



(51) МПК

A61F 2/966 (2013.01)

A61F 2/97 (2013.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61F 2/92 (2020.02); A61F 2/958 (2020.02); A61F 2/962 (2020.02); A61F 2/966 (2020.02); A61F 2/97 (2020.02)

(21)(22) Заявка: 2018131925, 09.02.2017

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
09.02.2017Дата регистрации:
18.11.2021

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
09.02.2016 DE 10 2016 102 212.8

(43) Дата публикации заявки: 10.03.2020 Бюл. № 7

(45) Опубликовано: 18.11.2021 Бюл. № 32

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 10.09.2018(86) Заявка РСТ:
EP 2017/052810 (09.02.2017)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2017/137471 (17.08.2017)Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ОБРАДОВИЧ Милицав (DE),
ОБРАДОВИЧ Александар (DE)

(73) Патентообладатель(и):

БЕНТЛИ ИННОМЕД ГМБХ (DE)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2004/0143315 A1, 22.07.2004. US
2005/0182384 A1, 18.08.2005. US 2006/0015171
A1, 19.01.2006. US 8641752 B1, 04.02.2014. US
2010/0049297 A1, 25.02.2010. RU 2014141051 A,
27.04.2016.

(54) СИСТЕМА ВЫСВОБОЖДЕНИЯ ДЛЯ САМОРАСШИРЯЮЩЕГОСЯ ЭНДОПРОТЕЗА

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к системе высвобождения для саморасширяющегося эндопротеза, в частности стента. Система высвобождения для саморасширяющегося эндопротеза содержит катетер, эндопротез (2), который при внешнем воздействии имеет первую уменьшенную в объеме форму и после устранения внешнего воздействия принимает вторую расширенную форму на месте использования и расположен с возможностью перемещения в катетере, средство для удержания

(6, 7) эндопротеза (2), а также средство, которое предназначено для оказания внешнего воздействия на эндопротез (2). Средство для оказания внешнего воздействия на эндопротез (2) представляет собой пленочный рукав (3), который своим дистальным концом (4) окружает эндопротез (2) в его уменьшенной в объеме форме и своим проксимальным концом (5) доходит до проксимального конца катетера таким образом, что он может стягиваться с эндопротезом (2), устранив внешнее воздействие. Пленочный рукав

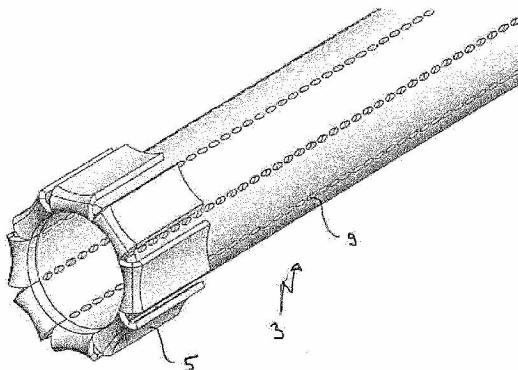
R U 2 7 5 9 8 7 3 C 2

R U 2 7 5 9 8 7 3 C 2

R U 2 7 5 9 8 7 3 C 2

(3) прилегает к проксимальному концу эндопротеза, проходит по всей длине эндопротеза к дистальному концу эндопротеза, там отогнут сам на себя и проходит обратно по эндопротезу до проксимального конца катетера. В пленочном рукаве расположены перфорации (9), прорези или зоны утонения, проходящие в продольном направлении, и которые при оттягивании

пленочного рукава приводят к разрыву пленочного рукава и эндопротез благодаря этому высвобождается, как при снятии кожуры банана. Изобретение при помощи простых средств позволяет надежно и точно высвобождать эндопротез на месте использования. 12 з.п. ф-лы, 6 ил.



