand.

25

In Figur 4 ist der Mikrokatheter 13 in proximaler Richtung zurückgezogen worden, so dass nun auch die Korbstruktur 1 aus dem Mikrokatheter 13 hervortreten konnte und ihre volle Korbstruktur angenommen hat. Der Außendurchmesser der Korbstruktur 1 entspricht nunmehr in etwa dem

30

Innendurchmesser des Blutgefäßes 12. In der in den Figuren 2 bis 4 dargestellten Weise wird erreicht, dass das distale Element 2 distal des Thrombus 5 liegt, während die Korbstruktur 1 sich proximal des Thrombus 5 befindet.

- 5 In Figur 5 ist dargestellt, wie der Thrombus 5 durch Zurückziehen in proximaler Richtung des distalen Elements 2 eingefangen wird. Dabei halten die Fasern 3 den Thrombus 5 fest und stabilisieren ihn, um zu verhindern, dass sich Thrombusfragmente abspalten und im Blutgefäßsystem verteilen.

- 10 In Figur 6 schließlich ist das distale Element 2 mitsamt des Thrombus 5 soweit zurückgezogen worden, dass es in die Korbstruktur 1 eingebracht ist. Selbstverständlich muß die Korbstruktur 1 am distalen Ende eine entsprechend große Öffnung aufweisen. Insgesamt wird der Thrombus 5 nun zusätzlich durch die Korbstruktur 1 mit der Polymerhaut 9 gesichert, so dass ein Verlorengehen des Thrombus 5 nicht mehr zu erwarten ist. Anschließend wird die gesamte  
15 Vorrichtung zurückgezogen, bis sie in einen Führungskatheter gelangt, der einen ausreichend großen Innendurchmesser aufweist, um die gesamte Vorrichtung aufzunehmen. Der Führungskatheter befindet sich in einem Blutgefäß 12 mit weiterem Durchmesser, wie auch bei dem hier dargestellten Blutgefäß 12 zu erkennen ist. Schließlich wird der Führungskatheter aus dem  
20 gesamten Blutgefäßsystem entfernt, der Thrombus 5 wurde restlos beseitigt.

- Figur 7 stellt eine alternative Ausführungsform der Erfindung mit lediglich einem Führungsdraht 6 für das distale Element auf. Die Korbstruktur 2 verfügt hier nicht über einen separaten Führungsdraht. Durch die Anschläge 14 auf dem Führungsdraht 6 wird hierbei jedoch sichergestellt, dass die auf dem  
25 Führungsdraht 6 längs verschiebbliche Korbstruktur 1 lediglich zwischen diesen beiden Anschlägen 14 zu bewegen ist. Die Korbstruktur 1 kann somit lediglich in dem Bereich des Pfeiles 18 bewegt werden. Die Anschläge 14 sind so ausgebildet, dass ihr Durchmesser zu groß ist, als dass sie durch die Hülse 8 hindurch passen würden.

- 30 Beim Vorschub des gesamten Systems durch den Mikrokatheter wird auch die Korbstruktur durch den proximalen Anschlag 14 mit in distale Richtung

geschoben. Nachdem dann das distale Element 2 distal des Thrombus 5 freigesetzt worden ist, wird der Mikrokatheter zurückgezogen, um auch die Korbstruktur 1 proximal des Thrombus 5 freizusetzen. In der Regel hält diese ihre axiale Position im Blutgefäß 12 aufgrund ihrer ausreichend hohen  
5 Radialkräfte. Sollte die Korbstruktur 1 ihre axiale Position nicht selbständig halten und sich in Richtung proximal bewegen, kann der Mikrokatheter 13 dazu verwendet werden, die Fixierung der Korbstruktur 1 zu unterstützen, indem der Mikrokatheter 13 entweder im Vorhinein nur so weit zurückgezogen wird, dass die Korbstruktur 1 sich vollständig entfalten kann, oder im Nachhinein wieder bis  
10 vor die Korbstruktur 1 geschoben wird.

Anschließend wird, wie zuvor beschrieben, das distale Element 2 zurückgezogen, um den Thrombus 5 einzufangen, bis schließlich distales Element 2 und Thrombus 5 in die Korbstruktur 1 gelangen. Bei weiterem Rückzug wird dann auch die Korbstruktur 1 mit in Richtung proximal bewegt, da  
15 der distal gelegene Anschlag 14 die Korbstruktur 1 mitnimmt. Schließlich kann die gesamte Vorrichtung weiter nach proximal bis in einen Führungskatheter zurückgezogen und entfernt werden.

In Figur 8 ist der Aufbau einer Korbstruktur 1 aus Streben dargestellt, wobei in diesem Fall die Streben 4 aus einem in Schleifen gelegten Draht aufgebaut sind.  
20 Auf diese Weise erhält man nur wenige Drahtenden, die das Blutgefäß verletzen könnten. Darüber hinaus werden durch den gebogenen Draht nur zwei distale Kanten der Korbstruktur 1 gebildet, so dass die distale Öffnung der Korbstruktur 1 ausreichend groß ist. Ggf. können in die hier dargestellte Korbstruktur 1 noch zusätzliche Querstreben eingebracht werden, insbesondere  
25 im distalen Bereich, um die Korbstruktur 1 weiter zu stabilisieren und die Polymerhaut 9 zu halten.

In den Figuren 9a, 9b und 9c ist der mögliche Verlauf einer Strebe zum Aufbau einer Korbstruktur 1 dargestellt, wobei hier die Streben vom proximalen Ende der Korbstruktur 1 ausgehend nach radial außen verlaufen, sich in  
30 Längsrichtung nach distal erstrecken und in einer Schleife auf dem Umfang der Korbstruktur 1 partiell nach proximal zurücklaufen. Dabei stellt die Figur 9b eine Seitenansicht, die Figur 9c eine Draufsicht auf die Strebe 4 dar. Man erkennt,

dass die Abknickung der Strebe 4 im proximalen Bereich senkrecht zur Abknickung der Strebe 4 im distalen Bereich erfolgt.

5 In Figur 10a ist dargestellt, wie die zurückgebogenen distalen Enden der Streben 4 mittels Spiralhülsen 15 miteinander verbunden sind. Hierbei ist zu beachten, dass in Figur 10a gewissermaßen eine auseinandergefaltete Korbstruktur 1 dargestellt ist. Tatsächlich verlaufen die Streben 4 selbstverständlich auf dem Umfang der Korbstruktur 1.

10 In Figur 10b ist ein Querschnitt der Darstellung aus Figur 10a dargestellt, bei der man erkennen kann, wie die insgesamt vier Spiralhülsen 15 jeweils zwei Streben 4 miteinander verbinden. Das Verbinden der Streben 4 kann zusätzlich oder auch alternativ zu den Spiralhülsen 15 mit Hilfe von Laserschweißpunkten erfolgen. Selbstverständlich ist es auch möglich, eine größere oder kleinere Anzahl an Streben 4 zu verwenden.

