



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2011148079/14, 18.05.2010

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
18.05.2010

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
18.05.2009 SE 0900637-0

(43) Дата публикации заявки: 27.06.2013 Бюл. № 18

(45) Опубликовано: 20.06.2015 Бюл. № 17

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 4753221 A, 28.06.1988 . EP 0364293 A2, 18.04.1990 . DE 10336902 B3, 19.08.2004. EP 0768900 B1, 13.03.2002. RU 2111018 C1, 20 05 1998

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 19.12.2011

(86) Заявка РСТ:
EP 2010/056772 (18.05.2010)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2010/133567 (25.11.2010)

Адрес для переписки:

197101, Санкт-Петербург, а/я 128, ООО "АРС-ПАТЕНТ", М.В. Хмаре

(72) Автор(ы):

РЕЙТАН Эйвинд (SE)

(73) Патентообладатель(и):

КАРДИОБРИДЖ ГМБХ (DE)

(54) **КАТЕТЕРНЫЙ НАСОС**

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине и может быть использована для временной поддержки кровообращения. Катетерный насос содержит удлиненную гильзу с приводным стержнем, проходящим сквозь гильзу и присоединяемым своим проксимальным концом к внешнему источнику приводной энергии. Ротор установлен со стороны дистального конца приводного стержня на приводной вал, соединенный с приводным стержнем, и представляет собой пропеллер, заключенный в клетку, образованную лентами, нитями или полосками. Концы группы указанных лент, нитей или полосок закреплены на взаимно подвижных

трубках, находящихся на приводном валу. Пропеллер и клетка выполнены с возможностью развертывания из сложенного положения, соответствующего примыканию к приводному валу, в развернутое, рабочее положение. Средство фиксации ротора после его введения в восходящей части аорты вблизи аортального клапана образовано элементом, выступающим из дистального конца катетера и предназначенным для введения в сердце с целью использования его стенки в качестве опоры. Длина выступающего элемента выбрана такой, что при упоре его дистального конца в стенку сердца пропеллер и клетка находятся снаружи сердца, но в

восходящей части аорты вблизи аортального клапана. Раскрыты альтернативные варианты выполнения катетерного насоса, имеющие конструктивные отличия. Изобретения позволяют

обеспечить повышение производительности при малоинвазивном вмешательстве для имплантации насоса. 3 н. и 3 з.п. ф-лы, 12 ил.

RU 2 5 5 3 9 3 8 C 2

RU 2 5 5 3 9 3 8 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21)(22) Application: **2011148079/14, 18.05.2010**(24) Effective date for property rights:
18.05.2010

Priority:

(30) Convention priority:
18.05.2009 SE 0900637-0(43) Application published: **27.06.2013 Bull. № 18**(45) Date of publication: **20.06.2015 Bull. № 17**(85) Commencement of national phase: **19.12.2011**(86) PCT application:
EP 2010/056772 (18.05.2010)(87) PCT publication:
WO 2010/133567 (25.11.2010)

Mail address:

197101, Sankt-Peterburg, a/ja 128, OOO "ARS-PATENT", M.V. Khmare(72) Inventor(s):
REJTAN Ehjvind (SE)(73) Proprietor(s):
KARDIOBRIDZh GMBKh (DE)(54) **CATHETER PUMP**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions refers to medicine and can be used for temporary blood supply maintenance. A catheter pump comprises an elongated sleeve with a drive rod passing through the sleeve and having its proximal end attached to an outer driven energy source. A rotor is mounted at the side of the distal end of the drive rod on a drive shaft connected to the drive rod, and represents a propeller encaged by ribbons, threads or strips. Ends of the above grouped ribbons, threads or strips are fastened on mutually movable tubes found on the drive shaft. The propeller and the cage are configured so as to transform from the folded position corresponding to the drive shaft attachment into the unfolded working position. A rotor

fixation unit inserted into the ascending part of the aorta in a proximity to the aortic valve is formed by an element projecting from the distal end of the catheter and inserted into the heart for the purpose of using its wall as a support. The length of the projecting element is so that when its distal end rests against the heart wall, the propeller and cage are found outside the heart, however within the ascending portion of the aorta in proximity to the aortic valve. There are disclosed alternative embodiments of the catheter pump having features of construction.

EFFECT: invention enables providing higher performance with minimally invasive intervention for the pump implantation.