ФИГ. 5

R U 2 7 5 9 8 7 3 C 2

R U 2 7 5 9 8 7 3 C 2

RUSSIAN FEDERATION



(19)

RU (11)

2 759 873⁽¹³⁾ C2

(51) Int. Cl.
A61F 2/966 (2013.01)
A61F 2/97 (2013.01)

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61F 2/92 (2020.02); *A61F 2/958* (2020.02); *A61F 2/962* (2020.02); *A61F 2/966* (2020.02); *A61F 2/97* (2020.02)

(21)(22) Application: 2018131925, 09.02.2017

(24) Effective date for property rights:
09.02.2017

Registration date:
18.11.2021

Priority:

(30) Convention priority:
09.02.2016 DE 10 2016 102 212.8

(43) Application published: 10.03.2020 Bull. № 7

(45) Date of publication: 18.11.2021 Bull. № 32

(85) Commencement of national phase: 10.09.2018

(86) PCT application:
EP 2017/052810 (09.02.2017)

(87) PCT publication:
WO 2017/137471 (17.08.2017)

Mail address:
129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

OBRADOVIC, Milisav (DE),
OBRADOVIC, Aleksandar (DE)

(73) Proprietor(s):

BENTLEY INNOMED GMBH (DE)

(54) RELEASE SYSTEM FOR A SELF-EXPANDING ENDOPROSTHESIS

(57) Abstract:

FIELD: medical equipment.

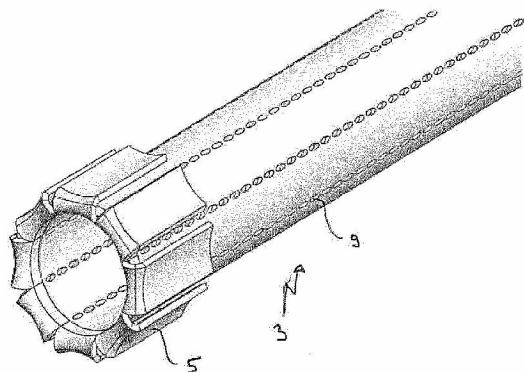
SUBSTANCE: invention relates to medical equipment, namely to a release system for a self-expanding endoprosthesis, in particular, a stent. The release system for a self-expanding endoprosthesis contains a catheter, an endoprosthesis (2), under an external influence having a first shape, reduced in volume, and after eliminating the external influence taking a second expanded shape at the place of use, and located so as to be configured to move in the catheter, a means for retaining (6, 7) the endoprosthesis (2), as well as a means intended for imparting an external influence on the endoprosthesis (2). The means for

imparting an external influence on the endoprosthesis (2) constitutes a film sleeve (3) surrounding the endoprosthesis (2) in the reduced in volume shape thereof with the distal end (4) thereof and reaching the proximal end of the catheter with the proximal end (5) thereof so as to be capable of being pulled off the endoprosthesis (2), eliminating the external influence. The film sleeve (3) adjoins the proximal end of the endoprosthesis, extends along the entire length of the endoprosthesis to the distal end of the endoprosthesis, is there bent onto itself and extends back along the endoprosthesis to the proximal end of the catheter. Located in the film sleeve are perforations (9), cuts or

thinning areas extending in the longitudinal direction and which causing a rupture of the film sleeve when pulling the film sleeve, thereby releasing the endoprosthesis as when removing the banana peel.

EFFECT: invention provides a possibility of reliably and accurately releasing the endoprosthesis at the place of use by simple means.

13 cl, 6 dwg



ФИГ. 5

R U 2 7 5 9 8 7 3 C 2

R U 2 7 5 9 8 7 3 C 2

Изобретение относится к системе высвобождения для саморасширяющегося эндопротеза с катетером, эндопротезом, который при внешнем воздействии имеет первую уменьшенную в объеме форму и после устраниния внешнего воздействия принимает вторую расширенную форму на месте использования и расположен с возможностью перемещения в катетере, со средством для удержания эндопротеза в катетере, а также со средством, которое подходит для того, чтобы оказывать внешнее воздействие на эндопротез. Эндопротезом является в частности сосудистый стент.

Эндопротезы, в частности стенты для сосудистой системы, известны в различных формах. Стенты различают между расширяемыми баллоном стентами и саморасширяемыми стентами. Оба варианта имплантируются сконструированными специально для них катетерами. При имплантации очень важно, чтобы стент позиционировался точно. Это является в частности проблемой при более длинных саморасширяющихся стентах, которые зачастую используются периферически.

