

(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
30. Juni 2011 (30.06.2011)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2011/076390 A1

- (51) **Internationale Patentklassifikation:**
A61F 9/00 (2006.01) A61F 2/84 (2006.01)
A61F 9/007 (2006.01)
- (21) **Internationales Aktenzeichen:** PCT/EP2010/007845
- (22) **Internationales Anmeldedatum:**
21. Dezember 2010 (21.12.2010)
- (25) **Einreichungssprache:** Deutsch
- (26) **Veröffentlichungssprache:** Deutsch
- (30) **Angaben zur Priorität:**
10 2009 060 279.8
23. Dezember 2009 (23.12.2009) DE
- (71) **Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US):** ACANDIS GMBH & CO. KG [DE/DE]; Kolpingstraße 5, 76327 Pfinztal (DE).
- (72) **Erfinder; und**
- (75) **Erfinder/Anmelder (nur für US):** CATTANEO, Giorgio [DE/DE]; Enzstraße 8, 76199 Karlsruhe (DE).
- (74) **Anwälte:** KILCHERT, Jochen et al.; Meissner, Bolte & Partner GbR, Postfach 86 06 24, 81633 München (DE).
- (81) **Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart):** AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) **Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart):** ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- Veröffentlicht:**
— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

(54) **Title:** DEVICE FOR PLACING A MEDICINAL IMPLANT AND ARRANGEMENT COMPRISING SAID TYPE OF DEVICE

(54) **Bezeichnung:** VORRICHTUNG ZUR ZUFUHR EINES MEDIZINISCHEN IMPLANTATS UND ANORDNUNG MIT EINER DERARTIGEN VORRICHTUNG

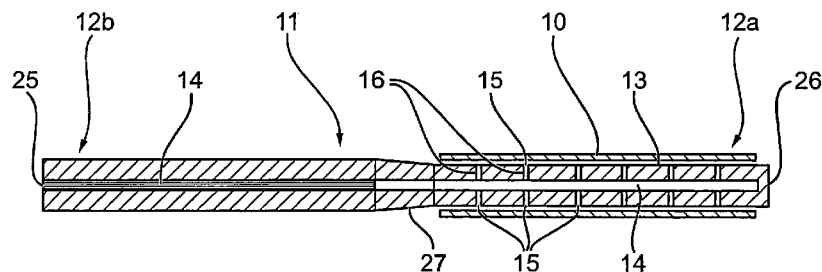


FIG. 1

(57) **Abstract:** The invention relates to a device for placing a medicinal implant (10) in a body cavity, comprising a supply element (11), a maintaining surface (13) for the implant (10) which is embodied on one end (12a) of the supply element (11), the end (12a) comprising the maintaining surface (13) can be placed in the body cavity and the maintaining surface (13) is adapted in such a manner that said implant (10) can be detached from the maintaining surface (13) for releasing in the body cavity.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats (10) in einen Körperhohlraum mit einem Zufuhrelement (11), wobei an einem Ende (12a) des Zufuhrelementes (11) eine Haltefläche (13) für das Implantat (10) ausgebildet ist, das Ende (12a) mit der Haltefläche (13) im Körperhohlraum platzierbar ist und die Haltefläche (13) angepasst ist derart, dass das Implantat (10) zum Freisetzen im Körperhohlraum von der Haltefläche (13) lösbar ist.

WO 2011/076390 A1

Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats und Anordnung mit einer derartigen Vorrichtung

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats mit den Merkmalen des Oberbegriffs des Anspruchs 1. Eine derartige Vorrichtung zur Freisetzung eines Stents in einem Gefäß ist beispielsweise aus EP 1374801 A1 bekannt. Die Erfindung bezieht sich ferner auf eine Anordnung aufweisend eine Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats in einen Körperhohlraum, insbesondere in ein Gefäß, und ein medizinisches Implantat.

Üblicherweise wird beim Implantieren eines Stents ein Applikationssystem in der Form eines Katheters in den zu behandelnden Gefäßbereich gebracht, wobei der Stent innerhalb der Katheterspitze gehalten und zwar üblicherweise auf Grund der durch das Komprimieren des Stents erzeugten radialen Rückstellkraft, die auf die Innenwandung des Katheters wirkt. Im Zielgefäß bewirkt eine Relativbewegung zwischen dem Stent und der Katheterspitze die Entlassung des Stents aus dem Applikationssystem. Bei stark gewundenen Gefäßen ist für eine gute Durchgängigkeit des Katheters eine relativ hohe Flexibilität und zudem eine ausreichend hohe axiale Stabilität für das Bewegen des Katheters im Gefäß erforderlich. Eine diesbezügliche Verbesserung bestehender Applikationssysteme ist in der auf die Anmelderin zurückgehenden älteren, nachveröffentlichten Patentanmeldung DE 10 2009 023 661.9 offenbart, die eine Katheterspitze mit sich in distaler Richtung vom Anmelder aus verzweigenden Innenwandung aufweist. Mit dieser Weiterentwicklung kann die beim Implantieren eines Stents auftretende Belastung der Gefäße verringert werden.

Dabei kommt es allerdings zu einer Aufweitung der Gefäßdurchmesser aufgrund der Katheterwandung. Dies ist insbesondere bei kleinen Gefäßen der Fall. Wenn beispielsweise ein ungecrimpter Stent mit einem bestimmten Außendurchmesser implantiert wird, beträgt der Gesamtdurchmesser des Systems mindestens den Außendurchmesser des Stents zuzüglich der doppelten Wandungsstärke des

Katheters. Da der Stent gegenüber dem Innendurchmesser des Gefäßes in der Regel überdimensioniert ist, wird durch die Erhöhung des Durchmessers des Applikationssystems aufgrund des Katheters das Gefäß beim Implantieren relativ stark beansprucht. Durch Crimpen des Stents kann der Systemdurchmesser zwar verringert werden. Die Möglichkeit, den Stent im gecrimpten Zustand durch einen Katheter einzuführen ist aber bei sehr kleinen Gefäßen, beispielsweise bei Gefäßen mit Dimensionen im Bereich von 100 µm nicht einfach realisierbar. Weitere Einschränkungen im Hinblick auf das Crimpen können sich aus Strukturierungen bzw. Stentdesigns ergeben, die für den implantierten Zustand ungeeignet sind.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zu Grunde, eine Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats anzugeben, die im Hinblick auf eine verringerte Beanspruchung des Gefäßes beim Implantieren bzw. beim Entlassen des Implantats aus der Vorrichtung verbessert ist. Der Erfindung liegt ferner die Aufgabe zu Grunde, eine Anordnung mit einer derartigen Vorrichtung anzugeben.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe im Hinblick auf die Vorrichtung durch den Gegenstand des Anspruchs 1 und im Hinblick auf die Anordnung durch den Gegenstand des Anspruchs 13 gelöst.

Die Erfindung beruht auf dem Gedanken, eine Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats in einen Körperhohlraum mit einem Zufuhrelement anzugeben, wobei an einem Ende des Zufuhrelementes eine Haltefläche für das Implantat ausgebildet ist. Das Ende mit der Haltefläche ist im Körperhohlraum platzierbar, wobei die Haltefläche angepasst ist derart, dass das Implantat zum Freisetzen im Körperhohlraum von der Haltefläche lösbar ist. Die Haltefläche ist auf einem Außenumfang des Zufuhrelementes ausgebildet. Das Zufuhrelement weist wenigstens einen Hohlkanal auf, der sich in den Bereich der Haltefläche erstreckt und mit wenigstens einer, insbesondere mit mehreren Öffnungen verbunden ist, die in der Haltefläche ausgebildet sind. Der Hohlkanal ist mit einer Saugeinrichtung und/oder einer Druckeinrichtung verbunden oder verbindbar und bildet eine Saugleitung und/oder eine Druckleitung derart, dass das Implantat im Gebrauch mit einem Haltedruck zum Fixieren des Implantats am Zufuhrelement und/oder mit einem Lösedruck zum Freisetzen des Implantats beaufschlagbar ist.

Im Unterschied zu bekannten Applikationssystemen bietet die erfindungsgemäße Vorrichtung die Voraussetzung dafür, dass das Implantat an der Innenfläche seiner Wandung mit dem Zufuhrelement lösbar verbunden ist. Damit kann die im Stand der Technik herkömmlicherweise erforderliche Fixierung des Implantats an der Außenfläche der Implantatwandung durch die Innenseite der Katheterspitze entfallen. Die Vorrichtung ermöglicht somit eine besonders platzsparende Halterung für ein Implantat, die im Bereich des zu behandelnden Zielgefäßes einfach lösbar ist. Der Außendurchmesser des Applikationssystems im Bereich der Implantathalterung wird somit im Gebrauch durch den Außendurchmesser des Implantats bestimmt. Gegenüber bekannten Applikationssystemen kann der Systemdurchmesser im Bereich der Implantathalterung ca. um das Doppelte der bisherigen Katheterwandung verringert werden.

Das Außenprofil des Zufuhrelements ist üblicherweise zylindrisch. Andere Außenprofile des Zufuhrelements sind möglich. Das Außenprofil des Zufuhrelements kann im Wesentlichen dem Innenprofil des Implantats entsprechen. Geometrische Abweichungen zwischen dem Innenprofil des Implantats und Außenprofil des Zufuhrelements sind möglich.

Die Halterung bzw. die Fixierung des Implantats am Zufuhrelement erfolgt durch einen Unterdruck bzw. einen Saugeffekt, der vom Anwender aus proximal und außerhalb des Körpers erzeugt wird. Durch den Unterdruck wird das Implantat im Bereich der Haltefläche an das Zufuhrelement angesaugt und dadurch fixiert. Im Gebrauch wird damit das Implantat mit einem Haltedruck zum Fixieren des Implantats am Zufuhrelement beaufschlagt. Durch Aufheben des Unterdrucks bzw. des Haltedrucks kann die Fixierung des Implantats einfach gelöst werden.

Als Druckübertragungsmedium kann eine Flüssigkeit, bspw. NaCl-Lösung verwendet werden.

Der Unterdruck wird durch die Saugereinrichtung erzeugt, die mit dem Hohlkanal im Zufuhrelement verbunden ist. Der Hohlkanal erstreckt sich in dem Bereich der Haltefläche und ist mit wenigstens einer, insbesondere mehreren Öffnungen verbunden, die in der Haltefläche ausgebildet sind. Dadurch wird der Unterdruck auf den Außenumfang des Zufuhrelementes übertragen, so dass ein im Bereich der

Haltefläche angeordnetes Implantat zumindest bereichsweise an das Zufuhrelement angesaugt und somit fixiert wird.

Für eine ausreichende Fixierung ist es nicht erforderlich, dass das Implantat auf dem gesamten Umfang an der Haltefläche anliegt, wobei dies möglich ist. Es kann ausreichend sein, dass ein Teilbereich der Innenfläche der Implantatwandung eine oder mehrere der in der Haltefläche ausgebildeten Öffnungen überdeckt, so dass der Unterdruck in diesem Bereich auf die Implantatwandung wirkt und die Haltekraft ausübt.

Mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung können auch Implantate zugeführt werden, deren Innendurchmesser etwas größer ist, als der Außendurchmesser des Haltebereichs. Dadurch wird das Entfernen des Zufuhrelements aus dem Implantat erleichtert, sobald der Unterdruck beseitigt ist. Bei der vorstehend genannten exzentrischen Positionierung bzw. Fixierung des Implantats bezogen auf das Zufuhrelement, liegt nur ein Teilbereich der Innenfläche der Implantatwandung an der Haltefläche an und überdeckt die dort ausgebildeten Öffnungen. In diesem Fall ist es auch möglich, die Öffnungen hauptsächlich oder ausschließlich auf der Seite des Haltebereichs auszubilden, wo das exzentrisch positionierte Implantat an der Haltefläche anliegt. Dies ist beispielsweise die Haltesituation bei einem zylindrischen Implantat, wie etwa einem Stent und einem zylindrischen Zufuhrelement, dessen Außendurchmesser etwas kleiner ist, als der Innendurchmesser des Implantats, insbesondere Stents.