15 In Figur 11 ist eine alternative Ausführungsform dargestellt, bei der die Korbstruktur 1 an ihrem proximalen Ende nicht geschlossen ist. Dennoch wird eine ausreichende Sicherung des Thrombus 5 erreicht durch die Bespannung mit der Polymerhaut 9 entlang des radialen Umfanges der Korbstruktur 1. In diesem Fall hat die Korbstruktur 1 eher die Gestalt eines Schlauches oder einer Röhre als einer echten Korbstruktur.

20 In Figur 12 schließlich ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung dargestellt, bei der anstelle einer Korbstruktur eine Röhrenstruktur 16 zum Einsatz kommt, die sich aus einem eingerollten Blech zusammensetzt. Dabei überlappen die seitlichen Enden des Bleches zu einem gewissen Maße, wobei die Röhrenstruktur 16 auch im expandierten Zustand maximal den Durchmesser annimmt, dass der seitliche Schlitz nicht offenliegt. Am proximalen Ende weist die Röhrenstruktur 16 Verbindungsstreben 17 auf, die dazu dienen, beim Zurückziehen eine Zusammenfaltung der Röhrenstruktur 16 zu gewährleisten. In der hier dargestellten Variante weist die Vorrichtung 2 getrennte Führungsdrähte 6, 7 auf, selbstverständlich ist jedoch auch eine  
30 Ausführungsform denkbar, bei der die Röhrenstruktur 16 mit lediglich einem Führungsdraht 6 kombiniert wird.

In Figur 13 ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung in der Seitenansicht dargestellt, die besonders geeignet für eine fibrinolytische Ausrüstung ist. Die Vorrichtung weist als wesentliche Bestandteile eine Korbstruktur 1 sowie ein distales Element 2 auf. Vom distalen Element 2 stehen Fasern 3 radial nach außen hervor. Diese Fasern erweitern sich zum distalen Ende der Vorrichtung hin konisch. Die Korbstruktur 1 setzt sich aus einzelnen Streben 4 zusammen, die im Wesentlichen in Längsrichtung verlaufen. Am distalen Ende weist die gesamte Vorrichtung eine distale Spitze 11 auf, die abgerundet ist und daher atraumatisch wirkt. Die Positionen 8 und 10 bezeichnen Mikrospiralen, die (auch) eine Markerfunktion haben.

Die distal zur konischen Bürste angeordnete Korbstruktur 1, die beispielsweise aus Nitinol gefertigt sein kann, schält bei Rückzug der Vorrichtung den Thrombus von der Gefäßinnenwand ab und zerteilt ihn gegebenenfalls in kleinere Fragmente. Im Falle einer fibrinolytischen Beschichtung wird dieser Zerteilungseffekt verstärkt. Die Mikrobürste 2 besitzt die Aufgabe, den Thrombus und seine Fragmente in Richtung proximal zu „kehren“.

Im Vergleich zu Figur 1 sind Korbstruktur 1 und Mikrobürste 2 räumlich näher zusammengedrückt. Da der Thrombus nicht mehr als einzelner „Clot“ zwischen diesen beiden Elementen gehalten wird, sondern über die Korbstruktur 1 zerteilt wird, ist diese enge Anordnung möglich. Gleichzeitig ist die räumliche Trennung von Käfigstruktur und Mikrobürste für die Anordnung im Katheter von Vorteil, da beide Elemente auch im komprimierten Zustand ein größerer Raum zur Verfügung steht.

Da in der Ausführungsform gemäß Figur 13 die Korb- bzw. Käfigstruktur 1 und die Mikrobürste 2 nicht getrennt voneinander bewegbar sein müssen, ist ein einzelner Führungsdraht 7 ausreichend. Selbstverständlich kann in dieser Vorrichtung auch ein zweiter Führungsdraht zur individuellen Bewegung der Mikrobürste 2 vorgesehen sein.

Figur 14 zeigt die Käfigstruktur 1 von Figur 13 in seitlicher Ansicht (A) und von distal (B). Ausgehend von einer Mikrowendel 8, die gleichzeitig als Marker ausgebildet sein kann, erstrecken sich die Streben 4 des Käfigs 1 peripher in

distaler Richtung, laufen seitlich zu einer Spitze S zusammen, um dann in Richtung auf die Mikrowendel 8 zurückzulaufen. Sie sind jeweils an der Nachbarstrebe 4 verschweißt. Die vier Streben der Käfigstruktur 1, wie in Figur 14 dargestellt, bilden von distal her gesehen eine offene Struktur, wo die Spitzen S der Streben 4 mit den angrenzenden Bereichen auf einer Kreislinie liegen, wenn der Käfig voll entfaltet ist.

Figur 15 zeigt eine andere Anordnung der Streben 4 einer Käfigstruktur 1, bei der die Streben vollständig in ihren Ursprung, eine verbindende Mikrowendel, zurücklaufen. Die Strebe 4 verläuft in diesem Fall, ausgehend von einer Mikrowendel, nach distal hin zu einer Spitze S, entsprechend der Darstellung von Figur 14 A, läuft zurück in Richtung auf die Mikrowendel unter Ausbildung einer zweiten Spitze S', läuft erneut nach distal unter Ausbildung einer Spitze S'', um von dort erneut nach proximal in die Mikrowendel zurückzulaufen. Mehrere derartige Strebstrukturen 4 können mit Laserschweißpunkten L Seite an Seite zu einer Kreisstruktur verbunden werden, so dass sich ein distal offener Käfig mit einer Verdichtung und Versteifung im distalen Bereich ergibt (Figur 15 B).

Figur 16 zeigt eine Käfigstruktur 1 mit in die Mikrowendel 8 zurücklaufenden Streben 4, die in der Seitenansicht die in B gezeigte Kontur haben. Die Käfigstruktur 1 hat damit, bei drei oder mehr Streben 4, von distal das Aussehen einer offenen Blüte. Dies stellt sicher, dass bei der Anwendung die einzelnen Drahtschlaufen 4 die Gefäßinnenwand berühren und damit einen Abschäl-effekt mit sich bringen. Da die Strebenden in der Mikrowendel 8 zusammengefasst sind, ist eine Traumatisierung damit ausgeschlossen.

Eine solche Struktur ist für gewundene Gefäße besonders geeignet, da sie unter seitlichen Einflüssen weniger stark deformiert wird und „ovalisiert“, als dies bei eher röhrenförmigen Käfigstrukturen der Fall ist.

Figur 17 zeigt schließlich eine Geflechtstruktur aus in die Mikrowendel 8 zurückgeführten Streben 4, die einen besonders intensiven Kontakt mit der Gefäßwand und daran anhaftendem Thrombusmaterial gewährleisten. Die Geflechtstruktur ermöglicht eine besonders gute Anpassung auch an

gewundene Gefäße und erlauben gleichzeitig eine gute Komprimierung. Das Fehlen von Verbindungspunkten lässt diese Struktur besonders atraumatisch sein.