Саморасширяющиеся стенты изготавливаются из сплава с памятью формы, например,

из сплавов никеля и титана (нитинола), и для размещения в катетере приводятся в первую уменьшенную в объеме форму, то есть они имеют уменьшенный диаметр. В катетере они благодаря внешнему воздействию, которое оказывает трубка катетера, сохраняют этот уменьшенный диаметр. При выдвижении из катетера эти стенты принимают затем свою вторую расширенную форму с большим диаметром, который они сохраняют в месте имплантации. Так как расширение имеет место непосредственно при оставлении катетера, и тем самым эти стенты имеют некоторое время расширенный дистальный конец и уменьшенный в объеме проксимальный конец, и при высвобождении из катетера начинают действовать силы трения, точность размещения страдает. Этому также способствует то, что при расширении стента при выходе из катетера имеет место сокращение длины.

Для преодоления этой проблемы были разработаны различные способы. Один способ основывается на использовании механического вспомогательного средства размещения, которое контролируемо выталкивает стент из катетера. Известно также заключение стента в оболочку, которая на месте использования разрывается при помощи расположенного в стенте баллона; стент может расширяться, баллон же вытягивается с катетером из сосудистой системы. Оба способа конструктивно сложны. Кроме того, при последнем способе материал оболочки может оставаться в сосудистой системе.

Тем самым в основе изобретения лежит задача предоставить систему высвобождения для саморасширяющихся эндопротезов, в частности стентов, которая при помощи простых средств позволяет надежно и точно высвобождать эндопротез на месте использования.

Эта задача решается с помощью системы высвобождения указанного вначале типа, у которой средством для оказания внешнего воздействия на эндопротез является пленочный рукав, который окружает эндопротез в его уменьшенной в объеме форме и своим проксимальным концом доходит до проксимального конца катетера таким образом, что он может стягиваться с эндопротезом, устранивая внешнее воздействие.

Далее изобретение описывается на основе саморасширяющегося стента, который удерживается пленочным рукавом в уменьшенной в объеме форме.

Пленочный рукав представляет собой эффективное средство для заключения стента. Рукав может стягиваться с незначительной затратой усилий, и тем самым стент может расширяться. Следует понимать, что стент во время процесса высвобождения должен при помощи удерживающего средства, такого как открытый толкател, удерживаться

в своем положении.

Предпочтительно пленочный рукав дистально прилегает своей наружной стороной к стенту, проходит до дистального конца стента и там отогнут (вывернут) сам на себя, для того чтобы проходить обратно по стенту до проксимального конца катетера.

5 В частности, пленочный рукав прилегает к проксимальному концу стента, проходит по всей длине стента, для того чтобы на его дистальном конце поворачивать обратно и проходить назад до проксимального конца катетера. Пленочный рукав покрывает таким образом стент по всей его длине дважды. При этом внешний рукав, на котором имеет место тянувшая нагрузка, может быть выполнен более толстым и прочным, чем

10 прилегающая к стенту часть.

Пленочный рукав, который используется согласно изобретению, представляет собой оболочку, которая окружает и удерживает стент в его уменьшенной в объеме первой форме. Для высвобождения он оттягивается назад лечащим врачом через шлюзовой затвор катетера настолько, что стент высвобождается. Предпочтительно вместе с

15 высвобождением стента также разъединяется его соединение с удерживающим средством.

Двойное покрытие стента пленочным шлангом имеет то преимущество, что стягивание может осуществляться с очень незначительной затратой усилий.

Используемый для пленочного рукава материал, в частности медицински безопасный

20 пластик и предпочтительно PTFE, имеет хорошую способность к скольжению по самому себе и по другим материалам и тем самым незначительное трение. Это облегчает выдвижение стента из катетера и его высвобождение. В частности, у периферических стентов с большой длиной трение стента по стенке катетера и сжатие стента при выдвижении представляют собой часто встречающуюся проблему.

25 Для того чтобы облегчать стягивание пленочного рукава, он может быть снабжен перфорациями и прорезями, которые при оттягивании приводят к разрыву пленочного рукава. Эти перфорации или прорези целесообразно расположены вдоль, по меньшей мере, одной линии в продольном направлении. Это предотвращает обрыв пленочного рукава, который не должен оставаться в сосудистой системе.