Der Hohlkanal ist alternativ oder zusätzlich mit einer Druckeinrichtung verbunden oder verbindbar derart, dass der Hohlkanal eine Druckleitung bildet und das Implantat zur Unterstützung der Freisetzung mit einem Lösedruck beaufschlagen kann. Dadurch wird die sichere und zuverlässige Entlassung des Implantats aus dem Zufuhrsystem verbessert. Die Überdruckübertragung bzw. die Übertragung des Lösedrucks erfolgt dabei auf demselben Wege wie die Unterdruckübertragung, nämlich über die in der Haltefläche vorgesehenen Öffnungen. Dadurch wird die Innenfläche der Implantatwandung mit einem Druck beaufschlagt, so dass eine radial nach außen gerichtete Lösekraft auf die Implantatwandung wirkt. Als Medium für die Beaufschlagung mit Druck kann eine Flüssigkeit verwendet werden, wie beispielsweise eine NaCl-Lösung. Durch die mit der Überdruckübertragung verbundene Zufuhr der Flüssigkeit wird ferner bewirkt, dass sich das Zufuhrelement nicht nur besser vom

Implantat löst, sondern auch besser entlang des Implantats gleitet, wenn das Implantat im Zielgefäß positioniert ist. Eine Trennung des Zufuhrelements und des Implantats ist damit auf eine besonders sichere und zuverlässige Weise möglich. Die Lösedruckfunktionalität kann mit einer mechanischen Fixierung des Implantats anstelle der Ansaugfixierung kombiniert sein. Bei dieser alternativen Ausgestaltung ist die mechanische Fixierung bspw. durch eine Presspassung zwischen dem Implantat und der Haltefläche des Zufuhrelements verwirklicht. Durch Beaufschlagung der flexiblen Implantatwandung mit dem Lösedruck wird diese aufgeweitet, so dass das Zufuhrelement aus dem Implantat entfernt werden kann. Das freigesetzte Implantat verbleibt im Zielgefäß. Aufgrund der mechanischen Fixierung des Implantats ist die Ausbildung des Hohlkanals als Druckleitung ausreichend. Die Saugleitung ist nicht zwingend erforderlich.

Es ist auch möglich, die Lösedruckfunktionalität und die Ansaugfunktionalität zu kombinieren, so dass sowohl die Fixierung als auch die Freisetzung des Implantats durch Druckbeaufschlagung, insbesondere durch Beaufschlagung mit Über- und Unterdruck erfolgt.

Die Druckübertragung kann durch ein- und dieselbe Leitung, insbesondere den Hohlkanal erfolgen, da diese zeitlich getrennt erfolgt. Es ist auch möglich, mehrere Hohlkanäle vorzusehen, die unterschiedliche Funktionen aufweisen, wobei bspw. ein erster Hohlkanal als Druckleitung und ein zweiter Hohlkanal als Saugleitung fungiert. Weitere Hohlkanäle können vorgesehen sein, bspw. für die Medikamentenzufuhr.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung hat den Vorteil, dass das Zufuhrelement mit der Haltefläche für das Implantat nicht zwingend in einem Katheter angeordnet sein muss, sondern zumindest abschnittsweise, insbesondere im Bereich des implantatfixierenden Endes des Zufuhrelements katheterunabhängig in das Zielgefäß zugeführt werden kann. Andere, weiter proximal angeordnete Bereiche der Vorrichtung können in einem Katheter geführt sein. Somit kann die erfindungsgemäße Vorrichtung auch im Zusammenhang mit einem Katheter verwendet werden, wobei durch die katheterunabhängige Fixierung des Implantats an der Innenfläche der Implantatwandung sehr kleine Gefäße erreicht werden können. Dazu kann der distale Endabschnitt der Vorrichtung, d.h. das Zufuhrelement mit der Haltefläche über die Katheterspitze hinaus in distale Richtung vorgeschoben werden, so dass der Vorteil des geringen Durchmessers des Applikationssystems zur Wirkung kommt. Dies

bedeutet, dass an sich herkömmliche Katheter, die zum Transport einer Flüssigkeit oder einer Vorrichtung im Innenlumen konzipiert sind, weiterhin in Zusammenhang mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung benutzt werden können, wobei der Vorteil der erfindungsgemäßen Vorrichtung darin besteht, dass die Positionierbarkeit des Implantats nicht auf den Endbereich des Katheters beschränkt ist, sondern darüber hinaus durch die katheterunabhängige Fixierung am Zufuhrelement wirksam ist. Das Zufuhrelement kann also über die Spitze hinaus ausgeschoben werden und fixiert katheterunabhängig das Implantat.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung eignet sich auch für die transkutane Behandlung von nahe liegenden Gefäßen, insbesondere im Auge. Zur Zufuhr des medizinischen Implantats in den Körperhohlraum, insbesondere in das Gefäß, kann dieses mittels der erfindungsgemäßen Vorrichtung punktiert werden und zwar vorteilhafterweise an einer Stelle, die sich nahe an der zu behandelnden Stelle befindet.

Allgemein ist die erfindungsgemäße Vorrichtung für endoskopische Anwendungen brauchbar. Unter einem Endoskop wird in Abgrenzung zu einem Katheter ein etwas steiferes System als ein Katheter verstanden, das aber auch eine gewisse Flexibilität aufweisen kann. Ein Endoskop ist in der Regel nicht zum Transport einer Flüssigkeit oder einer Vorrichtung im Innenlumen konzipiert. Endoskope sind außerdem in der Regel sterilisierbare Systeme und weisen eine höhere mechanische Stabilität auf. Sie sind auch kürzer als Katheter, die in der Regel eher durch längere Hohlräume zugeführt werden. Damit ist das Aspektverhältnis Länge/Dicke bei Endoskopen kleiner als bei Kathetern. Bei der Behandlung eines Auges kann eher von einer endoskopischen Anwendung gesprochen werden, weil das zu behandelnde Gefäß sehr nahe an der Haupt liegt und das Applikationssystem eher steif sein soll. Bei den an anderer Stelle offenbarten teleskopischen Ausführungsbeispielen der Erfindung, die für den Durchgang durch Periphergefäße gedacht sind, kann eher von einer Katheteranwendung gesprochen werden. Letztlich handelt es sich in beiden Fällen um Vorrichtungen zur Zufuhr von medizinischen Implantaten in ein Körperhohlorgan, insbesondere in ein Gefäß. Wenn in dieser Anmeldung endoskopische Behandlungen angesprochen werden, sind im Allgemeinen die o.g. konstruktions- und handhabungsbezogene Merkmale gemeint, wobei der Transport bzw. Zufuhr eines Implantats Ziel der Vorrichtung ist.

Ein weiterer Vorteil der erfindungsgemäßen Vorrichtung, insbesondere des Zufuhrelements gegenüber der Applikation von Implantaten durch Katheter betrifft das Verhältnis Wandung/Innendurchmesser des Zufuhrsystems. Bei herkömmlichen Kathetern soll die Wandung so dünn wie möglich sein, um dadurch mehr Platz für das Implantat zur Verfügung zu stellen, ohne den Außendurchmesser des Katheters zu erhöhen. Die dünne Wandung des Katheters kann aber zum Kollabieren des Systems führen. Deshalb werden Katheter aus mehreren Schichten aus unterschiedlichen Materialien und Braiding/Coil-Verstärkung hergestellt. Solche Systeme sind allerdings sehr aufwändig. Außerdem kann die Stabilität eines solchen Systems trotz der Verstärkung weiterhin unzureichend sein. Das erfindungsgemäße Applikationssystem hat den Vorteil, dass das Lumen im Verhältnis zum Gesamtdurchmesser des Systems sehr viel kleiner ausgebildet sein kann als bei bekannten Systemen. Damit ist das Verhältnis Wandstärke/Außendurchmesser größer als bei bekannten Systemen. Es ist kein großes Lumen des Hohlkanals erforderlich, um den Unterdruck oder, beispielsweise eine ausreichende Zufuhr von Medikamenten oder Flüssigkeiten durch das Zufuhrelement zu bewirken. Das erfindungsgemäße System bzw. die erfindungsgemäße Vorrichtung ist daher stabiler als bekannte Applikationssysteme und kann beispielsweise aus einem einzigen Material hergestellt sein, ohne dass die Kollabierungs- oder Bruchgefahr steigt. Die Herstellung aus verschiedenen Materialien ist dabei nicht ausgeschlossen.

Im Rahmen der Erfindung wird die Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats sowohl ohne das Implantat (Anspruch 1) als auch mit dem Implantat und zwar in Form einer Anordnung aufweisend eine derartige Vorrichtung und ein medizinisches Implantat (Anspruch 14) offenbart und beansprucht.

In einer bevorzugten Ausführungsform sind radial angeordnete Seitenkanäle vorgesehen, die den Hohlkanal und die Öffnungen in der Haltefläche verbinden. Dadurch wird auf einfache Weise die Übertragung des Unterdrucks vom Hohlkanal auf die Haltefläche des Zufuhrelements erreicht.

Das Zufuhrelement kann eine Spitze aufweisen, die vom Anwender aus distal von der Haltefläche angeordnet und derart ausgebildet ist, dass ein Konkrement, insbesondere ein Thrombus, im Gebrauch durch die Spitze an die Gefäßwand gedrückt wird und/oder ein Gefäß oder Gewebe punktierbar ist. Dadurch wird das Platzieren der Haltefläche mit dem fixierten Implantat neben dem Thrombus erleichtert. Es ist auch

möglich, die scharfe Spitze zum Punktieren zu verwenden. Vorzugsweise weist die Spitze im Längsschnitt zwei, bezogen auf die Längsachse des Zufuhrelements, unterschiedlich geneigte Seiten oder eine zur Längsachse des Zufuhrelements parallele Seite und eine schräge Seite auf. Dadurch wird die Führbarkeit des Zufuhrelements im Gefäß verbessert, da das distale Ende der Spitze möglichst nahe an der Gefäßwandung angeordnet ist, wenn die Spitze am Thrombus vorbeibewegt wird. Das Zufuhrelement kann an seiner Spitze eine höhere Flexibilität aufweisen, als in einem vom Anwender aus gesehen proximalen Bereich des Zufuhrelements. Dadurch ist es möglich, das Zufuhrelement vom Anmelder aus bzw. generell aus einer proximalen Position heraus mit guter Übertragung zu verschieben und zu manövrieren, wobei die flexible Spitze die Anpassung an die Gefäß-/Hohlraumgeometrie ermöglicht. Die unterschiedlichen Flexibilitätsbereiche des Zufuhrelementes können durch die Kombination unterschiedlicher Materialien, die an anderer Stelle im Einzelnen erläutert sind, und/oder durch geometrische Verhältnisse erzielt werden. Beispielsweise kann das Zufuhrelement einen vom Anwender aus gesehen proximalen Bereich aufweisen, der einen größeren Durchmesser hat, als ein distaler Bereich des Zufuhrelements, insbesondere ein distaler Bereich, an den sich die Spitze anschließt.

Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Hohlkanal mit einer Zufuhreinrichtung für Medikamente und/oder Flüssigkeiten verbunden oder verbindbar, derart, dass der Hohlkanal sowohl eine Saugleitung als auch eine Medikamentenzufuhr und/oder Flüssigkeitszufuhr bildet. Dies hat den Vorteil, dass der Hohlkanal zwei Funktionen erfüllt, nämlich die Saug- und/oder Druckfunktion sowie die Medikamentenzufuhr und/oder Flüssigkeitszufuhr, wodurch die Vielseitigkeit des Applikationssystems bzw. der Vorrichtung zur Zufuhr des medizinischen Implantats erweitert wird. Vorzugsweise weist der Hohlkanal eine Auslassöffnung für die Medikamentenzufuhr/Flüssigkeitszufuhr auf, die am Ende des Zufuhrelements vorgesehen ist. Dies hat den Vorteil, dass die für die Behandlung eingesetzten Medikamente direkt im Zielgefäß freigesetzt werden können.

Der Hohlkanal kann wenigstens ein Ventil aufweisen, das den Öffnungen vom Anwender aus gesehen distal nachgeordnet oder proximal vorgeordnet ist und im Saug- oder Druckbetrieb den Hohlkanal verschließt. Dadurch wird vermieden, dass im Saugbetrieb Blut in den Hohlkanal eintritt bzw. das im Hohlkanal befindliche Medium

im Druckbetrieb beispielsweise durch eine mögliche Auslassöffnung für die Medikamentenzufuhr austritt.

Der Hohlkanal kann wenigstens eine weitere Öffnung aufweisen, die am Ende des Zufuhrelements zum Ansaugen und Halten eines Konkrements, insbesondere eines Thrombus ausgebildet ist. Die Ausführungsform hat den Vorteil, dass durch Ansaugen und Fixieren des Thrombus am Zufuhrelement dieser möglicherweise mechanisch aus dem Gefäß zu entfernt werden kann. Falls dies nicht möglich ist, kann dann das Implantat, wie ursprünglich vorgesehen, im Zielgefäß gesetzt werden, um den Thrombus an die Gefäßwand zu drücken und das Gefäß zu öffnen.