- Wie schon angesprochen, sind die vorstehenden Korbstrukturen sowohl im
- 5 Rahmen der vorstehenden Kombination aus Käfig und Mikrobürste geeignet wie auch als einfache Strukturen zur Lösung und zum Einfangen von Thromben. Die Strukturen sind alle besonders gut geeignet, in Verbindung auch mit Fibrinolytika eingesetzt zu werden, beispielsweise durch einfache Imprägnierung mit einer das Fibrinolytikum in entsprechender Verdünnung enthaltene Lösung.
- 10 Zu Figur 13 ist anzumerken, dass die dort dargestellte Kombination der Käfigstruktur 1 und der Mikrobürste 2 auch in Form ihrer Einzelelemente eingesetzt werden kann, mit besonderem Vorteil, wenn diese mit einem Fibrinolytikum imprägniert sind.

### Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Entfernung von Fremdkörpern und Thromben (5) aus Körperhöhlräumen und Blutgefäßen (12) mit mindestens einem  
5 Führungsdraht (6, 7), der ein distales Element (2) aufweist,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t,  
dass das distale Element (2) radial nach außen hervorstehende Fasern (3) aufweist und die Vorrichtung eine Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) aufweist, die geeignet ist, sich unter dem äußeren Zwang eines Mikrokatheters (13) eng  
10 zusammenzufalten und innerhalb des Mikrokatheters (13) transportiert und bei Wegfall des äußeren Zwangs durch den Mikrokatheter (13) zur vollen Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) entfaltet zu werden, wobei das distale Element (2) und die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) einander gegenüber längs verschieblich sind und die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) distal eine Öffnung aufweist,  
15 durch die das distale Element (2) in die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) einbringbar ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern (3) aus einem Polymermaterial bestehen.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die  
20 Fasern (3) aus Polyurethan, Polyamid, Polyacryl, Polyester, Polytetrafluorethylen oder Polyalkylen bestehen.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) zumindest teilweise aus einem Formgedächtnismaterial, insbesondere aus Nitinol, besteht.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) einerseits und das distale Element (2) andererseits mit separaten Führungsdrähten (6, 7) verbunden sind.

5 6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung nur über einen Führungsdraht (6) verfügt, der am distalen Ende das distale Element (2) aufweist, wobei die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) längs verschieblich auf dem Führungsdraht angeordnet ist.

10 7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) zwischen zwei am Führungsdraht (6) befindlichen Anschlägen (14) auf dem Führungsdraht (6) längs verschieblich ist.

15 8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) an zumindest einem Punkt, vorzugsweise am proximalen Ende der Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16), so eng zusammenläuft, dass der Innendurchmesser der Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) an diesem Punkt kleiner ist als der Außendurchmesser der auf dem Führungsdraht (6) befindlichen Anschläge (14).

20 9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Korbstruktur (1) an ihrer radialen Außenseite eine Polymerhaut (9) aufweist.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Polymerhaut (9) aus Polyurethan besteht.

25 11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Korbstruktur (1) an ihrer radialen Außenseite mit einem Faser- oder Drahtgeflecht versehen ist.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Korbstruktur (1) am proximalen Ende geschlossen ist.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Korbstruktur (1) drei oder mehr, insbesondere vier bis sechs, in Längsrichtung verlaufende Streben (4) aufweist.

5 14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Streben (4) der Korbstruktur (1) aus einem in Schleifen gelegten Draht gebildet werden.

10 15. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Streben (4) vom proximalen Ende der Korbstruktur (1) ausgehend nach radial außen verlaufen, sich in Längsrichtung nach distal erstrecken und in einer Schleife auf dem Umfang der Korbstruktur (1) partiell nach proximal zurücklaufen.

16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Streben (4) im distalen Bereich durch Laserschweißpunkte und/oder Spiralhülsen (15) miteinander verbunden sind.

15 17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Röhrenstruktur (16) aus einem eingerollten Blech besteht.

20 18. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) an ihrem proximalen Ende in einem Punkt zusammenläuft.

19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern (3) eine Länge von 0,5 bis 6 mm und vorzugsweise 1,2 bis 3,0 mm aufweisen.

25 20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern (3) spiralförmig entlang der Längsachse des distalen Elements (2) angeordnet sind.

21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Radialausdehnung der Fasern (3) des distalen Elements (2) von proximal nach distal zunimmt.

5 22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern (3) im proximalen Bereich des distalen Elements (2) härter sind als im distalen Bereich des distalen Elements (2).

10 23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern (3) einen Winkel von 70° bis 110°, vorzugsweise einen Winkel von 80° bis 90°, zur Längsachse der Vorrichtung ausbilden.

24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 23, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern (3) durch Verflechten, Einklemmen, Kleben, Verknoten Verschweißen und/oder Anschmelzen am distalen Element (2) festgelegt sind.

15 25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass die radial außen liegenden Enden der Fasern (3) Verdickungen aufweisen.

20 26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 25, dadurch gekennzeichnet, dass die radial außen liegenden Enden der Fasern (3) zumindest teilweise über Schlaufen miteinander verbunden sind.

27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass die Fasern (3) zumindest teilweise unterschiedlich weit zu den Seiten des distalen Elements (2) radial nach außen hervorstehen.

25 28. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 27, dadurch gekennzeichnet, dass die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16) und/oder die Fasern (3) mit einer Beschichtung versehen sind.

29. Vorrichtung nach Anspruch 28, dadurch gekennzeichnet, dass die Beschichtung thrombolytisch wirkt.

30. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass das distale Element (2) geringfügig länger ausgebildet ist  
5 als die Korb- (1) oder Röhrenstruktur (16).

31. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 30, gekennzeichnet durch einen oder mehrere radiopake Marker.

32. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 31, in Kombination mit einem Führungskatheter und/oder Mikrokatheter (13).