6 cl, 12 dwg

Уровень техники

Система Reitan с катетерным насосом ("The Reitan Catheter Pump System") представляет собой систему временной поддержки кровообращения, основанную на концепции складывающегося пропеллера, закрепленного на конце гибкого катетера. Система
5 предназначена для пациентов с сердечной недостаточностью, когда сердце не в состоянии снабжать тело достаточным количеством обогащенной кислородом крови.

Данная система описана в EP 0768900 и в патентных заявках Швеции 0801459-9 и 0801460-7, причем содержащиеся в названных публикациях сведения о системе, с учетом ее последних усовершенствований, включены, посредством ссылки, в данное описание.
10 Приведенные в этих документах размеры являются предпочтительными, т.е. не накладывают ограничений на объем изобретения.

В продаже имеются несколько моделей насосов крови. Однако для имплантации большинства из них требуется серьезное хирургическое вмешательство. Поэтому использование складывающегося пропеллера имеет то преимущество, что его введение
15 в сложенном состоянии позволяет ввести в тело большой пропеллер чрескожно, без необходимости хирургического вмешательства. Будучи развернутым, большой пропеллер насоса обеспечивает высокую производительность. Пропеллер помещается в головку насоса на дистальном конце катетера. В дополнение к пропеллеру, головка насоса содержит также клетку, выполненную из нитей, окружающих пропеллер, чтобы
20 защитить от него аорту.

Введение производится чрескожно, посредством пункции артериальной системы, предпочтительно бедренной артерии в паховой области, через "рукав" интродьюсера. Предыдущий вариант насоса продвигался в верхнюю часть грудной аорты так, чтобы головка насоса находилась примерно на 5-10 см ниже левой подключичной артерии.
25 Установив насос в заданное положение, производят раскрытие пропеллера и его защитной клетки с проксимального конца гибкого катетера посредством механизма зонтичного типа. В этом положении вращение пропеллера создает внутри аорты градиент давления. Снижение кровяного давления, создаваемого в верхней части аорты, облегчает изгнание крови из левого желудочка. Повышенное давление в нижней части
30 аорты облегчает перфузию внутренних органов, особенно почек.

Передача энергии к пропеллеру осуществляется с помощью вращающегося приводного стержня, проходящего через внутреннюю часть катетера и подсоединенного на проксимальном конце к двигателю постоянного тока. Данный двигатель способен работать с регулируемой скоростью вращения, контролируемой посредством специально
35 сконструированного пульта управления.

Система CARDIOBRIDGE REITAN состоит из четырех основных компонентов: 1 - катетер с головкой насоса, 2 - приводной модуль, 3 - пульт управления и 4 - промывочный комплект.

Сам катетерный насос REITAN содержит гибкие наружный и внутренний катетеры,
40 которые имеют возможность взаимного перемещения со скольжением, чтобы раскрыть защитную клетку и развернуть находящийся в ней пропеллер. По центральному просвету внутреннего катетера проходит гибкий приводной стержень. У внутреннего катетера имеются также два небольших канала для транспортирования двадцатипроцентного раствора глюкозы к головке насоса для ее смазки и промывки. Одна треть раствора
45 возвращается по центральному просвету для приводного стержня, а две трети поступают в организм пациента.

Головка насоса

Диаметр головки насоса, установленной на дистальном конце гибкого катетера, при

ее введении составляет около 3,5 мм (10 French), тогда как ее размер в развернутом состоянии составляет примерно 19,5 мм. Вращение пропеллеру придается посредством вращающегося приводного стержня, который проходит по центральному просвету внутреннего катетера, начиная от его проксимального конца, сопряженного посредством

5 магнитного поля с двигателем постоянного тока, находящимся в приводном модуле.

Приводной модуль

Приводной модуль сконструирован с возможностью поместить его рядом с кроватью пациента и снабжен ведущей магнитной полумуфтой для подключения одним своим концом к катетерному насосу. Другой конец приводного модуля подсоединен

10 электрическим кабелем к пульту управления.

Пульт управления

Основные функции этого пульта состоят в отслеживании скоростей катетерного насоса и перистальтического насоса для промывочной жидкости и в управлении ими. Все функции управления системой и отслеживаемые параметры отображаются на

15 сенсорном дисплее (тачскрине).

Скорость вращения двигателя, вращающегося приводного стержня и пропеллера регулируется и контролируется пультом управления. Диапазон регулировки составляет 1000-15000 об/мин.

Система промывки

20 Система промывки служит для смазывания вращающихся частей насоса и для предотвращения попадания в них крови. Она состоит из небольших каналов, сформированных внутри катетера, чтобы транспортировать стерильный двадцатипроцентный раствор глюкозы для смазывания внутренних компонентов. К промывочной текучей среде добавляют гепарин. Одна треть текучей среды

25 транспортируется обратно по внутреннему просвету и смазывает вращающийся приводной стержень. Две трети раствора глюкозы попадают в систему кровообращения пациента, отделяя при этом ее от приводного вала. Скорость перистальтического насоса задается с пульта управления.