30 Далее целесообразно снабжать катетер в дистальной области, в которой перемещается стент, перфорациями и предусматривать возможность промывки, что дополнительно повышает способность к скольжению окруженного стента в катетере. Промывочная жидкость может через перфорации и прорези пленочного рукава проникать также к окруженному стенту. Промывочная жидкость оказывает в связи желаемое смазочное

35 действие.

Кроме того, катетер, пленочный рукав и/или стент могут иметь гидрофильное покрытие для улучшения способности к скольжению. Такие покрытия по существу известны у катетеров.

Для уменьшения трения между слоями пленки на стенте при стягивании может быть

40 полезным снабжать внешний слой пленки перфорациями, которые делают возможным доступ жидкости. Эти перфорации, в отличие от возможных перфораций помочи разрыва, распределены по поверхности.

Средством для удержания и сдвига стента может быть струна-проводник или толкатель, который в каждом случае соединен со стентом или прилегает к стенту. После

45 отделения стента от катетера требуется удерживающее действие, для того чтобы

удерживать стент во время стягивания пленки в положении. Например, струна-проводник или толкатель может при помощи выполненного подходящим образом удерживающего устройства входить в зацепление на своем дистальном конце изнутри

с ячейками нерасширенного стента; это соединение разъединяется при высвобождении стента и его расширении.

Предпочтительной является струна-проводник или толкатель, который при помощи пленочного рукава соединен со стентом и благодаря стягиванию пленочного рукава отсоединяется от стента. Для этого струна-проводник может иметь на своем дистальном конце, например, диск, который своим диаметром соответствует диаметру стента в его уменьшенной в объеме форме и который доходит непосредственно до стента. Как только пленочный рукав стянут со стента, стент расширяется по всей своей длине и отсоединен от струны-проводника или теряет свой контакт с прилегающим толкателем.

В качестве толкателя принимается в расчет также отдельный шланг, который своим дистальным концом доходит до проксимального конца стента и подходит для того, чтобы удерживает его в положении при оттягивании катетера. Для этого проксимальный конец этого отдельного шланга может быть усилен, выполнен в виде утолщения или завернут, для того чтобы образовывать достаточную контролпору для стента. Отдельный шланг проходит соосно внутри пленочного рукава до проксимального конца катетера и может управляться лечащим врачом через шлюзовой затвор.

Если толкатель образовывается отдельным шлангом, то он имеет, как правило, более толстую стенку, чем пленочный рукав, чтобы он мог передавать необходимое для позиционирования стента сдвиговое действие.

Согласно дальнейшему варианту осуществления отдельный шланг толкателя может быть соединен, например, сварен с пленочным рукавом, который окружает стент. В этом случае он примыкает к расположенному непосредственно на стенте дистальному концу пленочного рукава.

Для того чтобы трение между обоими слоями пленочного рукава, то есть между дистальным концом пленочного рукава, который расположен непосредственно на стенте, и проксимальной частью, которая проходит назад от дистального конца стента к проксимальному концу катетера и загнута на дистальный конец пленочного рукава, удерживать на низком уровне, может быть целесообразным сохранять проксимальную часть пленочного рукава с несколько большим диаметром, чем дистальный конец.

Далее возможно использовать для выходящего за пределы хода стента участка проксимальной части пленочного рукава материал рукава, который имеет большую прочность на разрыв.

Другие механизмы отсоединения могут также использоваться. Например, механическое соединение струны-проводника со стентом может известным образом электролитически разъединяться.

Использованные здесь понятия "проксимальный" и "дистальный" являются равнозначными с понятиями "обращенный к лечащему врачу или концу катетера" и соответственно "указывающий от лечащего врача или конца катетера".

Изобретение разъясняется более подробно посредством чертежа с предпочтительными вариантами осуществления. Следует понимать, что показанные на нем и описанные в дальнейшем более подробно признаки могут прочитываться обобщенно в отношении описанного здесь изобретения и не относятся только к изображеному частному случаю.