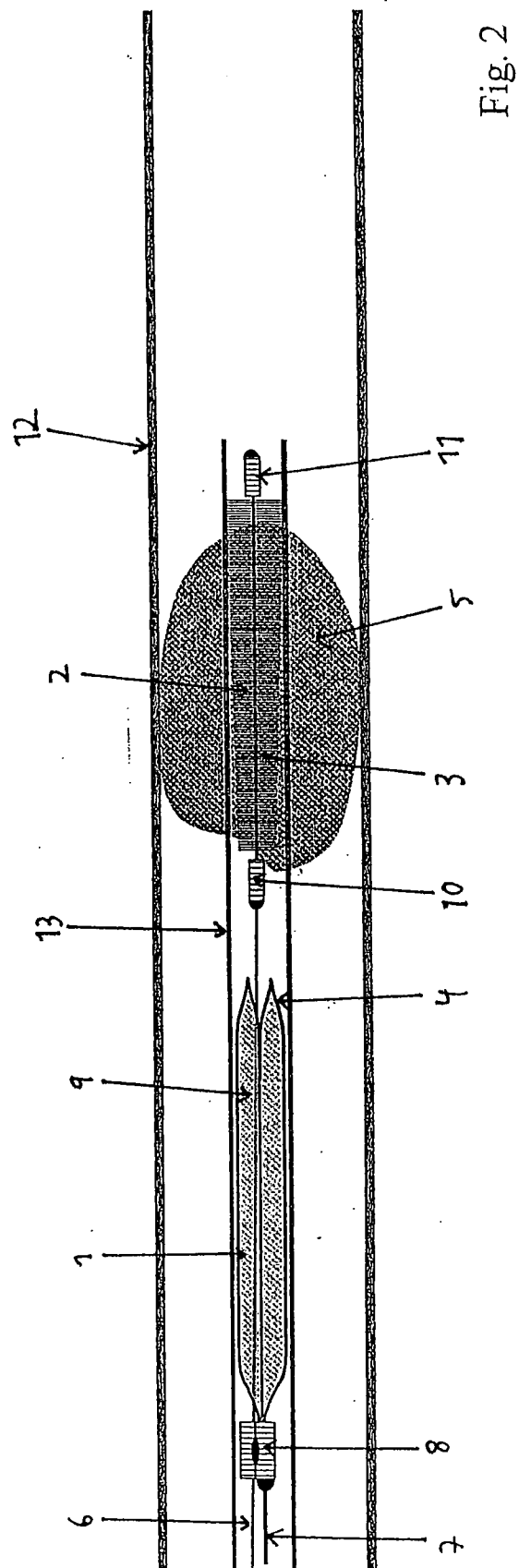
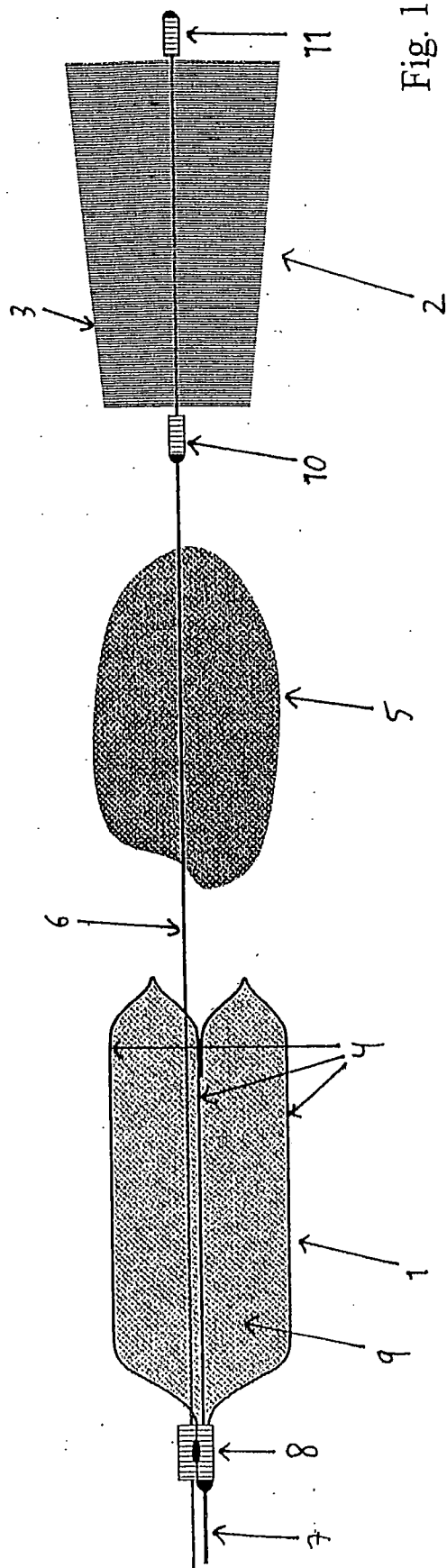
10 33. Vorrichtung nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, dass der Führungs- oder Mikrokatheter (13) ein Aspirationskatheter ist.

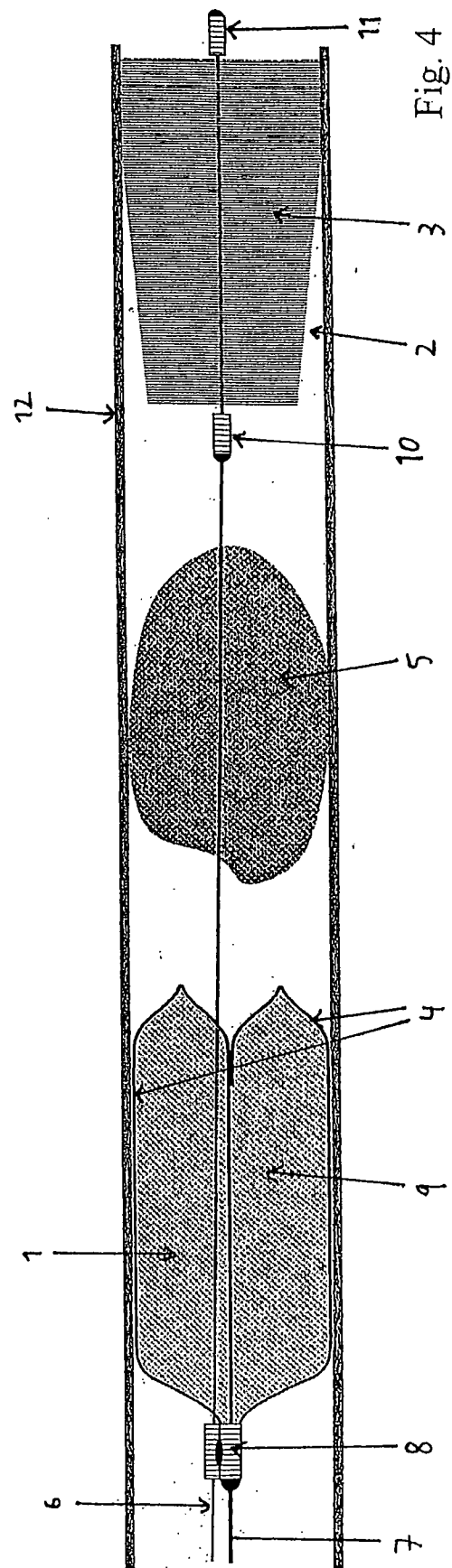
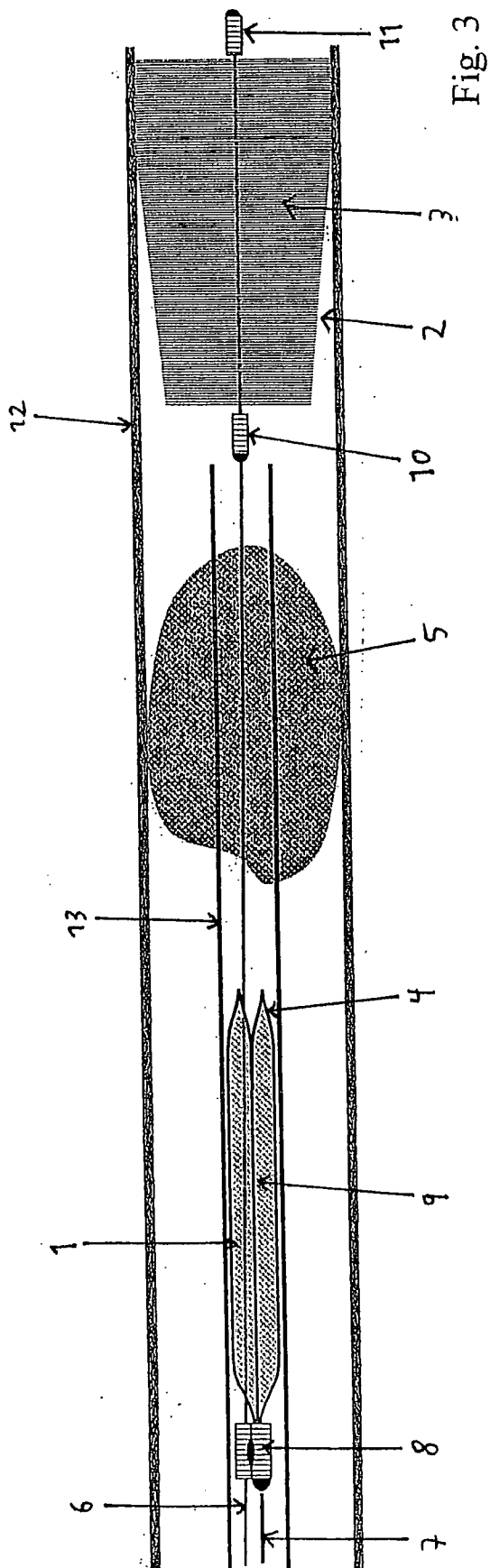
34. Vorrichtung zur Entfernung von Fremdkörpern und Thromben (5) aus Körperhöhlräumen und Blutgefäßen (12) mit mindestens einem Führungsdraht (6, 7), der ein distales Element (2) aufweist, insbesondere nach  
15 einem der Ansprüche 1 bis 33, dadurch gekennzeichnet, dass das distale Element (2) mit einem Fibrin-spezifischen Thrombolytikum ausgerüstet ist.