Das Zufuhrelement mit der Haltefläche und wenigstens ein erstes schlauchartiges Zufuhrelement können teleskopartig ineinander verschieblich angeordnet sein. Diese Ausführungsform eignet sich besonders für die Behandlung entfernt liegender Gefäße, bei der nur im letzten Abschnitt vor dem Zielgefäß der verringerte Außendurchmesser des Applikationssystems bedeutsam ist. Dabei können das erste Zufuhrelement und wenigstens ein zweites schlauchartiges Zufuhrelement teleskopartig ineinander verschieblich angeordnet sein, wodurch die Länge der Vorrichtung vergrößert werden kann. Das Zufuhrelement weist vorzugsweise einen sich ändernden Durchmesser auf, und zwar einen sich in Längsrichtung des Zufuhrelements ändernden Durchmesser. Der Durchmesser des Zufuhrelements wird in proximaler Richtung, also zum Anwender hin größer. Dadurch wird die Zuführbarkeit des Zufuhrelements erleichtert. Dies wird im Zusammenhang mit den beiden nachfolgenden Ausführungsbeispielen beschrieben und zwar für den Fall, dass das Zufuhrelement bis zum Anwender gelangt und für den Fall, dass das Zufuhrelement kürzer ist und durch einen Pusher im Katheter verschoben wird.

Das Zufuhrelement mit der Haltefläche kann in seiner Länge so ausgebildet sein, dass ein vom Anwender aus gesehen proximales Ende des Zufuhrelements im vollständig ausgeschobenen Zustand vom Anwender betätigbar ist. Damit ist bei maximaler Länge, also bei vollständig ausgeschobenen teleskopartigen Zufuhrelementen das proximale Ende des Zufuhrelements mit der Haltefläche vom Anwender greifbar. Dadurch wird die Handhabung bzw. die Betätigung des Zufuhrelements mit der Haltefläche für das Implantat erleichtert bzw. vereinfacht. Am Katheterende kann ein Anschlag ausgebildet sein, dessen Funktion darin besteht, das innen angeordnete Element, beispielsweise das Zufuhrelement in seiner axialen Ausschubbewegung zu

blockieren, wenn die vorbestimmte Ausschublänge des Zufuhrelements mit der Haltefläche erreicht ist.

Das Zufuhrelement mit der Haltefläche kann in einer Leitung, insbesondere in einem Katheter relativ beweglich angeordnet sein, wobei der im Zufuhrelement ausgebildete Hohlkanal durch die Leitung mit der Saugeinrichtung und/oder der Druckeinrichtung und/oder der Medikamentenzufuhreinrichtung entweder verbunden oder verbindbar ist. Bei dieser Ausführungsform kann ein herkömmlicher Katheter zur Führung des Zufuhrelements mit der Haltefläche verwendet werden, wobei das Zufuhrelement mit der Haltefläche beispielsweise durch einen Pusher bewegt wird. Die Leitung des Katheters hat dabei zwei Funktionen. Zum einen dient die Leitung der mechanischen Führung des Zufuhrelements, zum anderen verbindet die Leitung den Hohlkanal im Zufuhrelement mit einer Betätigungseinrichtung, die außerhalb der Leitung angeordnet ist, beispielsweise mit einer Saugeinrichtung, und/oder einer Druckeinrichtung, und/oder einer Medikamentenzufuhreinrichtung. Die Abdichtung des Zufuhrelements gegen die Innenfläche der Leitung des Katheters erfolgt in einer für den Fachmann geläufigen Weise.

Die Erfindung beruht ferner auf dem Gedanken, eine Anordnung aufweisend eine erfindungsgemäße Vorrichtung und ein medizinisches Implantat zu schaffen, das im Bereich der Haltefläche am Zufuhrelement fixierbar ist, wobei das Implantat eine Wandung mit wenigstens einem Halte- und/oder Lösebereich aufweist, der im Gebrauch wenigstens eine Öffnung in der Haltefläche überdeckt und mit einer Haltekraft beaufschlagbar ist, die im Gebrauch durch die Saugwirkung erzeugt wird. Die Haltekraft wirkt dabei radial nach innen. Für den Halte- und/oder Lösebereich bzw. den Ansaugbereich ist jede bereichsweise geschlossene Fläche der Wandung geeignet. Auch eine Wandung mit einer porösen Struktur kann durch das Zufuhrelement angesaugt werden. Beispielsweise können die porösen Strukturen bzw. der Halte- und/oder Lösebereich des Implantats kleiner sein, als die Öffnungen im Haltebereich bzw. in der Haltefläche. In diesem Fall sind die Öffnungen teilweise geschlossen und teilweise unbedeckt. Der Saugeffekt kann unter diesen Bedingungen dadurch erzielt werden, dass die Größe der Öffnungen, insbesondere deren Durchmesser, so angepasst ist, dass aufgrund der Oberflächenspannung in den offenen, unbedeckten Bereichen der Öffnungen keine Flüssigkeit in den Hohlkanal angesaugt wird. Damit wird ein Druckverlust verhindert und auf die Implantatwandung wirkt die für die Fixierung des Implantats erforderliche Haltekraft.

Unter einer porösen Struktur wird beispielsweise eine Folie mit sehr feinen Perforierungen verstanden.

Es ist nicht erforderlich, dass die gesamte Wandung durchgehend geschlossen ist, wobei auch eine Ausführungsform des Implantats mit durchgehend geschlossener Wandung im Zusammenhang mit der Erfindung offenbart wird. Es ist ausreichend, wenn die Ansaugbereiche der Wandung einen etwas größeren Durchmesser aufweisen, als die in der Haltefläche ausgebildeten Öffnungen, so dass die Öffnungen durch den Ansaugbereich vollständig überdeckt und somit mit einem Unterdruck beaufschlagt werden können. Die Zuordnung der Ansaugbereiche bzw. der Halte- und/oder Lösebereiche der Implantatwandung zu den Öffnungen in der Haltefläche kann entweder durch eine Ausrichtung des Implantats auf der Haltefläche erfolgen, derart, dass die Halte- und/oder Lösebereiche oder wenigstens ein Teil der Halte- und/oder Lösebereiche mit den Öffnungen fluchtet. Es ist auch möglich, eine ausreichende Überdeckung der Öffnungen in der Haltefläche durch eine große Anzahl von Öffnungen und Halte- und/oder Lösebereichen zu erzielen, so dass statistisch die Wahrscheinlichkeit einer Überdeckung ausreichend hoch ist. Damit können die Halte- und/oder Lösebereiche und die in der Haltefläche ausgebildeten Öffnungen statistisch oder auch durch die geometrische Anordnung so ausgebildet sein, dass die Wahrscheinlichkeit einer (Teil-) Überdeckung 100% beträgt.

Im Prinzip genügt für die Fixierung des Implantats eine einzige Öffnung, die mit einem Ansaugbereich bzw. einem Halte- und/oder Lösebereich der Implantatwandung zusammenwirkt. Vorzugsweise sind mehrere Öffnungen in der Haltefläche vorgesehen, die mit einem entsprechend großen Halte- und/oder Lösebereich oder mit mehreren kleinen Halte- und/oder Lösebereichen zusammenwirken. Die Öffnungen können in Längsrichtung und/oder Umfangsrichtung des Zufuhrelements verteilt angeordnet sein.

Der Halte- und/oder Lösebereich ist ein Bereich der Wandung der dazu geeignet ist, mit Druck beaufschlagt zu werden derart, dass eine radial nach innen gerichtete Kraft (Haltekraft) und/oder eine radial nach außen gerichtete Kraft (Lösekraft) auf die Wandung wirkt.

Bei der bevorzugten Ausführungsform umfasst die Wandung eine rotationssymmetrische, insbesondere eine zylindrische Wandung, die starr oder

flexibel ausgebildet ist. Die flexible Wandung kann einen Längsschlitz aufweisen. Die starre Implantatwandung ist für besonders kleine Gefäße geeignet, bei denen der Implantatdurchmesser so klein ist, dass ein Crimpen des Implantats nicht möglich ist. Die flexible Implantatwandung ist für etwas größere Gefäße geeignet, bei denen eine Durchmessererringerung des Implantats durch die Ansaugwirkung und/oder durch ein Crimpen des Implantats möglich ist.

Die Flexibilität der Wandung kann beispielsweise durch einen in der Wandung ausgebildeten Längsschlitz erreicht werden, durch den die Wandung aufweitbar bzw. im Durchmesser verkleinerbar ist. Die Wandung kann alternativ oder zusätzlich zu dem Längsschlitz durch eine Perforierung strukturiert sein, wobei das Verhältnis zwischen der Materialfläche und der gesamten Wandungsfläche mehr als 20%, insbesondere mehr als 30%, insbesondere mehr als 40%, insbesondere mehr als 50%, insbesondere mehr als 60%, insbesondere mehr als 70%, insbesondere mehr als 80%, insbesondere mehr als 90% beträgt. Durch die Perforierung wird die Längsdehnung der Implantatwandung verbessert.

Unter dem Begriff Flexibilität wird sowohl die Flexibilität der Wandung in Umfangsrichtung, als auch die Flexibilität der Wandung in Längsrichtung verstanden. Die Flexibilität der Wandung in Umfangsrichtung wird beispielsweise durch den Längsschlitz in der Wandung ermöglicht und erlaubt eine Art Crimpen des Implantats auf sehr kleine Durchmesser. Die Flexibilität in Längsrichtung ist im Zusammenhang mit der Krümmung des Implantats zu verstehen, die beispielsweise in gewundenen Gefäßen auftreten kann. Die Flexibilität der Wandung für derartige Krümmungen wird beispielsweise durch die Perforation ermöglicht, die eine Verlängerung der Struktur bzw. des Implantats auf dem gekrümmten Außendurchmesser unterstützt. Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen unter Bezug auf die beigefügten schematischen Zeichnungen mit weiteren Einzelheiten näher erläutert. In diesen zeigen:

Fig. 1 einen Längsschnitt durch ein Zufuhrelement einer Vorrichtung nach einem erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel, bei dem ein Implantat auf der Haltefläche angeordnet ist;

Fig. 2 das Zufuhrelement gemäß Fig. 1 beim Verbinden mit einem gecrimpten Implantat, das in einer Einführschleuse angeordnet ist;

- Fig. 3a, 3b einen Querschnitt durch das Zufuhrelement gemäß Fig. 1 mit fixiertem Implantat und mit gelöstem bzw. freigesetztem Implantat im Zielgefäß;
- Fig. 4a,4b,4c das Zufuhrelement gemäß Fig.1 in drei verschiedenen Zuständen beim Entfernen eines im Gefäß befindlichen Implantats;
- Fig. 5a, 5b eine Draufsicht auf ein abgewickeltes Implantat mit Perforierung im ungedehnten und im längsgedehnten Zustand;
- Fig. 6a, 6b einen Längsschnitt durch das Zufuhrelement einer Vorrichtung nach einem weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel bei der Behandlung eines Thrombus;
- Fig. 7 einen Querschnitt durch das Zufuhrelement einer Vorrichtung nach einem weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel, bei dem die Spitze eine Ansaugfunktion erfüllt;
- Fig. 8 einen Längsschnitt durch ein Zufuhrelement einer Vorrichtung nach einem weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel, das teleskopierbar ist; und
- Fig. 9 die Anordnung des Zufuhrelements gemäß Fig. 8 in unterschiedlich großen Gefäßen mit verschiedenen Bifurkationen.

In Fig. 1 ist ein Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung dargestellt, die sich insbesondere für die Behandlung von Gefäßverschlüssen oder -verengungen durch Implantate, bzw. durch Gefäßstützen, wie beispielsweise Stents, eignet. Mit der Vorrichtung können auch andere Implantate zugeführt werden. Die Vorrichtung ist insbesondere für die Behandlung von Gefäßen mit einem Durchmesser von weniger als 300 µm insbesondere weniger als 200 µm, insbesondere weniger als 150 µm, insbesondere weniger als 100 µm geeignet, ohne hierauf eingeschränkt zu sein.

Die Vorrichtung gemäß Fig. 1 kann beispielsweise für die Behandlung eines Arterien- bzw. Venenverschlusses im Augenbereich verwendet werden. Ein Verschluss im

Augenbereich kann aus zwei Hauptgründen auftreten. Einerseits verschließt ein Thrombus das Gefäß und zwar entweder in der Arterie oder in der Vene. Zum anderen kann eine Arterie gegen die Vene drücken und diese verschließen. Die Erfindung ist nicht auf diese Anwendung und auch nicht auf die vorstehend genannten Dimensionen beschränkt. Vielmehr kann die Erfindung auch für die Behandlung von Gefäßen oder Hohlräumen mit größerem Durchmesser oder für andere medizinische Anwendungen erfolgreich eingesetzt werden.