На чертеже показаны:

фиг. 1 - схематично и в разрезе первый вариант соответствующей изобретению системы высвобождения;

фиг. 2 - второй вариант соответствующей изобретению системы высвобождения;

фиг. 3 - разрез по линии А-А через систему высвобождения согласно фиг. 2;

фиг. 4 - система высвобождения согласно фиг. 2 на виде с торца;

фиг. 5 - пленочный рукав для фиксации стента; и

фиг. 6 - соответствующая изобретению система высвобождения в принципе.

Фиг. 1 показывает в разрезе первый вариант соответствующей изобретению системы

5 1 высвобождения, при которой стент 2 расположен внутри пленочного рукава 3.

Пленочный рукав 3 имеет дистальный конец 4, который непосредственно прилегает к стенту 2 и удерживает его в его уменьшенной в объеме форме. Стент 2 состоит из материала с памятью формы, предпочтительно сплава никеля и титана, такого как нитинол, который при внешнем воздействии удерживается в своей уменьшенной в

10 объеме форме. Внешнее воздействие оказывается пленочным рукавом 3.

Пленочный рукав 3 разделен на дистальную часть 4 и проксимальную часть 5, причем дистальная часть непосредственно прилегает к стенту и окружает его, а проксимальная часть 5 завернута на дистальную часть 4 и проходит назад к проксимальному концу катетера (не изображен). Катетер окружает комбинацию из стента 2 и пленочного

15 рукава 3.

Для того чтобы высвобождать стент 2 из катетера, на его проксимальном конце находится толкатель, который в изображенном примере состоит из толкающей проволоки 6 и прилегающего к проксимальному концу стента 2 диска 7. При помощи толкающей проволоки 6 и диска 7 на стент 2 может оказываться необходимое усилие,

20 для того чтобы удерживать его в его положении, если катетер оттягивается назад.

Высвобождение стента 2 происходит посредством стягивания пленочного рукава 3. Вследствие того, что проксимальный конец 5 пленочного рукава отогнут на дистальный конец 4, пленочный рукав 3 в целом может легко стягиваться со стента 2. Стягивание может облегчаться посредством выполнения перфораций, прорезей или зон утонения, 25 которые проходят в продольном направлении. В этом случае стент 2 можно высвобождать, как при снятии кожуры банана.

В изображенном случае стент 2 и диск 7 толкателя не соединены друг с другом, а лишь удерживаются вместе пленочным рукавом 3. Как только пленочный рукав 3 полностью стянут со стента 2, стент 2 расширяется и отделяется от диска 7 толкателя.

30 Фиг. 2 показывает дальнейший вариант соответствующей изобретению системы 1 высвобождения. Стент 2 удерживается дистальным концом 4 пленочного рукава 3 в своей уменьшенной в объеме форме. Как и на фиг. 1, пленочный рукав 3 загнут своим проксимальным концом 5 на дистальную часть 4. Сылочная позиция 8 обозначает область загиба пленочного рукава, сылочная позиция 9 обозначает расположенные 35 на пленочном рукаве 3 в области стента 2 и проходящие в продольном направлении прорези, которые облегчают разрыв и оттягивание. Принципиально подобные ослабления пленочного рукава находятся только в области, которая покрывает стент 2.

Пленочный рукав 3 проходит по всей длине неизображенного катетера. Он может 40 стягиваться лечащим врачом со стента 2 за свой выступающий через входной шлюзовой затвор конец.

В изображенном случае толкатель состоит из шланга или гибкой трубки 10, которая проходит внутри пленочного рукава 3. Шланг 10 достаточно жесток, для того чтобы передавать необходимое для отделения стента 2 от катетера усилие. Шланг 10

45 присоединен посредством сварки 11 к дистальному концу дистальной части 4 пленочного рукава 3. Все шланги или их части проходят соосно.

Между прилегающей непосредственно к стенту 2 дистальной частью 4 пленочного рукава 3 и его отогнутой проксимальной частью 5 находится свободное пространство

12, которое возникает из-за различных диаметров частей пленочного рукава. Это уменьшает трение и облегчает "снятие кожуры".