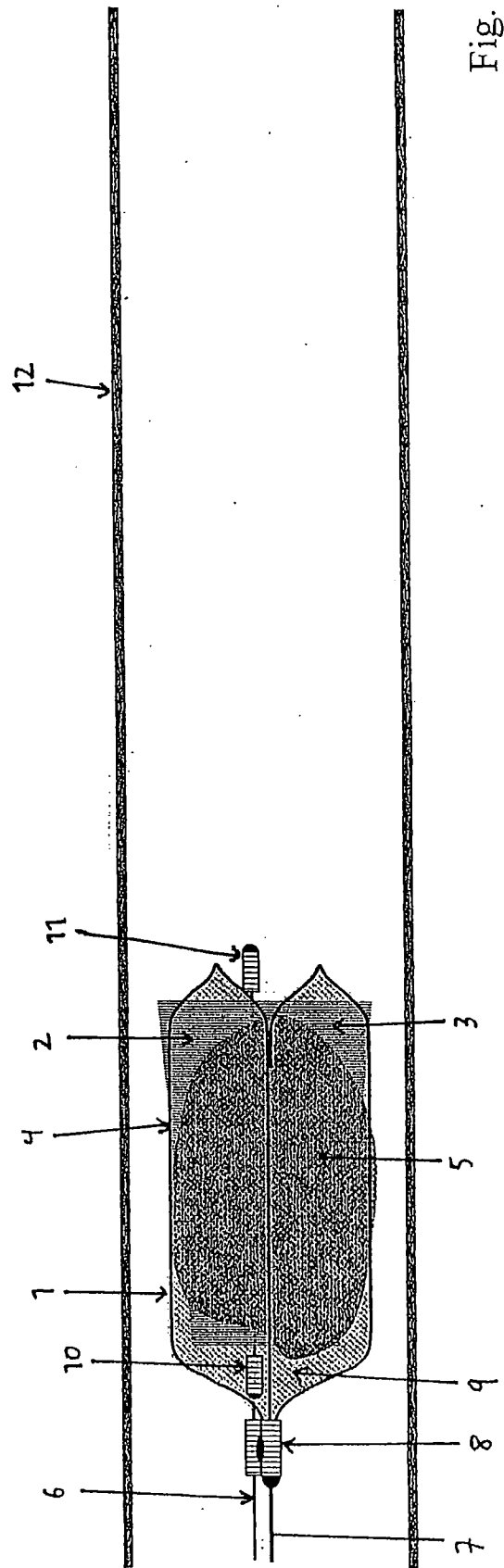
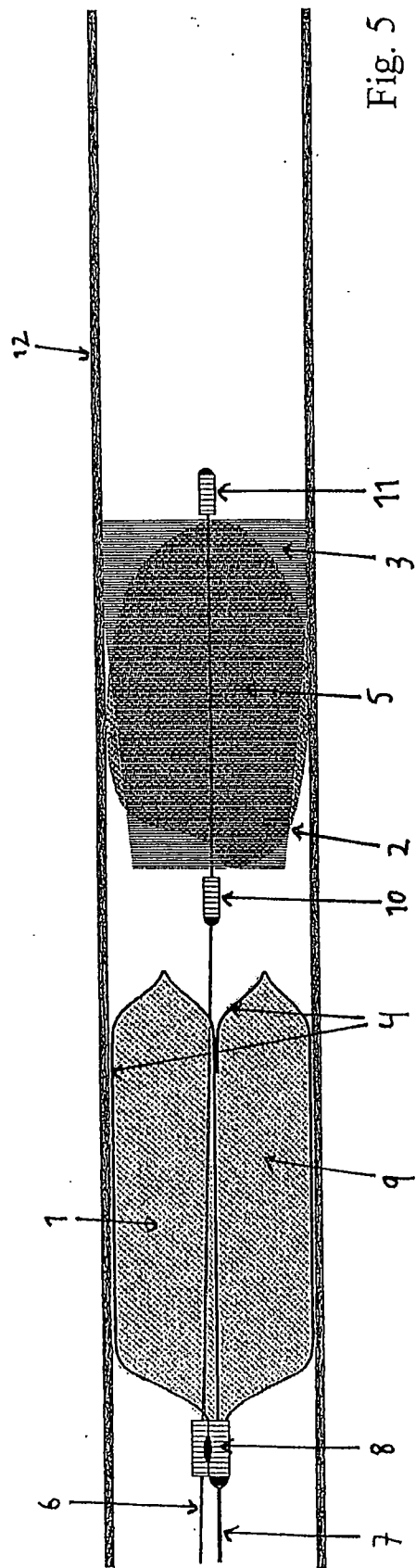
35. Vorrichtung nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, dass das distale Element nach außen hervorstehende Fasern (3) aufweist.