Das Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 zeigt im Längsschnitt das Zufuhrelement 11 einer Vorrichtung nach einem erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiel. Die Vorrichtung kann weitere Elemente umfassen, beispielsweise Anschlüsse oder Betätigungselemente, die mit dem dargestellten Zufuhrelement 11 verbunden sind bzw. mit diesem zusammenwirken. Insbesondere kann das Zufuhrelement 11 proximal mit Schläuchen, Rohren, insbesondere mit Schläuchen mit einem größeren Durchmesser als das Zufuhrelement 11, oder mit weiteren Zufuhr- und Griffelementen verbunden sein (nicht dargestellt). Die Vorrichtung kann auch nur aus dem Zufuhrelement 11 bestehen. Das Zufuhrelement 11 ist derjenige Teil der Vorrichtung, der im Zielgefäß platziert wird, um das Implantat 10 dort zu entlassen. Dazu weist ein Ende, insbesondere ein erstes Ende 12a des Zufuhrelementes 11 eine Haltefläche 13 für das Implantat 10 auf. Das erste Ende 12a des Zufuhrelementes ist vom Anwender aus gesehen distal angeordnet bzw. bildet das distale Ende.

Der Begriff distal bezeichnet weiter vom Anwender entfernt angeordnete Bauteile bzw. Abschnitte eines Elements. Der Begriff proximal bezeichnet näher am Anwender angeordnete Bauteile bzw. Abschnitte von Bauteilen.

Das Zufuhrelement 11 ist ein länglicher rotationssymmetrischer, insbesondere zylindrischer Körper, der vom Anwender betätigbar bzw. handhabbar ist, beispielsweise zum Punktieren eines Gefäßes oder für eine endoskopische Anwendung. Das Zufuhrelement 11 bildet das distal vom Anwender aus letzte bzw. äußerste Element des Applikationssystems, das bis zum Zielgefäß geführt wird.

Das Zufuhrelement 11 weist ein distales Ende 12a und ein proximales Ende 12b auf. Im Bereich des distalen Endes 12a bzw. am distalen Ende 12a des Zufuhrelementes 11 ist eine Haltefläche 13 für das Implantat 10 vorgesehen. Die Länge der Haltefläche 13 entspricht in etwa der Implantatlänge bzw. ist geringfügig länger. Die Haltefläche 13

bildet den Sitz des Implantats 10 beim Einführen in das Gefäß. Im einfachsten Fall weist das Zufuhrelement 11 einen konstanten Durchmesser auf seiner gesamten Länge, also auch auf Höhe der Haltefläche 13 auf. Es ist auch möglich, wie im Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 dargestellt, dass der Außendurchmesser im Bereich der Haltefläche 13 kleiner ist, als der Außendurchmesser in einem proximalen Bereich des Zufuhrelements 11.

Wie in Fig. 1 dargestellt, ist die Haltefläche 13 auf dem Außenumfang des Zufuhrelements 11 ausgebildet. Dadurch wird bewirkt, dass die Fixierung des Implantats 10 an dessen Innenfläche erfolgt, die zumindest bereichsweise an der Haltefläche 13 anliegt. Damit bestimmt der Außendurchmesser des Implantats 10 den Gesamtdurchmesser des Applikationssystems im Bereich der Haltefläche 13. Der Außendurchmesser des Gesamtsystems ist daher kleiner als bei innenfixierenden Kathetern.

Das Umfangsprofil der Haltefläche 13 ist an das Innenprofil des zu fixierenden Implantats 10 angepasst. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 ist das Umfangsprofil der Haltefläche 13 rotationssymmetrisch, insbesondere zylindrisch. Andere Profilformen sind dabei möglich.

Im Hinblick auf die Dimensionen kann beispielsweise der Innendurchmesser des Implantats etwas größer sein als der Außendurchmesser des Zufuhrelements 11, insbesondere der Haltefläche 13 des Zufuhrelements 11. Dadurch wird die Entfernung des Zufuhrelements 11 vom Implantat 10 weiter erleichtert. Es ist auch möglich, dass der Innendurchmesser des Implantats und der Außendurchmesser des Zufuhrelements 11, insbesondere im Bereich der Haltefläche 13 gleich ist. Es ist sogar denkbar, dass zwischen dem Implantat und der Haltefläche 13 eine Presspassung besteht, wenn das Implantat radial verformbar ist, beispielsweise durch eine Perforierung oder durch einen Längsschlitz. Dabei wird die Entlassung des Implantats 10 durch einen beaufschlagenden Überdruck erleichtert bzw. ermöglicht. Es ist auch möglich, dass die Reibung der Gefäßwand größer ist als die Reibung zwischen Implantat und Zufuhrelement 11, um das Implantat 10 vom Zufuhrelement 11 abzustreifen. Dazu ist der als Anschlag wirkender Übergangsbereich 27 gemäß Fig. 1 vorteilhaft (mechanische Fixierung). Das Implantat kann distal verschoben werden, wobei sowohl der Unterdruck als auch der Anschlag verhindern, dass das Implantat sich in proximaler Richtung verschiebt. Die Entlassung erfolgt durch das Unterbrechen des

Unterdrucks und Ziehen des Zufuhrelements gegen die Reibung der Gefäßwand. Die Reibung kann entweder durch eine entsprechende Oberfläche und/oder Strukturierung des Zufuhrelementes 11 oder durch die reine Überdehnung des Gefäßes erzielt werden.

Das bedeutet, dass die Haltefunktion auf verschiedene Weise erreicht werden kann, bspw. durch eine ausschließlich mechanische Fixierung des Implantats oder durch eine kombinierte mechanische und Unterdruck unterstützte Fixierung oder durch eine ausschließlich Unterdruck unterstützte Fixierung des Implantats.

Die Haltefunktion des Zufuhrelementes 11 wird durch wenigstens einen Hohlkanal 14 erreicht, der im Zufuhrelement 11 ausgebildet ist. Der Hohlkanal 14 erstreckt sich vom proximalen Ende 12b des Zufuhrelementes 11 in den Bereich der Haltefläche 13. Der Hohlkanal 14 ist am proximalen zweiten Ende 12b zugänglich und zwar durch eine Eintrittsöffnung 25. Die Eintrittsöffnung 25 ist an der Stirnseite des Zufuhrelementes 11 im Bereich des proximalen Endes 12b ausgebildet. Der Hohlkanal 14 verläuft koaxial zur Längsachse des Zufuhrelementes 11. Es ist auch möglich, den Hohlkanal 14 außermittig bezogen auf die Längsachse des Zufuhrelementes 11 anzuordnen.

Der Hohlkanal 14 erstreckt sich im Bereich der Haltefläche 13 und ist bis in einen Bereich unterhalb der Haltefläche 13 ausgebildet. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 erstreckt sich der Hohlkanal 14 fast über die gesamte Länge der Haltefläche 13. Es ist auch möglich, den Hohlkanal 14 kürzer auszubilden, derart, dass dieser die Haltefläche 13 nicht vollständig, wie in Fig. 1, sondern nur teilweise überlappt.

Es sind auch mehrere Hohlkanäle möglich, zum Beispiel ein Kanal zum Saugen (Saugleitung) und ein Kanal zum Fördern (Druckleitung), so dass ein Funktionstrennung stattfindet

Der Hohlkanal 14 ist mit mehreren Öffnungen 15 verbunden, die in der Haltefläche 13 ausgebildet sind. Die Öffnungen 15 ermöglichen eine Fluidverbindung zwischen dem Hohlkanal 14 und der Innenfläche des Implantats 10, das auf dem Zufuhrelement 11 fixiert wird. Wie in Fig. 1 dargestellt, sind entlang der Längsrichtung der Haltefläche 13 mehrere Öffnungen 15 vorgesehen. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 sind konkret 12 in einer Längsebene angeordnete Öffnungen 16 in der Haltefläche 13 ausgebildet. Eine andere Anzahl von Öffnungen 15 in Längsrichtung der Haltefläche

14 ist möglich. Beispielsweise kann im Prinzip eine einzige Öffnung 15 ausreichend sein. Insbesondere können wenigstens 2, wenigstens 3, wenigstens 4, wenigstens 5, wenigstens 6, wenigstens 7, wenigstens 8, wenigstens 9, wenigstens 10, wenigstens 11, wenigstens 12 Öffnungen 15 in der Längsebene vorgesehen sein. Wie in den Fig. 3a, 3b gezeigt, sind auch in Umfangsrichtung des Zufuhrelementes im Bereich der Haltefläche mehrere Öffnungen 15 vorgesehen, beispielsweise können acht Öffnungen auf dem Umfang verteilt in einer Querschnittsebene vorgesehen sein. Auch hier sind unterschiedlich viele Öffnungen 15 möglich, wobei auf die Offenbarung der Anzahl der Öffnungen im Zusammenhang mit der vorstehend genannten Längsanordnung der Öffnungen Bezug genommen wird.

Die Öffnungen 15 können kreisförmig ausgebildet sein. Andere Öffnungsprofile, beispielsweise oval- oder schlitzförmig sind möglich.

Die Öffnungen 15 sind mit dem Hohlkanal 14 durch Seitenkanäle 16 verbunden, die sich radial zwischen dem Hohlkanal 14 und den Öffnungen 15 im Zufuhrelement 11 erstrecken. Der Hohlkanal 14 ist am distalen Ende 12a verschlossen, so dass die gesamte Saugleistung an der Haltefläche 13 aufgebracht wird. Der distale Verschluss des Hohlkanals 14 erfolgt auf einfache Weise durch eine geschlossene Stirnfläche 26 im Bereich des distalen ersten Endes 12a.

Der Hohlkanal 14 ist mit einer in Fig. 1 nicht dargestellten Saugereinrichtung verbunden oder verbindbar und bildet eine Saugleitung. Durch die Saugereinrichtung wird ein Unterdruck erzeugt, der durch den Hohlkanal 14 und die Seitenkanäle 16 auf die Öffnungen 15 und somit auf die Haltefläche 13 übertragen wird. Durch die dadurch entstehende Saugwirkung wird das Implantat 10 im Gebrauch am Zufuhrelement 11 fixiert. In Fig. 1 ist aus Darstellungsgründen zwischen der Implantatwandung und der Haltefläche 13 ein Spalt gezeichnet. In der Praxis liegt die Implantatwandung an der Haltefläche 13 an. Es ist auch möglich, dass die Implantatwandung nur bereichsweise an der Haltefläche 13 anliegt, wobei in dem anliegenden Bereich der Implantatwandung die fixierende Haltekraft auf das Implantat 10 aufgebracht wird. Ein zwischen dem restlichen Bereich der Implantatwandung und der Haltefläche 13 vorliegender Spalt ist unschädlich.

Selbst in den Bereichen, in denen ein Spalt besteht, kann eine Saugwirkung durch den Unterdruck hervorgerufen werden. Durch die kleinen Dimensionen des Spaltes kann

erreicht werden, dass wegen der Oberflächenspannung keine Flüssigkeit in die Leitung dringt. Es ist möglich, dass das Implantat nur punktuell an einigen Stellen an der Haltefläche anliegt. Es ist möglich, dass sich der Spalt über den gesamten Umfang erstreckt. Der Spalt ist um einen Winkel von 360° gebildet. Das Implantat liegt zum Beispiel dabei nur an den Enden des Implantats an. Im Allgemeinen kann der Halte- und/oder Lösebereich der Wandung sowohl entlang der Länge als auch entlang des Umfangs unterbrochen sein.

Die Reduzierung der gesamten Fläche, an der das Implantat anliegt, führt zu einer Verringerung der Ablösekraft des Implantats wenn der Unterdruck unterbrochen wird und das Zufuhrelement proximal gezogen wird.

Der Halte- und/oder Lösebereich der Wandung bildet generell die Anlagefläche zwischen Implantat 10 und Zufuhrelement 11 bzw. Haltefläche 13.

Das Zufuhrelement 11 weist einen sich in distaler Richtung verjüngenden, insbesondere konisch verjüngenden Übergangsbereich 27 auf. Der Übergangsbereich 27 kann beispielsweise als Anschlag bei einem teleskopierbaren System dienen, der eine Längsbewegung des Zufuhrelements 11 begrenzt. Ferner kann der Übergangsbereich 27 beim Laden des Applikationssystems mit dem Implantat als Anschlag für das Implantat 10 fungieren. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 verbindet der Übergangsbereich 27 das distale Ende 12a mit der Haltefläche 13 und das proximale Ende 12b, in welchem der Hohlkanal 14 ausgebildet ist. Der Außendurchmesser des proximalen Endes 12b ist größer als der Außendurchmesser des distalen Endes 12a mit der Haltefläche 13.

Das Zufuhrelement 11 kann auch als Röhrchen bezeichnet werden.

Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 ist das Implantat im ungecrimpten Zustand geladen. Es ist auch möglich, wie in Fig. 2 dargestellt, das Implantat auf das Röhrchen bzw. auf die Haltefläche 13 des Zufuhrelementes zu crimpen. In diesem Fall, wird, wie durch den Pfeil in Fig. 2 verdeutlicht, das System vor Anwendung innerhalb einer externen Schleuse bzw. Einführschleuse 28 gecrimpt. Das Implantat, insbesondere der Stent ist in der Einführschleuse 28 gehalten und die Haltefläche 13 wird zusammen mit dem distalen Ende 12a des Zufuhrelementes 11 in das Implantat 10 bzw. den Stent eingeführt. Daraufhin wird der Unterdruck über den Hohlkanal 14

an die Haltefläche 13 angelegt, wodurch das Implantat bzw. der Stent 10 an das Röhrchen bzw. die Haltefläche 13 angesaugt wird. Das Crimpen des Implantats bzw. des Stents hat den Vorteil, dass sich die Dimensionen des gesamten Systems gegenüber den Dimensionen des Gefäßes verringern lassen. Dadurch wird die Beanspruchung der Gefäßwand reduziert.