Фиг. 3 показывает поперечный разрез А-А через систему высвобождения согласно фиг. 2. Можно увидеть послойную структуру с расположенным внутри стентом 2, расположенной над ним частью 4 пленочного рукава, промежуточным пространством 12 между обоими слоями пленочного рукава и с наружным проходящим назад в проксимальном направлении слоем 5 пленочного рукава. Далее можно увидеть прорези 9, которые облегчают разрыв пленочного рукава 3 при стягивании.

Фиг. 4 показывает на виде с торца дистальный конец устройства 1 ввода с областью

10 8 загиба пленочного рукава, расположенным внутри стентом 2 и прорезями 9, через которые можно увидеть проходящий назад проксимальный конец 5 пленочного рукава 3.

Фиг. 5 отдельно показывает пленочный рукав 3 с восемью равномерно распределенными по периметру и проходящими в продольном направлении 15 перфорационными линиями 9, которые делают возможным разрыв пленочного рукава 3. В случае использования эндопротез 2 находится внутри пленочного рукава 3, а вводимый катетер или шланг на наружной стороне. Пленочный рукав 3 на своем конце завернут и образует отдельные язычки 5. Образованные между язычками 5 разрезы проходят параллельно к перфорационным линиям 9, так что при стягивании пленочного 20 рукава при помощи язычков 5 пленочный рукав разрывается по перфорационной линии 9 и высвобождает расположенный в нем эндопротез, как правило, саморасширяющийся стент. Для оттягивания пленочного рукава 3 на язычках расположен, например, шланг (не изображен). Вместо шланга стягивания могут использоваться, например, также шнуры или проволоки.

25 Пленочный рукав 3 состоит предпочтительно из PTFE, материала, который обеспечивает малое сопротивление трения и облегчает тем самым оттягивание рукава.

Фиг. 6 показывает принцип соответствующей изобретению системы со стентом 2, расположенным на нем пленочным рукавом 3, который на дистальном конце стента завернут и заканчивается язычками 5, толкателем 13, который подходит для того, 30 чтобы выталкивать стент из окружающего катетера или стабилизирующего шланга 14, а также со шлангом 10, который закреплен на завернутом конце 5 (соответственно на язычках 5 на фиг. 5), для стягивания пленочного рукава 3 со стента 2 после высвобождения стента 2 из катетера 14 при помощи толкателя 13. Вместо шланга 10 могут также использоваться один или несколько тяговых тросов.

35 На изображении стрелки показывают направление движения соответствующих элементов при позиционировании стента 2.

(57) Формула изобретения

1. Система высвобождения для саморасширяющегося эндопротеза, содержащая 40 катетер, эндопротез (2), который при внешнем воздействии имеет первую уменьшенную в объеме форму и после устранения внешнего воздействия принимает вторую расширенную форму на месте использования и расположен с возможностью перемещения в катетере, средство для удержания (6, 7) эндопротеза (2), а также средство, которое предназначено для оказания внешнего воздействия на эндопротез (2), причем 45 средство для оказания внешнего воздействия на эндопротез (2) представляет собой пленочный рукав (3), который своим дистальным концом (4) окружает эндопротез (2) в его уменьшенной в объеме форме и своим проксимальным концом (5) доходит до проксимального конца катетера таким образом, что он может стягиваться с эндопротеза

(2), устраняя внешнее воздействие,

отличающаяся тем, что пленочный рукав (3) прилегает к проксимальному концу эндопротеза, проходит по всей длине эндопротеза к дистальному концу эндопротеза, там отогнут сам на себя и проходит обратно по эндопротезу до проксимального конца катетера, причем в пленочном рукаве расположены перфорации, прорези или зоны утонения, проходящие в продольном направлении, и которые при оттягивании пленочного рукава приводят к разрыву пленочного рукава и эндопротеза благодаря этому высвобождается, как при снятии кожуры банана.

2. Система высвобождения по п. 1, отличающаяся тем, что пленочный рукав (3)

10 прилегает своим дистальным концом (4) к проксимальному концу эндопротеза (2).

3. Система высвобождения по п. 1 или 2, отличающаяся тем, что эндопротез (2) представляет собой сосудистый стент.

4. Система высвобождения по п. 3, отличающаяся тем, что стентом (2) является периферический стент.