20 36. Vorrichtung nach Anspruch 34, dadurch gekennzeichnet, dass das distale Element (2) eine Käfigstruktur aufweist.

37. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 34 bis 36, dadurch gekennzeichnet, dass das Fibrinolytikum unabhängig von der Plasminbildung wirkt.







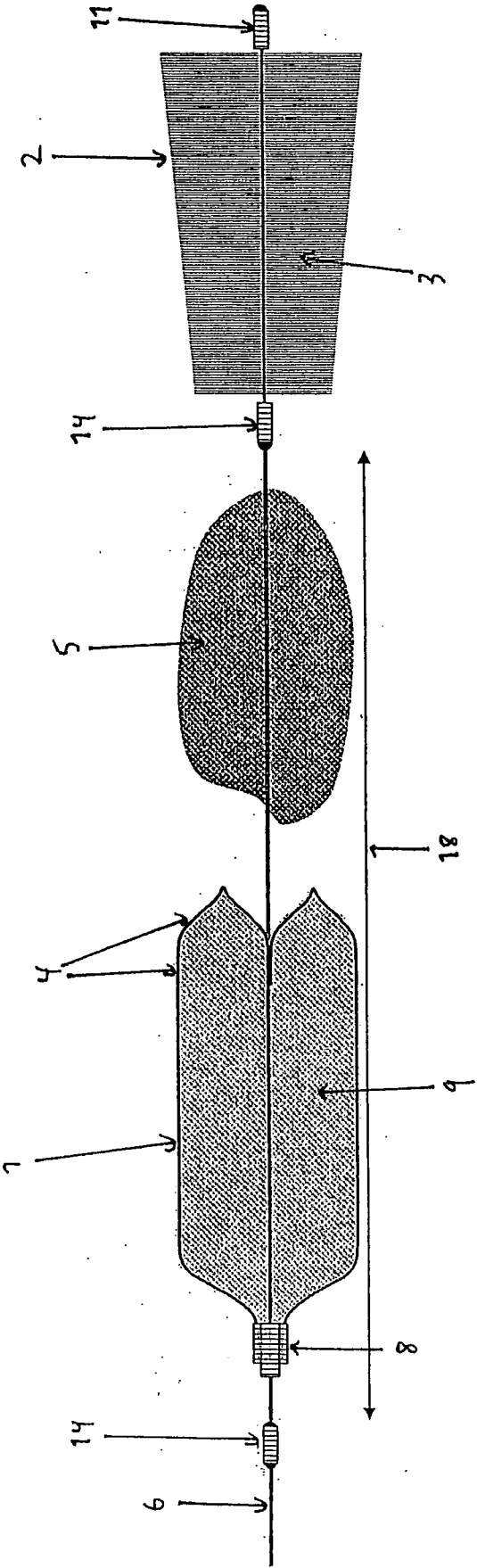