Für die Ansaugfixierung durch das Zufuhrelement 11 sind generell Implantate, insbesondere Stents geeignet, die Ansaugbereiche, d.h. Bereiche aufweisen, in denen die Implantatwand geschlossen ist, so dass in diesem Bereich auf die geschlossene Fläche ein Unterdruck wirken kann, der das Implantat 10 an der Haltefläche 13 fixiert. Im einfachsten Fall ist die gesamte Implantatwand geschlossen. Es ist auch ausreichend, dass diskrete Ansaugbereiche gebildet sind, die beispielsweise durch eine bereichsweise Abdeckung des Implantats bzw. der Gitterstruktur des Implantats erreicht wird. Bei gesputterten Stents können die Bereiche zwischen Perforationen als Ansaugbereiche fungieren. Selbst bei geflochtenen Stents oder Implantaten ist es möglich, die Überkreuzungen der Drähte als Ansaugbereiche zu nutzen. Die Öffnungen 15 können mit den Ansaugbereichen 23 ausgerichtet sein derart, dass die Ansaugbereiche 23 (siehe Fig. 5a, 5b) mit den Öffnungen 15 ausgerichtet sind. Es ist auch möglich, dass die Öffnungen 15 so angeordnet werden, dass das Implantat 10 bzw. der Stent nicht ausgerichtet werden muss, sondern sich in jeder Position auf der Haltefläche 13 ein geschlossener Bereich bzw. ein Ansaugbereich 23 in Höhe einer Öffnung 15 befindet bzw. mit dieser fluchtet.

Der bzw. die Ansaugbereiche 23 entsprechen den Halte- und/oder Lösebereichen und sind generell Bereich die mit einem Druck zur Erzeugung einer Kraft beaufschlagbar sind.

Das Implantat 10 bzw. der Stent kann ein auf dem Umfang geschlossener Zylinder sein, der nicht flexibel und auch nicht crimpbar ist. Der Innendurchmesser des Zylinders ist etwas größer als der Außendurchmesser des distalen Endes 12a des Zufuhrelementes 11. Beim Fixieren liegt ein Teil der Innenfläche des Zylinders an der Haltefläche 13 an. Ein nichtflexibles Implantat ist besonders dann verwendbar, wenn die Länge beschränkt ist und das Gefäß verhältnismäßig gerade ist.

Es ist auch möglich, ein Implantat mit einer flexiblen Wandung, d.h. mit einer Flexibilität in radialer Richtung, die crimpbar bzw. radial verformbar ist, mit dem Applikationssystem gemäß Fig. 1 zu verwenden, die den Vorteil hat, dass sich die Wandung nahezu vollständig oder zumindest in einem größeren Bereich als bei einem starren Implantat an die Haltefläche 13 anlegt. Ein Beispiel für ein Implantat 10 mit einer flexiblen Wandung ist in den Fig. 3a, 3b dargestellt. Das Implantat hat auch hier eine zylindrische Form. Durch den Längsschlitz 29 ist das Lumen bzw. der Innendurchmesser des Implantats variabel. Im expandierten Zustand hat das Implantat, wie in Fig. 3b dargestellt, im Querschnitt eine C-Form. Dadurch ist ein besonders einfaches Crimpen des Implantats möglich, ohne dass komplexe Strukturgeometrien erforderlich sind.

Wie in den Fig. 5a, 5b dargestellt, kann in der Implantatwandung eine Strukturierung in der Form von Perforationen 24 vorgesehen sein, die das flexible Verhalten des Implantats verbessert (siehe Fig. 5b). Das Implantat gemäß den Fig. 5a, 5b (abgewickelter Zustand) weist aufgrund der Perforierung 24 eine Struktur auf, die eine Verlängerung des Implantats ermöglicht (Fig. 5b). Damit kann sich das Implantat 10 in gewundenen Gefäßbereichen am Außenradius des gekrümmten, an die gewundenen Gefäßbereiche angepassten Implantats verlängern. Die perforierte Struktur hat ferner den Vorteil, dass die Endothelialisierung begünstigt wird.

Beispiele für geeignete Perforationsgeometrien sind in den nachveröffentlichten Anmeldungen mit dem Titel „Medizinisches Implantat und Verfahren zum Herstellen eines derartigen Implantats“ und „Medizinische Vorrichtung“ offenbart, die auf die Anmelderin zurückgehen und hier durch Verweis vollständig in Bezug genommen werden.

In Fig. 5a ist ferner dargestellt, dass die Ansaugbereiche 23, diejenigen geschlossenen Bereiche der Implantatwandung bilden, die sich zwischen den Perforierungen 24 befinden.

Die Funktionsweise der Vorrichtung gemäß Fig. 1 bzw. gemäß Fig. 2 ist in den Fig. 3a und 3b dargestellt. Diese Funktionsweise gilt für alle in der Anmeldung offenbarten Ausführungsbeispiele, bei denen ein flexibles Implantat 10 verwendet wird. Wie in Fig. 3a dargestellt, hält der über den Hohlkanal 14 und die Seitenkanäle 16 auf die Haltefläche 13 übertragene Unterdruck das Implantat 10 bzw. den C-förmigen Stent

fest. Wird der Unterdruck aufgehoben, löst sich das Implantat 10 von der Haltefläche 13 und entfaltet sich bis zur Gefäßwand 30. Das Lösen des Implantats 10 vom Zufuhrelement 11 kann dadurch unterstützt werden, dass über den Hohlkanal 14 und die Seitenkanäle 16 ein Überdruck auf das Implantat 10 ausgeübt wird, der das Entfalten des Implantats 10 unterstützt.

In den Fig. 4a bis 4c ist dargestellt, dass das Zufuhrelement bzw. allgemein die Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats nicht nur zum Entlassen des Implantats im Gefäß verwendet werden kann. Es ist auch möglich, ein im Gefäß freigesetztes Implantat bzw. einen Stent aus dem Gefäß zu entfernen. Die Vorrichtung dient somit nicht nur als Zufuhrsystem sondern auch als Rückholssystem für Implantate.

Dazu wird die Haltefläche 13 an die Implantatinnenwandung herangeführt (Fig. 4a), wobei gleichzeitig ein Unterdruck an den Öffnungen 15 angelegt wird. Daraufhin wird das Zufuhrelement 11 gedreht, wie durch den Pfeil gemäß Fig. 4b verdeutlicht und zwar in in das Implantat hinein. Dadurch gelangt ein zunehmender Teil der Innenfläche des Implantats in Anlage mit der Haltefläche 13, die durch die Öffnungen 15 die Implantatwandung, soweit diese die Öffnungen 15 überdecken, ansaugt und hält. In Fig. 4c ist dargestellt, dass die komplette Innenfläche des Implantats an der Haltefläche 13 anliegt und von dieser angesaugt wird. Der Außendurchmesser des Implantats 10 ist damit soweit verringert, dass das Implantat 10 aus dem Gefäß entfernt werden kann. Auch diese Möglichkeit der Verwendung gilt für alle Ausführungsbeispiele in dieser Anmeldung.

Fig. 6a, 6b zeigen weitere Ausführungsbeispiele der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Bei diesen Ausführungsbeispielen ist eine Spitze 17 am distalen Ende 12a des Zufuhrelementes 11 angeordnet. Konkret ist die Spitze 17 an der Stirnfläche 26 der distalen Endes 12a vorgesehen und erstreckt sich in Verlängerung der Haltefläche 13 in distaler Richtung. Im Allgemeinen kann die Spitze so wie die Spitze einer bekannten Punktionsnadel gestaltet werden. Die Spitze 17 hat die Funktion, einen Thrombus an die Gefäßwand zu drücken, bevor die Haltefläche 13 mit dem Implantat 10 weiter vorangeschoben und das Implantat im Zielgefäß entlassen wird (Fig. 6b). Die Spitze 17 hat im Querschnitt eine erste Seite 18a und eine zweite Seite 18b. Die erste Seite 18a ist, bezogen auf eine Längsachse des Zufuhrelementes 11, geneigt. Die zweite Seite 18b der Spitze 17 erstreckt sich parallel zur Längsachse des

Zufuhrelementes 11. Dadurch wird ein besonders günstiges Profil der Spitze geschaffen, das bewirkt, dass die Spitze 17 zwischen dem Thrombus 31 und die Gefäßwand 30 bewegt werden kann, ohne den Thrombus zu beschädigen (Fig. 6a). Es ist auch möglich, die beiden Seiten 18a, 18b bezogen auf die Längsachse des Zufuhrelements unterschiedlich geneigt anzuordnen.

In Fig. 7 ist ein weiteres Ausführungsbeispiel dargestellt, bei dem sich der Hohlkanal 14 vollständig durch das proximale Ende 12a hindurch erstreckt und eine Öffnung 19 aufweist, die den Hohlkanal 14 mit der Umgebung verbindet. Die Öffnung 19 kann entweder in der Stirnfläche 26, oder, wenn an der Stirnfläche 26 die Spitze 17 angeordnet ist, in der ersten, geneigten Seite 18a der Spitze 17 ausgebildet sein. Durch den durchgehenden Hohlkanal 14 gemäß Fig. 7 können beispielsweise Medikamente verabreicht werden, sobald das Implantat 10 bzw. der Stent sich im Gefäß befindet und der Hohlkanal 14 nicht mehr als Unterdruckkanal bzw. Saugkanal benötigt wird.

Beispielsweise lassen sich thrombuslösende Medikamente durch den Hohlkanal 14 verabreichen. Eine weitere Anwendungsmöglichkeit des Hohlkanals 14 besteht darin, diesen zum Ansaugen des Thrombus zu verwenden. Damit kann ein Versuch unternommen werden, den Thrombus auf diese Weise aus dem Gefäß zu entfernen, bevor das Implantat 10 bzw. der Stent entlassen wird. Dazu wird der Hohlkanal 14 entweder mit einer Medikamentenzufuhreinrichtung oder mit der Saugereinrichtung verbunden, die ohnehin zum Fixieren des Implantats 10 erforderlich ist. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 7 ist es auch möglich, das Zufuhrelement 11 zunächst ohne Implantat einzuführen, wobei das vorrangige Ziel darin besteht, den Thrombus anzusaugen, an der Spitze 17 zu fixieren und so aus dem Gefäß zu entfernen. An dieser Stelle wird nochmals darauf hingewiesen, dass das Zufuhrelement 11 bzw. die zugehörige Vorrichtung sowohl mit dem Implantat 10 (in der Form einer Anordnung) als auch ohne das Implantat 10 offenbart und beansprucht werden.

Durch den Unterdruck kann es dazu kommen, dass der Hohlkanal 14 Blut ansaugt, wobei durch die sehr engen Kapillaröffnungen 15 sich nur geringe Blutströme ergeben, die in den Hohlkanal 14 gelangen. Dies gilt auch für die weitere Öffnung 19 für die Medikamentenzufuhr. Dabei besteht die Möglichkeit, die Spitze 17 mit einem Ventil (nicht dargestellt) zu versehen, so dass der Blutfluss nur in Richtung der Spitze, also vom Anwender weg, und nicht in der Richtung zum Anwender hin erfolgt.

Das Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 8 weist einen teleskopischen Aufbau auf, der den Vorteil hat, dass das Schieben des Systems bzw. die Bewegung in distaler Richtung beim Platzieren des Implantats verbessert wird, insbesondere in Bereichen außerhalb des Zielgefäßes. Das Zufuhrelement 11 kann dabei sehr dünn und flexibel sein, wodurch die Vorteile im Hinblick auf das Implantieren von Stents in sehr kleinen Gefäßen erhalten bleiben. Der teleskopische Einsatz ist für die endovaskuläre Behandlung vorgesehen, bei der ein kritisches Gefäß aus einem Periphergefäß kommend erreicht wird. Dazu ist, wie in Fig. 8 dargestellt, vorgesehen, dass das Zufuhrelement 11 und ein proximal vom Zufuhrelement angeordnetes schlauchförmiges weiteres Zufuhrelement 20a teleskopartig ineinander verschieblich sind. Wie in Fig. 8a dargestellt, bildet der konische Übergangsbereich 27 einen Anschlag für das schlauchartige Zufuhrelement 20a, dessen distales Ende komplementär zum Anschlag bzw. zum Übergangsbereich 27 ausgebildet ist. Konkret verjüngt sich die Innenwandung des distalen Endes des schlauchartigen Zufuhrelementes 20a in distaler Richtung. Das schlauchartige Zufuhrelement 20a ist in einem weiteren schlauchartigen Zufuhrelement 20b geführt, das wiederum teleskopisch gelagert sein kann. Alternativ kann das erste schlauchartige Zufuhrelement 20a in der Leitung 21 eines Katheters geführt sein.