15 5. Система высвобождения по любому из пп. 1-4, отличающаяся тем, что пленочный рукав (3) состоит из медицински безопасного пластикового материала.

6. Система высвобождения по п. 5, отличающаяся тем, что пленочный рукав (3) состоит из PTFE (политетрафторэтилена).

7. Система высвобождения по любому из пп. 1-6, отличающаяся тем, что катетер 20 имеет в дистальной области перфорации.

8. Система высвобождения по п. 7, отличающаяся тем, что катетер и/или пленочный рукав (3), и/или эндопротез (2) имеют гидрофильное покрытие.

9. Система высвобождения по п. 7 или 8, отличающаяся тем, что катетер имеет промывное устройство.

25 10. Система высвобождения по любому из пп. 1-9, отличающаяся тем, что средство для удержания (6, 7) эндопротеза (2) в катетере представляет собой толкатель, который расположен внутри пленочного рукава (3).

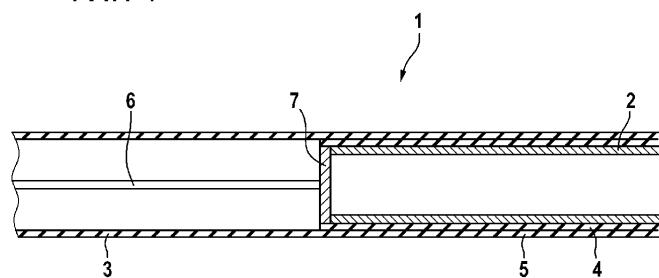
11. Система высвобождения по любому из пп. 1-9, отличающаяся тем, что средство для удержания (6, 7) эндопротеза (2) в катетере представляет собой толкатель, который 30 разъемно соединен с эндопротезом (2) и проходит в пленочном рукаве (3).

12. Система высвобождения по п. 11, отличающаяся тем, что толкатель (6, 7) при помощи пленочного рукава (3) соединен с возможностью самоотделения с эндопротезом (2) таким образом, что при высвобождении эндопротеза (2) на месте использования соединение разъединяется.

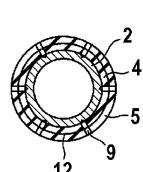
35 13. Система высвобождения по п. 11 или 12, отличающаяся тем, что толкатель (6, 7) представляет собой шланг.

1/3

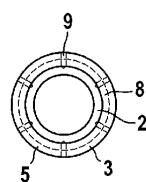
ФИГ. 1



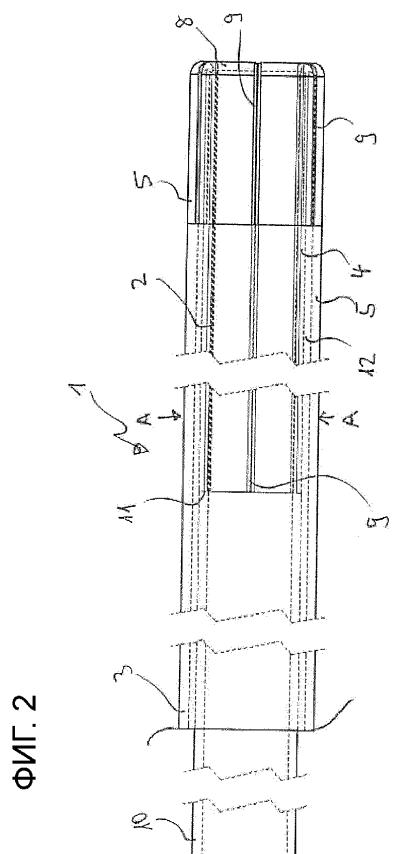
ФИГ. 3



ФИГ. 4



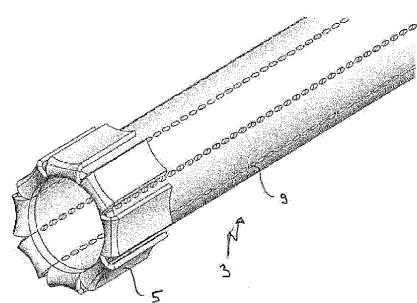
2/3



ФИГ. 2

3/3

ФИГ. 5



ФИГ. 6