Fig. 7

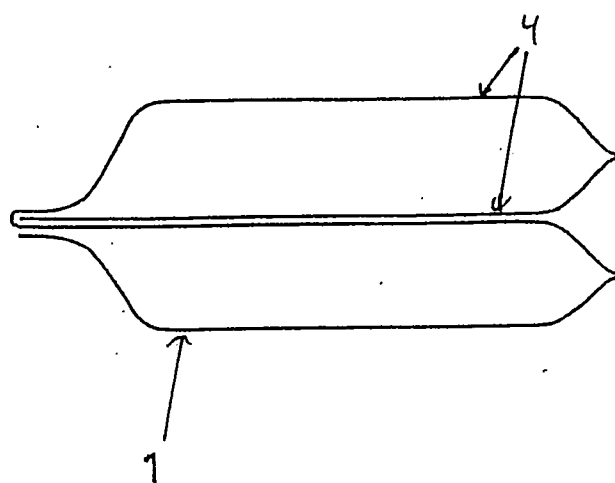


Fig. 8

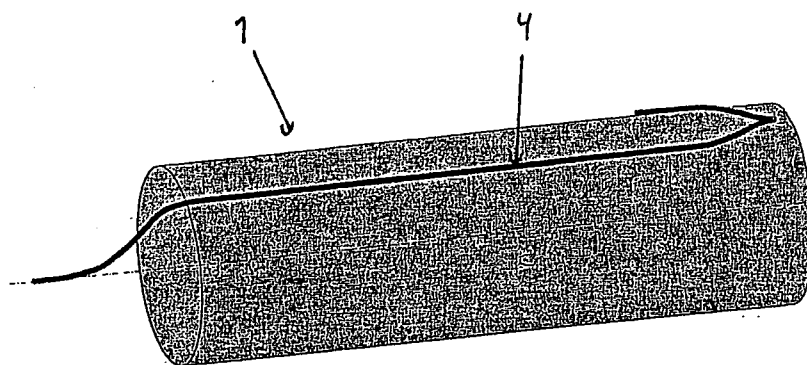


Fig. 9 a

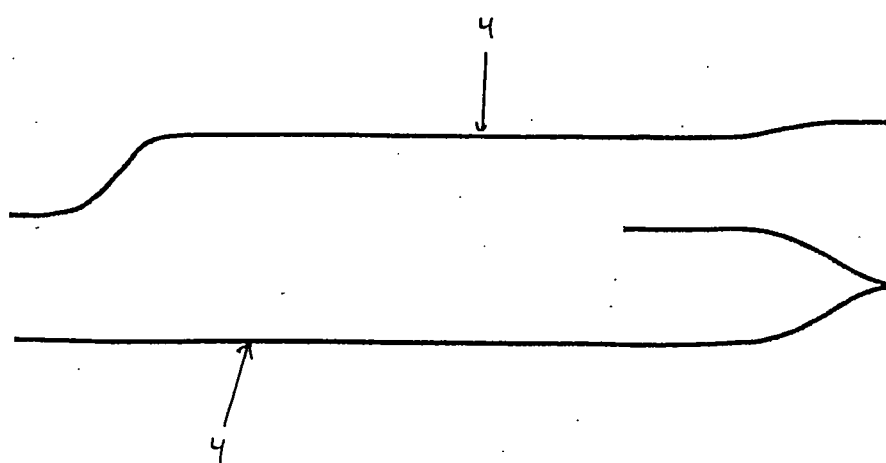


Fig. 9 b

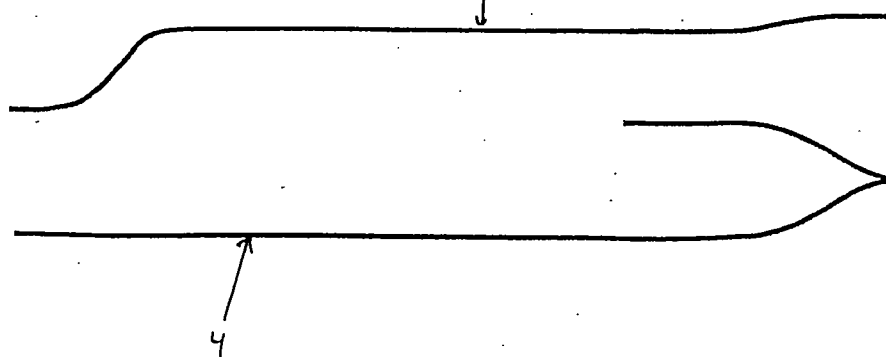


Fig. 9 c

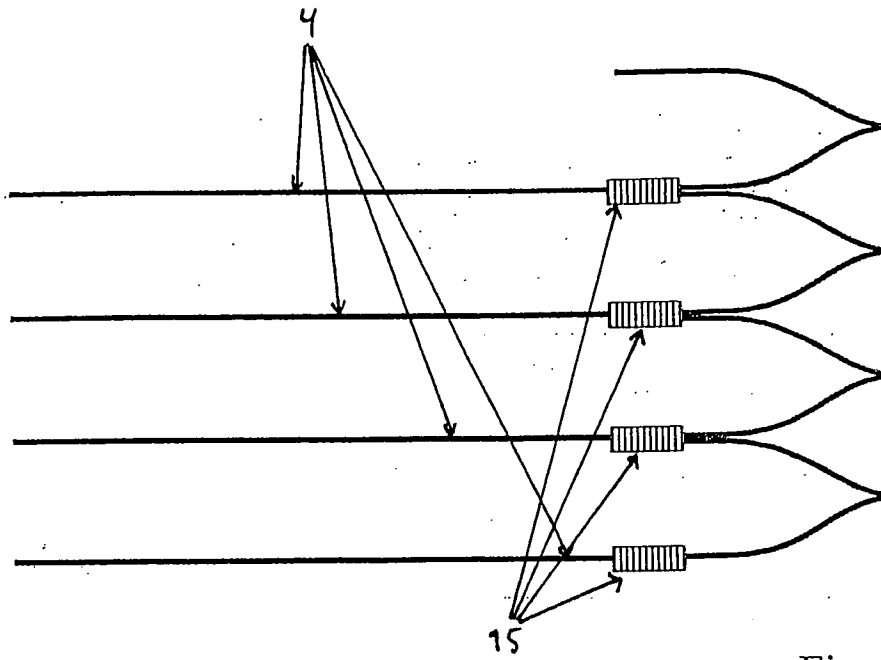


Fig. 10 a

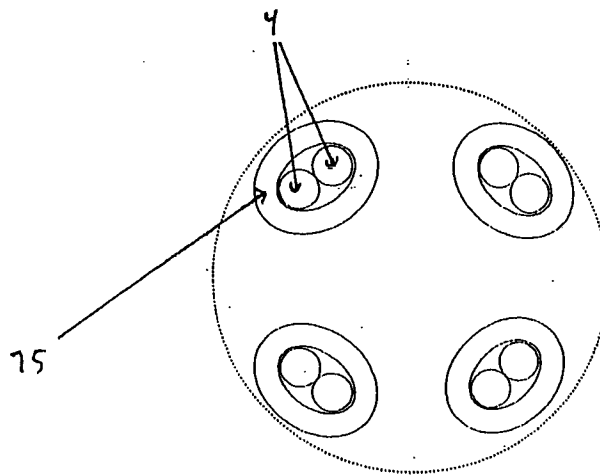


Fig. 10 b