Das Zufuhrelement 11 mit der Haltefläche 13 bildet das distal äußerste Element des Applikationssystems gemäß Fig. 8. Die verschiedenen Elemente 11, 20a, 20b sind zueinander relativ beweglich. Dabei ist es möglich, dass alle Elemente 11, 20a, 20b bis zum Anwender gelangen, so dass der Anwender das proximale Ende aller Elemente 11, 20a, 20b sieht und betätigen kann.

Es ist auch möglich, dass der Anwender nur einen Teil der Zufuhrelemente 11, 20a, 20b sieht und direkt betätigen kann. Durch die Entfernung der Pushers wird das gesamte Sauglumen erhöht und die Saugkraft erhöht und/oder der notwendige Druck beim Zuführen von Medikamenten verringert. Alternativ kann der Anwender die Zufuhrelemente 11, 20a, 20b, insbesondere das Zufuhrelement 11 mit der Haltefläche 13 durch einen Pusher in distaler Richtung bewegen. Die Pusher können die inneren Elemente, wie beispielsweise das Zufuhrelement 11 mit der Haltefläche 13 bzw. das Röhrchen verschieben und dann abgekoppelt werden. Es ist auch möglich, dass der bzw. die Pusher eine Rückziehfunktion ermöglichen.

In Fig. 9 ist der interventionelle Einsatz des Applikationssystems mit dem teleskopischen Aufbau gemäß Fig. 8 dargestellt. Dabei wird der gesamte Katheter bzw. die Leitung 21 durch die Arteria femoralis eingeführt. Die Schiebbarkeit des Systems ist in den großen Gefäßen gewährleistet. Durch den teleskopischen Aufbau des Zufuhrsystems ist dieses in der Lage, bis in die verzweigten kleinen Gefäße vorzudringen (Fig. 9). Es ist auch möglich, dass die einzelnen Katheter bzw. Zufuhrelemente so vorgeformt sind, dass sie im Bereich der entsprechenden Bifurkationen der Anatomie folgen. Der Ausgang jedes Katheters bzw. Zufuhrelements aus dem nächstgrößeren Katheter bzw. Zufuhrelement kann auch seitlich erfolgen, beispielsweise durch seitlich ausgerichtete Aussparungen in den Kathetern bzw. Zufuhrelementen.

Folgende Dimensionen des Röhrchens bzw. des Zufuhrelementes 11 sind für die Behandlung von kleinen Gefäßen mit einem Durchmesser zwischen 500 μm und 1 mm zweckmäßig:

- Außendurchmesser: $\leq 1,2$ mm, insbesondere ≤ 1 mm, insbesondere $\leq 0,8$ mm, insbesondere $\leq 0,6$ mm, insbesondere $\leq 0,4$ mm, insbesondere $\leq 0,3$ mm.
- Wandstärke: ≤ 200 μm , insbesondere ≤ 150 μm , insbesondere ≤ 100 μm , insbesondere ≤ 50 μm , insbesondere ≤ 40 μm , insbesondere ≤ 30 μm , insbesondere ≤ 20 μm , insbesondere ≤ 10 μm .

Mit dem Außendurchmesser ist der Durchmesser gemeint, auf dem der Stent sitzt, d.h. der Durchmesser des distalen Endes 12a im Bereich der Haltefläche 13.

Für die Behandlung von Gefäßen mit einem Durchmesser von weniger als 500 μm haben sich folgende Maße des Zufuhrelementes 11 im Bereich der Haltefläche 13 als zweckmäßig erwiesen:

- Außendurchmesser: $\leq 0,8$ mm, insbesondere $\leq 0,6$ mm, insbesondere $\leq 0,4$ mm, insbesondere $\leq 0,2$ mm, insbesondere $\leq 0,15$ mm, insbesondere $\leq 0,12$ mm, insbesondere $\leq 0,10$ mm.

- Wandstärke: $\leq 150 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 100 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 50 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 40 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 30 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 20 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 10 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 5 \mu\text{m}$.

Die vorstehend genannten Außendurchmesser können auf einem Bereich mit einer Länge von $\leq 10 \text{ mm}$, insbesondere $\leq 8 \text{ mm}$, insbesondere $\leq 6 \text{ mm}$, insbesondere kleiner 4 mm , insbesondere $\leq 3 \text{ mm}$, insbesondere $\leq 2 \text{ mm}$ im Bereich des distalen Endes 12a, also dort wo der Stent bzw. das Implantat fixiert ist, beschränkt werden.

Für die Dimensionen des Stents sind folgende Werte möglich:

- Stents mit Durchmesser zwischen $200 \mu\text{m}$ und 1 mm . Der Stent weist eine Wandstärke auf, die kleiner als $5/100$, insbesondere kleiner als $2/100$, insbesondere kleiner als $1/100$ des Durchmessers ist.
Beispiele:
 - Stent mit Durchmesser 1 mm , Wandung kleiner als $50 \mu\text{m}$, insbesondere kleiner als $10 \mu\text{m}$
 - Stent mit Durchmesser $500 \mu\text{m}$, Wandung kleiner als $25 \mu\text{m}$, insbesondere kleiner als $5 \mu\text{m}$
- Stent mit Durchmesser kleiner als $200 \mu\text{m}$. Der Stent weist eine Wandstärke auf, die kleiner als $10/100$, insbesondere kleiner als $8/100$, insbesondere kleiner als $5/100$, insbesondere kleiner als $3/100$ des Durchmessers ist.
Beispiele:
 - Stent mit Durchmesser $200 \mu\text{m}$, Wandung kleiner als $20 \mu\text{m}$, insbesondere kleiner als $6 \mu\text{m}$
 - Stent mit Durchmesser $100 \mu\text{m}$, Wandung kleiner als $10 \mu\text{m}$, insbesondere kleiner als $3 \mu\text{m}$
 - Stent mit Durchmesser $500 \mu\text{m}$, Wandung kleiner als $25 \mu\text{m}$, insbesondere kleiner als $5 \mu\text{m}$

Es ist auch möglich, sehr dünnwandige, durch Sputtern hergestellte Stents bzw. Implantate zu verwenden. Die Stärke der Wandung derartiger Stents beträgt $\leq 15 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 12 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 10 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 8 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 6 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 5 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 4 \mu\text{m}$, insbesondere $\leq 3 \mu\text{m}$.

Der Durchmesser des Zufuhrelements 11 in Höhe des Haltemittels bzw. der Haltefläche 13 beträgt ≤ 1 mm, insbesondere ≤ 500 μm , insbesondere ≤ 200 μm , insbesondere ≤ 150 μm , insbesondere ≤ 120 μm , insbesondere ≤ 100 μm , insbesondere ≤ 80 μm , insbesondere ≤ 60 μm .

Das Implantat kann durch eine Sputtertechnik und fotolithografisches Ätzen hergestellt werden und zwar sowohl in zylindrischer als auch in planarer Form, die dann zylindrisch gerollt wird. Der Vorteil dabei besteht darin, dass die Struktur sehr flach ist und sich sehr gut ansaugen lässt. Es ist auch möglich, das Implantat, insbesondere den Stent zu flechten, wobei die Drähte einen Durchmesser von ≤ 10 μm , insbesondere ≤ 5 μm aufweisen.

Materialien für das Röhrchen (Zufuhrelement 11) können sein: Glas, Kunststoff, Keramik und superelastisches Metall wie Nitinol. Das Röhrchen kann zum Beispiel selbst zylindrisch gesputtert werden, wobei als Träger ein sehr dünner Kupferdraht verwendet wird. Die Herstellung des Zufuhrelements kann wie beim Stent erfolgen. Der Vorteil von Glas, Keramik und NiTiNol besteht darin, dass die dünnen Röhrchen sich selbst bei großen Deformationen oder Kräften nicht plastisch verformen, was die Genauigkeit der Behandlung beeinträchtigen könnte. Zusätzliche Materialien sind können röntgensichtbare Materialien wie Wolfram, Platin-Iridium, Iridium oder Iridiumlegierungen umfassen. Auch Edelstahl ist möglich.

Die Saugfunktion kann wie folgt erfüllt werden: Eine Unterdruckkammer kann mit dem proximalen Ende des Zufuhrelements verbunden werden. Sie kann in Form einer weichen Pipette sein, evtl. mit einer Flüssigkeit gefüllt, die zusammen gedrückt wird, bevor das Implantat auf die Haltefläche des Röhrchens gebracht wird. Die Operation kann vor Anwendung realisiert werden, damit der Unterdruck nicht in der Verpackung besteht und auf Grund von Leckagen in der Lagerzeit abnimmt. Die Überdruckkammer kann entsprechend aufgebaut sein.

Ferner werden im Rahmen der Anmeldung sowohl die Verwendung der Vorrichtung zur Zufuhr des medizinischen Implantats zur Behandlung von Augenkrankheiten als

auch ein Verfahren zur Behandlung von Augenkrankheiten mit der Vorrichtung zur Zufuhr des medizinischen Implantats gemäß dieser Anmeldung offenbart.

Bezugszeichenliste

10	Implantat
11	Zufuhrelement
12a	Ende/erstes Ende
12b	Ende/zweites Ende
13	Haltefläche
14	Hohlkanal
15	Öffnungen
16	Seitenkanäle
17	Spitze
18a, 18b	Seiten der Spitze
19	Öffnung
20a	erstes schlauchartiges Zufuhrelement
20b	zweites schlauchartiges Zufuhrelement
21	Leitung
22	Wandung
23	Ansaugbereich
24	Perforierung
25	Eintrittsöffnung
26	Stirnfläche
27	Übergangsbereich
28	Einführschleuse
29	Längsschlitz
30	Gefäßwand
31	Thrombus

Ansprüche

1. Vorrichtung zur Zufuhr eines medizinischen Implantats (10) in einen Körperhohlraum mit einem Zufuhrelement (11), wobei an einem Ende (12a) des Zufuhrelementes (11) eine Haltefläche (13) für das Implantat (10) ausgebildet ist, das Ende (12a) mit der Haltefläche (13) im Körperhohlraum platzierbar ist und die Haltefläche (13) angepasst ist derart, dass das Implantat (10) zum Freisetzen im Körperhohlraum von der Haltefläche (13) lösbar ist, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Haltefläche (13) auf einem Außenumfang des Zufuhrelementes (11) ausgebildet ist und das Zufuhrelement (11) wenigstens einen Hohlkanal (14) aufweist, der sich in den Bereich der Haltefläche (13) erstreckt und mit wenigstens einer, insbesondere mit mehreren Öffnungen (15) verbunden ist, die in der Haltefläche (13) ausgebildet sind, wobei der Hohlkanal (14) mit einer Saugeinrichtung und/oder einer Druckeinrichtung verbunden oder verbindbar ist und eine Saugleitung und/oder eine Druckleitung bildet derart, dass das Implantat (10) im Gebrauch mit einem Haltedruck zum Fixieren des Implantats am Zufuhrelement (11) und/oder mit einem Lösedruck zum Freisetzen des Implantats beaufschlagbar ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass Seitenkanäle (16), die radial angeordnet sind, den Hohlkanal (14) und die Öffnungen (15) verbinden.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass das Zufuhrelement (11) eine Spitze (17) aufweist, die vom Anwender aus distal von der Haltefläche (13) angeordnet und derart ausgebildet ist, dass im Gebrauch ein Konkrement, insbesondere ein Thrombus, durch die Spitze (17) an die Gefäßwand gedrückt wird und/oder ein Gefäß oder Gewebe punktierbar ist.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass die Spitze (17) im Längsschnitt zwei, bezogen auf die Längsachse des

Zufuhrelements (11), unterschiedlich geneigte Seiten, oder eine zur Längsachse des Zufuhrelements (11) parallele Seite (18b) und eine schräge Seite (18a) aufweist oder konisch ausgebildet ist.

5. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 4
dadurch gekennzeichnet, dass
der Hohlkanal (14) mit einer Zufuhreinrichtung für Medikamente und/oder Flüssigkeiten verbunden oder verbindbar ist derart, dass der Hohlkanal (14) sowohl eine Saug- und/oder Druckleitung als auch eine Medikamentenzufuhr und/oder Flüssigkeitszufuhr bildet.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5
dadurch gekennzeichnet, dass
der Hohlkanal (14) eine Auslassöffnung für die Medikamentenzufuhr und/oder Flüssigkeitszufuhr aufweist, die am Ende (12a, 12b) des Zufuhrelementes (11) vorgesehen ist.
7. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 6
dadurch gekennzeichnet, dass
der Hohlkanal (14) wenigstens ein Ventil aufweist, das den Öffnungen (15) vom Anwender aus distal nachgeordnet oder proximal vorgeordnet ist und im Saug – oder Druckbetrieb den Hohlkanal (14) verschließt.
8. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 7
dadurch gekennzeichnet, dass
der Hohlkanal (14) wenigstens eine weitere Öffnung (19) aufweist, die am Ende (12a) des Zufuhrelements (11) zum Ansaugen und Halten eines Konkrements, insbesondere eines Thrombus, ausgebildet ist.
9. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 8
dadurch gekennzeichnet, dass
das Zufuhrelement (11) mit der Haltefläche (13) und wenigstens ein erstes schlauchartiges Zufuhrelement (20a) teleskopartig ineinander verschieblich angeordnet sind.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass
das erste Zufuhrelement (20a) und wenigstens ein zweites schlauchartiges
Zufuhrelement (20b) teleskopartig ineinander verschieblich angeordnet sind.

11. Vorrichtung nach Anspruch 9 oder 10

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass
das Zufuhrelement (11) mit der Haltefläche (13) in seiner Länge so ausgebildet
ist, dass ein vom Anwender aus proximales Ende (12b) des Zufuhrelements
(11) im vollständig ausgeschobenen Zustand vom Anwender betätigbar ist.

12. Vorrichtung nach wenigstens einem der Ansprüche 1 bis 10

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass
das Zufuhrelement (11) mit der Haltefläche (13) in einer Leitung (21),
insbesondere in einem Katheter, relativ beweglich angeordnet ist, wobei der im
Zufuhrelement (11) ausgebildete Hohlkanal (14) durch die Leitung (21) mit der
Saugeinrichtung und/oder der Druckeinrichtung und/oder der
Medikamentenzufuhreinrichtung und/oder Flüssigkeitszufuhr verbunden oder
verbindbar ist.

**13. Anordnung aufweisend eine Vorrichtung gemäß einem der vorhergehenden
Ansprüche und ein medizinisches Implantat (10), das im Bereich der
Haltefläche (13) am Zufuhrelement (11) fixierbar ist, wobei das Implantat (10)
eine Wandung (22) mit wenigstens einem Halte- und/oder Lösebereich (23)
aufweist, der im Gebrauch wenigstens eine Öffnung (15) in der Haltefläche
(13) überdeckt und mit einer Haltekraft und/oder eine Lösekraft
beaufschlagbar ist, die im Gebrauch durch den Haltedruck oder den Lösedruck
erzeugt wird.**

14. Anordnung gemäß Anspruch 13

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass
die Wandung (22) eine rotationssymmetrische, insbesondere eine zylindrische
Wandung umfasst, die starr oder flexibel ausgebildet ist.

15. Anordnung nach Anspruch 13 oder 14

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass

die Wandung (22) durch eine Perforierung (24) strukturiert ist, wobei das Verhältnis zwischen Materialfläche und gesamter Wandungsfläche mehr als 20%, insbesondere mehr als 30%, insbesondere mehr als 40%, insbesondere mehr als 50%, insbesondere mehr als 60%, insbesondere mehr als 70%, insbesondere mehr als 80%, insbesondere mehr als 90% beträgt.