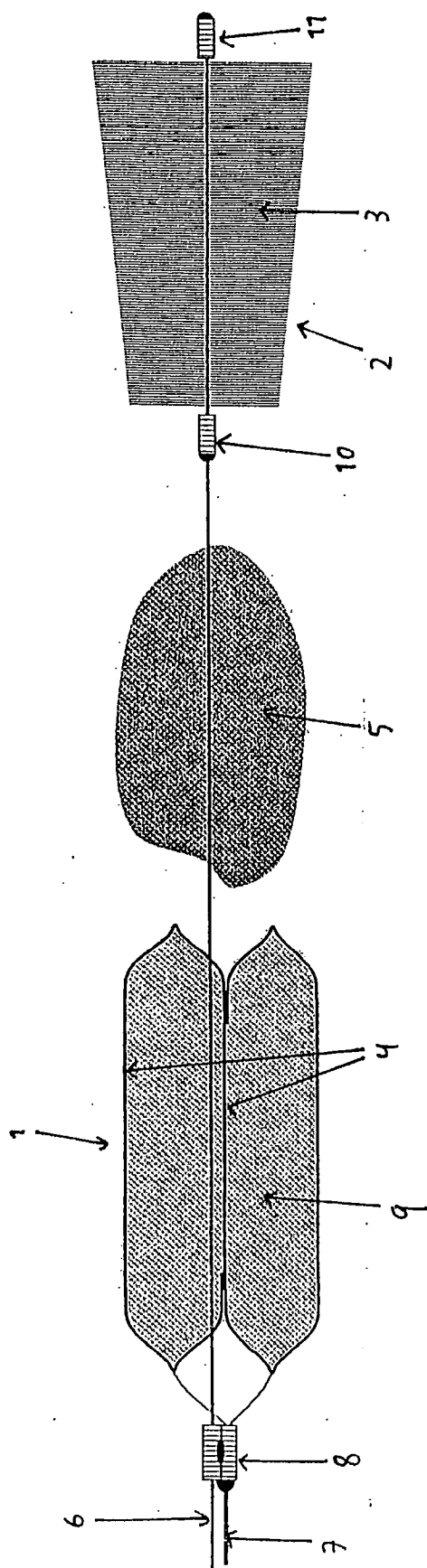


Fig. 11

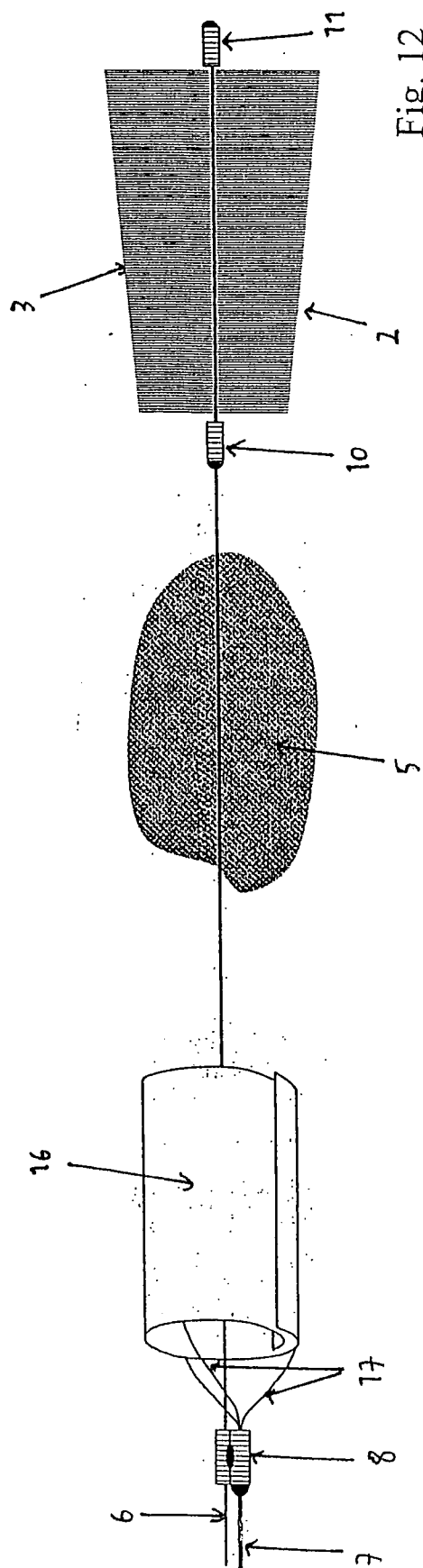


Fig. 12

Fig. 13

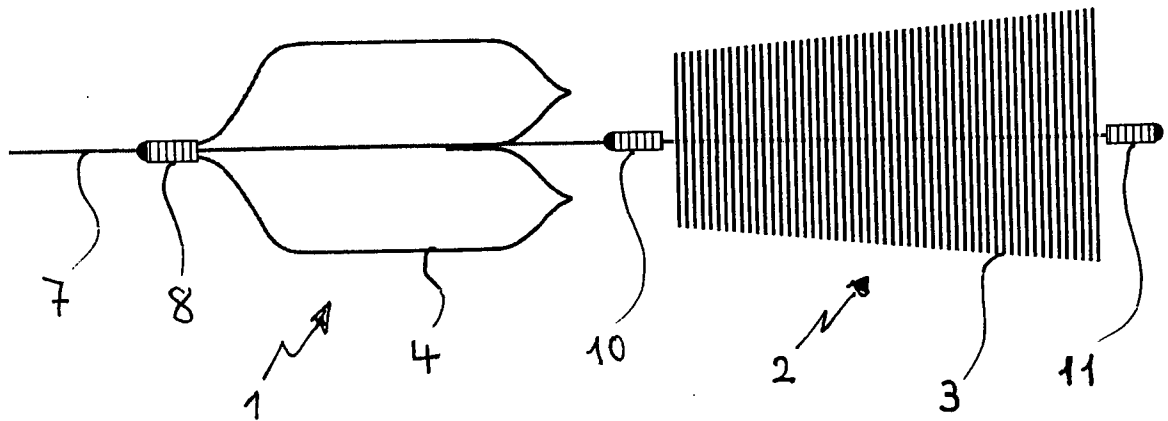


Fig. 14

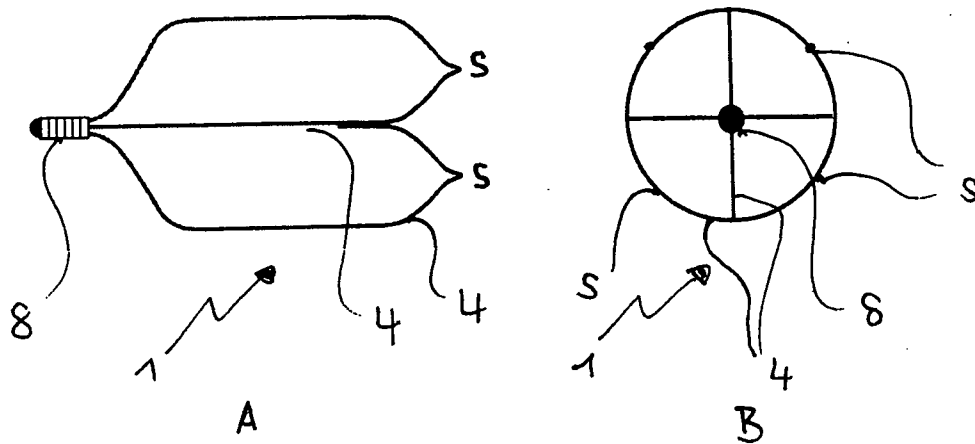


Fig. 15

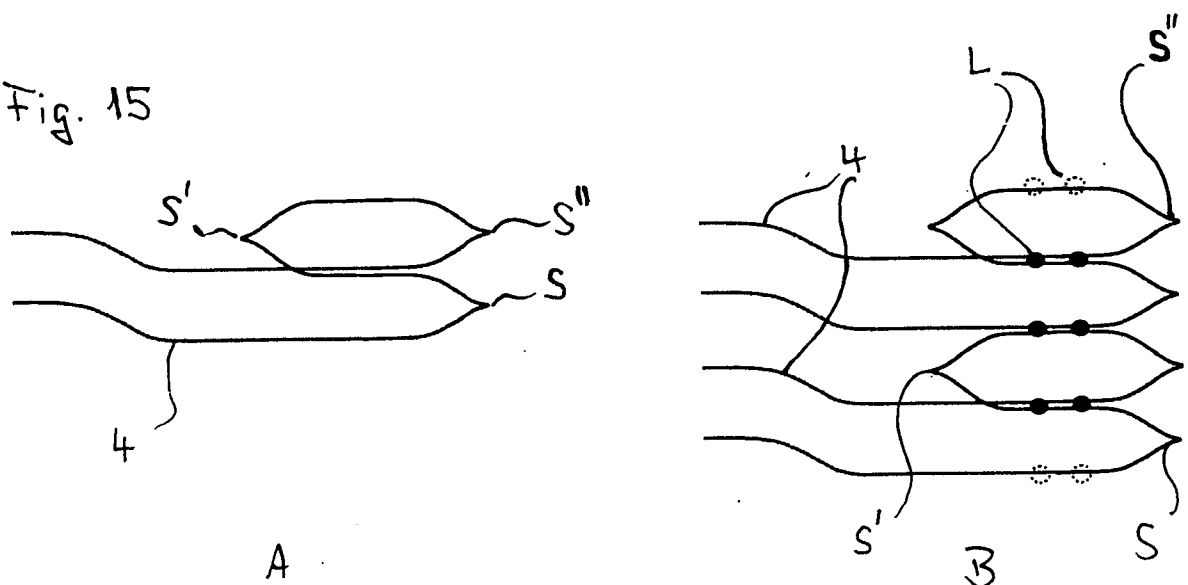


Fig. 16

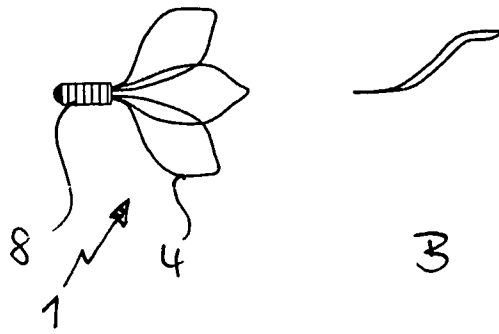


Fig. 17