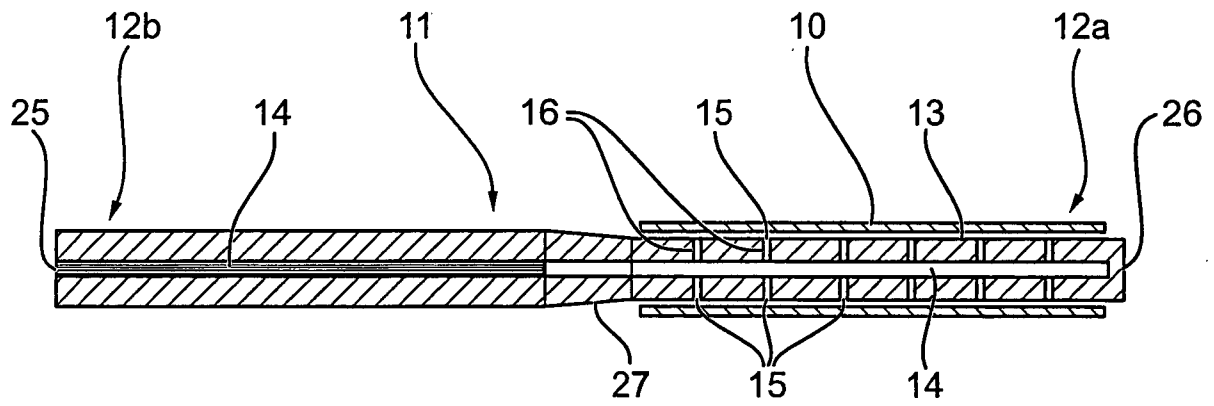


FIG. 1

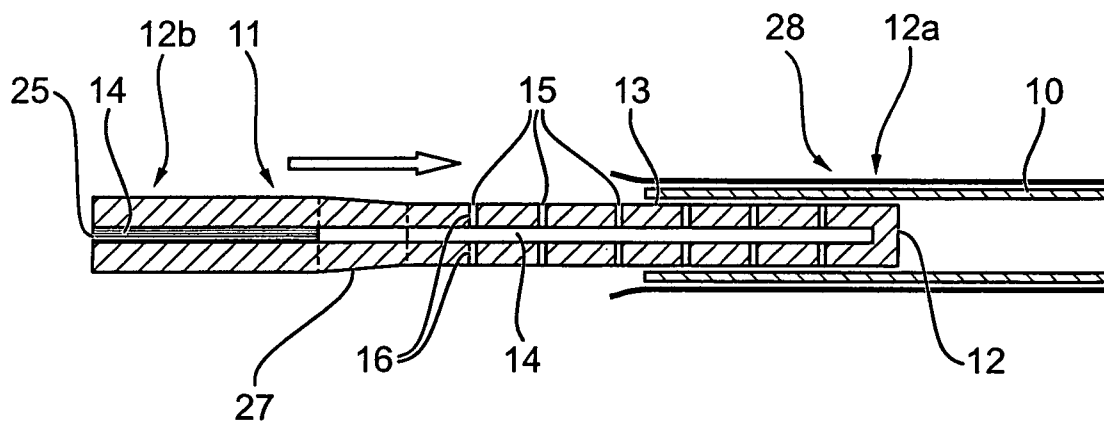


FIG. 2

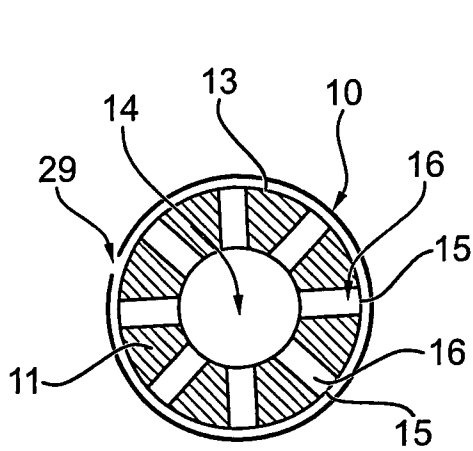


FIG. 3a

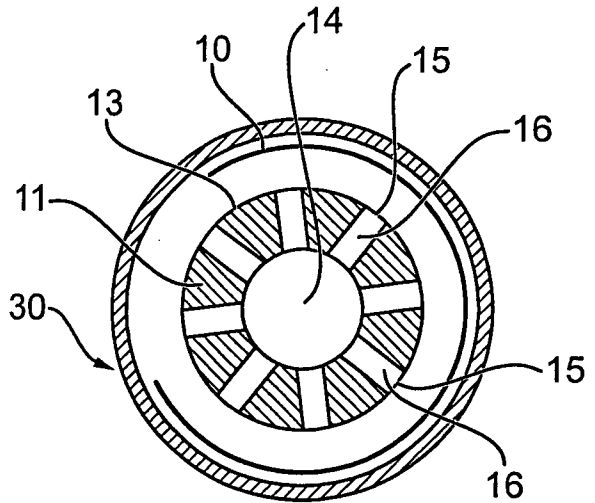


FIG. 3b

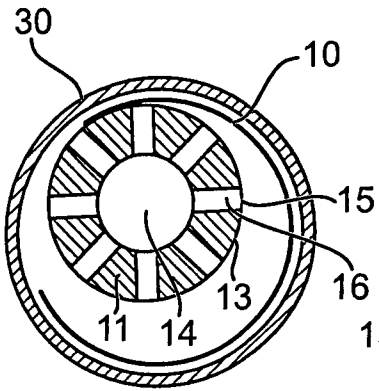


FIG. 4a

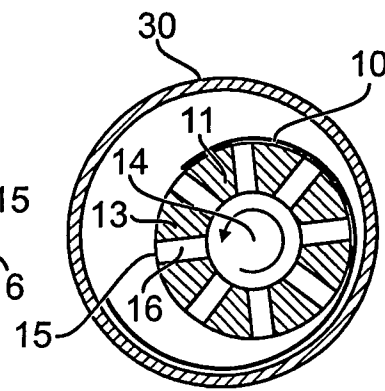


FIG. 4b

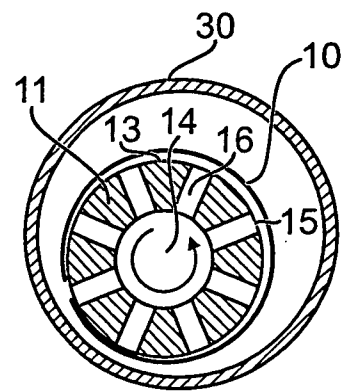


FIG. 4c

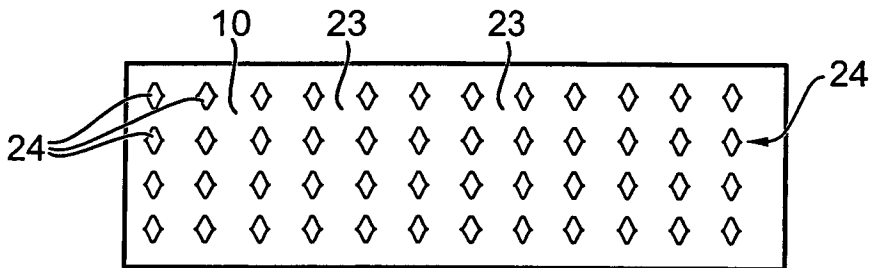


FIG. 5a

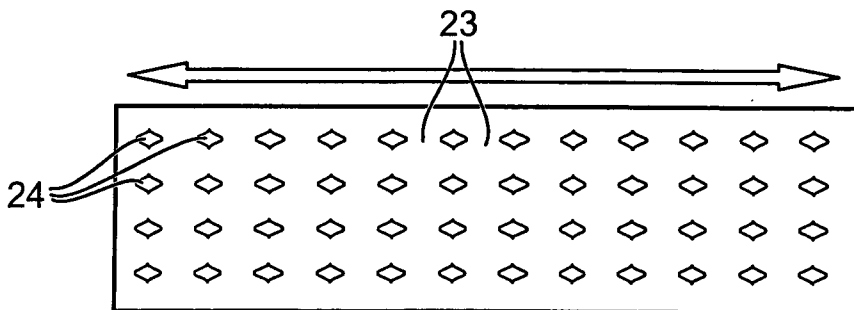


FIG. 5b

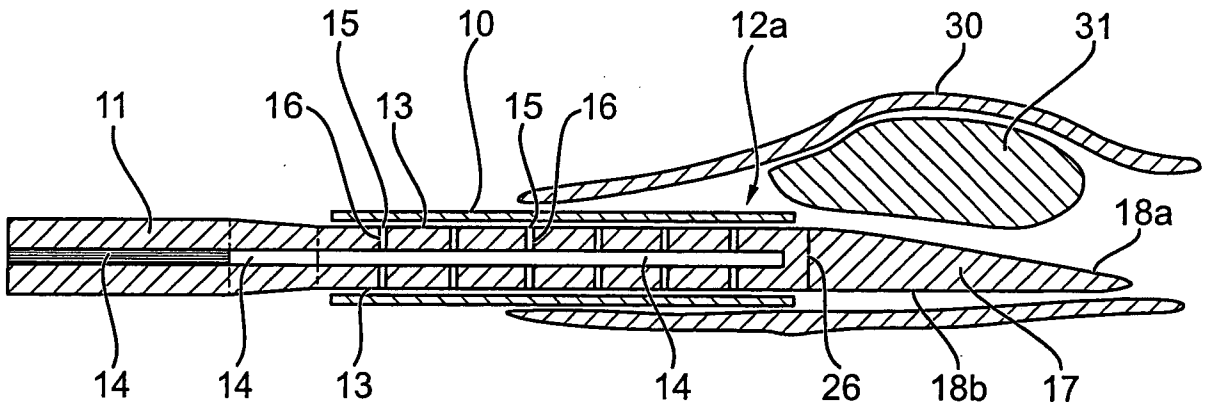


FIG. 6a

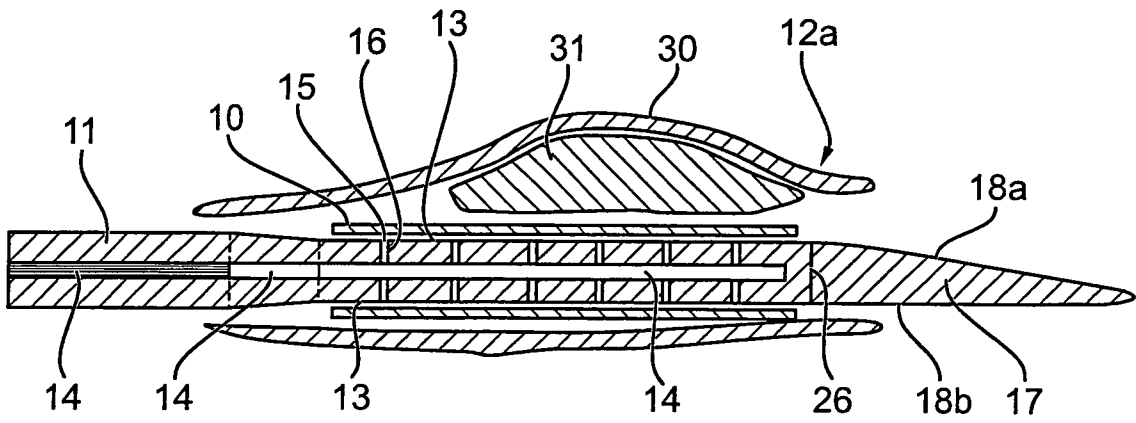


FIG. 6b

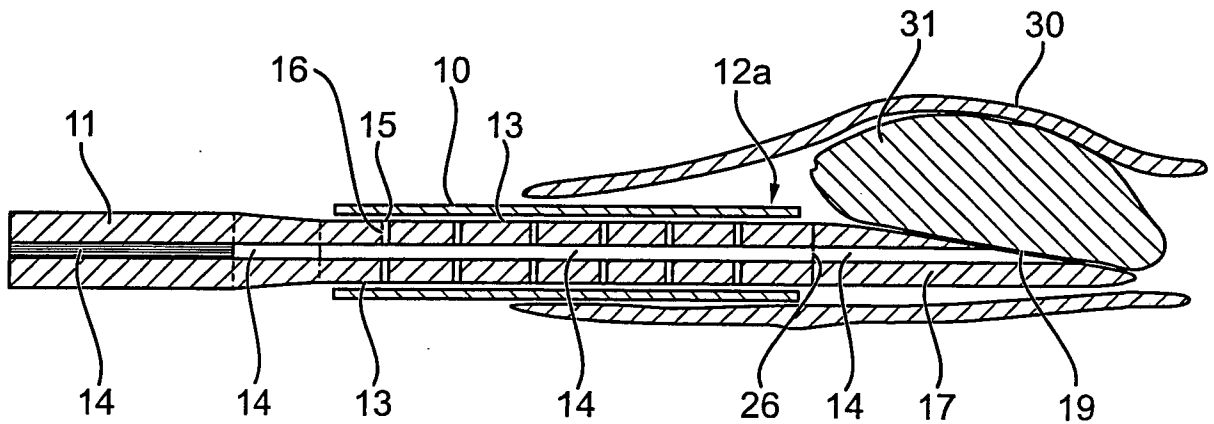


FIG. 7

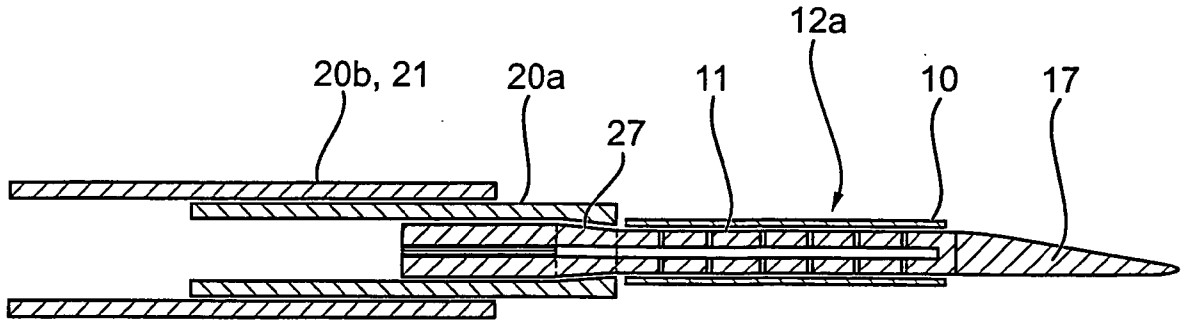


FIG. 8

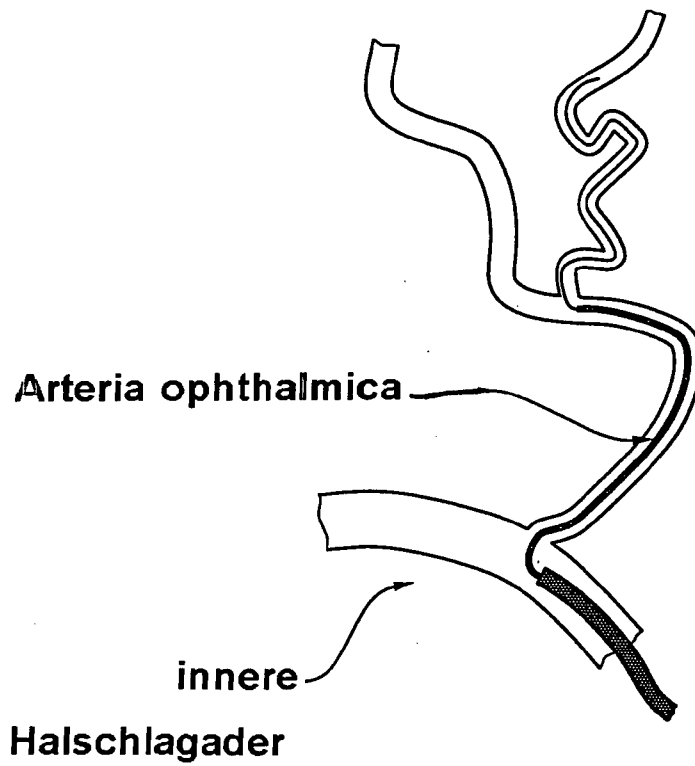


FIG. 9

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2010/007845

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61F9/00 A61F9/007 A61F2/84
ADD.
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61F
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)
EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2004/024441 A1 (BERTOLINO WILLIAM [US] ET AL) 5 February 2004 (2004-02-05)	1,2,9-15
Y	paragraph [0036]; figure 2	3-8
Y	----- WO 2009/035567 A2 (QLT PLUG DELIVERY INC [US]; DE JUAN EUGENE JR [US]; REICH CARY J [US];) 19 March 2009 (2009-03-19)	3,4
Y	paragraph [0070] - paragraph [0071]; figures	
Y	----- US 2008/183128 A1 (MORRISS JOHN [US] ET AL) 31 July 2008 (2008-07-31)	5-7
	paragraphs [0094], [0095], [0127]; figures	
	----- -/--	

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 10 March 2011	Date of mailing of the international search report 17/03/2011
--	--

Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Neumann, Elisabeth
--	--

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2010/007845

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 98/09678 A1 (FRIEDMAN MARK M [IL]; LEV SHLOMO [IL]) 12 March 1998 (1998-03-12) page 13, line 16 - page 14, line 14; figure 6	8
A	----- EP 1 374 801 A1 (CORDIS NEUROVASCULAR INC [US]) 2 January 2004 (2004-01-02) cited in the application paragraph [0024]; figures -----	1,13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2010/007845

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2004024441	A1	05-02-2004	AU 2003261350 A1 23-02-2004
			CA 2495559 A1 12-02-2004
			EP 1558176 A2 03-08-2005
			JP 2005534425 T 17-11-2005
			WO 2004012630 A2 12-02-2004

WO 2009035567	A2	19-03-2009	AU 2008300018 A1 19-03-2009
			CA 2698574 A1 19-03-2009
			CN 101969897 A 09-02-2011
			EP 2205192 A2 14-07-2010
			JP 2010537776 T 09-12-2010
			KR 20100058620 A 03-06-2010
			US 2009105749 A1 23-04-2009

US 2008183128	A1	31-07-2008	WO 2008091652 A2 31-07-2008

WO 9809678	A1	12-03-1998	AU 3978997 A 26-03-1998
			BR 9711679 A 31-10-2000
			CA 2264523 A1 12-03-1998
			CN 1233193 A 27-10-1999
			EP 0968025 A1 05-01-2000
			JP 2001517973 T 09-10-2001
			NO 990918 A 26-04-1999
			PL 331921 A1 16-08-1999
			US 5851218 A 22-12-1998
			ZA 9707859 A 02-03-1998

EP 1374801	A1	02-01-2004	AT 323452 T 15-05-2006
			DE 60304625 T2 16-05-2007
			JP 4574131 B2 04-11-2010
			JP 2004130075 A 30-04-2004
			US 2004158307 A1 12-08-2004
			US 2004260385 A1 23-12-2004
			US 2005038496 A1 17-02-2005

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61F9/00 A61F9/007 A61F2/84 ADD.		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61F		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 2004/024441 A1 (BERTOLINO WILLIAM [US] ET AL) 5. Februar 2004 (2004-02-05)	1,2,9-15
Y	Absatz [0036]; Abbildung 2 -----	3-8
Y	WO 2009/035567 A2 (QLT PLUG DELIVERY INC [US]; DE JUAN EUGENE JR [US]; REICH CARY J [US];) 19. März 2009 (2009-03-19) Absatz [0070] - Absatz [0071]; Abbildungen -----	3,4
Y	US 2008/183128 A1 (MORRISS JOHN [US] ET AL) 31. Juli 2008 (2008-07-31) Absätze [0094], [0095], [0127]; Abbildungen -----	5-7
Y	WO 98/09678 A1 (FRIEDMAN MARK M [IL]; LEV SHLOMO [IL]) 12. März 1998 (1998-03-12) Seite 13, Zeile 16 - Seite 14, Zeile 14; Abbildung 6 -----	8
	-/--	
<input checked="" type="checkbox"/>	Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen	<input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie
<p>* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :</p> <p>"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist</p> <p>"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)</p> <p>"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht</p> <p>"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p>		<p>"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist</p> <p>"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden</p> <p>"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist</p> <p>"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p>
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche		Absenddatum des internationalen Recherchenberichts
10. März 2011		17/03/2011
Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Neumann, Elisabeth

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP 1 374 801 A1 (CORDIS NEUROVASCULAR INC [US]) 2. Januar 2004 (2004-01-02) in der Anmeldung erwähnt Absatz [0024]; Abbildungen -----	1,13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2010/007845

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 2004024441 A1	05-02-2004	AU 2003261350 A1	23-02-2004
		CA 2495559 A1	12-02-2004
		EP 1558176 A2	03-08-2005
		JP 2005534425 T	17-11-2005
		WO 2004012630 A2	12-02-2004

WO 2009035567 A2	19-03-2009	AU 2008300018 A1	19-03-2009
		CA 2698574 A1	19-03-2009
		CN 101969897 A	09-02-2011
		EP 2205192 A2	14-07-2010
		JP 2010537776 T	09-12-2010
		KR 20100058620 A	03-06-2010
		US 2009105749 A1	23-04-2009

US 2008183128 A1	31-07-2008	WO 2008091652 A2	31-07-2008

WO 9809678 A1	12-03-1998	AU 3978997 A	26-03-1998
		BR 9711679 A	31-10-2000
		CA 2264523 A1	12-03-1998
		CN 1233193 A	27-10-1999
		EP 0968025 A1	05-01-2000
		JP 2001517973 T	09-10-2001
		NO 990918 A	26-04-1999
		PL 331921 A1	16-08-1999
		US 5851218 A	22-12-1998
		ZA 9707859 A	02-03-1998

EP 1374801 A1	02-01-2004	AT 323452 T	15-05-2006
		DE 60304625 T2	16-05-2007
		JP 4574131 B2	04-11-2010
		JP 2004130075 A	30-04-2004
		US 2004158307 A1	12-08-2004
		US 2004260385 A1	23-12-2004
		US 2005038496 A1	17-02-2005