Описанная система раскрыта в документе WO 2009/157840, опубликованном после

30 даты приоритета настоящего изобретения.

Далее будут описаны усовершенствования рассмотренного катетерного насоса.

В описанной конструкции отсутствует фиксаторный механизм для безопасного позиционирования и фиксации насоса в восходящей части аорты (над аортальным клапаном) при введении насоса в тело пациента у паховой области.

35 С введением через бедренную артерию связаны следующие проблемы:

насос необходимо провести через изгиб, образованный дугой аорты;

необходимо зафиксировать насос в восходящей части аорты, чтобы устранить опасность его смещения до касания с аортальным клапаном.

Однако современные насосы могут быть помещены в восходящую часть аорты в

40 процессе операции на сердце только через шунт на дуге аорты или, в отдельных случаях, через правую (или левую) сонную артерию.

В US 4753221 описан удлиненный катетер насоса крови. Этот катетер содержит упругие пальцы для упора в направлении радиально наружу в стенки легочной артерии и для удерживания катетера на расстоянии от внутренних стенок аорты, так что кровь

45 может беспрепятственно поступать в коронарные артерии.

В EP 0364293 A2 описан катетер насоса крови, содержащий кольцевую барьерную стенку, служащую для удерживания дистального конца катетера в желательном функциональном положении внутри аорты.

В DE 10336902 В3 описано внутрисердечное насосное устройство для чрескожного введения, содержащее насос, присоединенный к проксимальному концу катетера, который со стороны дистального конца (со стороны всасывания) соединен с канюлей, входные отверстия которой пространственно удалены от насоса. Из дистального конца (входного отверстия) канюли выступает гибкий элемент, который может быть снабжен "свиным хвостиком", используемым в катетерах и стенках. Закругленный "свиной хвостик" служит атравматической опорой на ткани сердца или стенки сосуда.

Раскрытие изобретения

Изобретение направлено на создание головки насоса, которая может быть продвинута дальше в аорту, с прохождением через дугу аорты в восходящую часть аорты.

Для решения указанной задачи предлагаются варианты катетерного насоса для позиционирования в восходящей части аорты вблизи аортального клапана человека-пациента, образующие единый изобретательский замысел.

Первый вариант катетерного насоса содержит удлиненную гильзу с приводным стержнем, проходящим сквозь гильзу и присоединяемым своим проксимальным концом к внешнему источнику приводной энергии, и ротор, который установлен, со стороны дистального конца приводного стержня, на приводной вал, соединенный с приводным стержнем, и представляет собой пропеллер, заключенный в клетку. Концы группы указанных лент, нитей или полосок закреплены на взаимно подвижных трубках, находящихся на приводном валу, а пропеллер и клетка выполнены с возможностью разворачивания из сложенного положения, соответствующего примыканию к приводному валу, в развернутое, рабочее положение. Это положение характеризуется тем, что дополнительно содержит средство фиксации ротора, после его введения, в восходящей части аорты вблизи аортального клапана, которое образовано элементом, выступающим из дистального конца катетера и предназначенным для введения в сердце с целью использования его стенки в качестве опоры. При этом длина выступающего элемента выбрана такой, что при упоре его дистального конца в стенку сердца пропеллер и клетка находятся снаружи сердца, но в восходящей части аорты вблизи аортального клапана.

Второй вариант катетерного насоса отличается от первого тем, что элемент, выступающий из дистального конца катетера и образующий средство фиксации ротора, имеет в естественном состоянии форму кольца, части кольца или спирали, расположенного (расположенной) в плоскости, перпендикулярной продольной оси катетера, но выполненный с возможностью введения, в распрямленном состоянии, в кровеносный сосуд и возврата в естественное состояние снаружи сердца вблизи него с поддержанием ротора и размещением вокруг ротора над аортальным клапаном так, что дистальное окончание, завершающее дистальный конец выступающего элемента, находится в стенке или вплотную к стенке восходящей части аорты.

Третий вариант катетерного насоса отличается от первого и второго вариантов тем, что в нем некоторые из лент, нитей или полосок, образующих клетку, или их части выполнены с возможностью выступать из клетки, чтобы контактировать своими дистальными концами со стенкой кровеносного сосуда и фиксировать клетку с заключенным в ней ротором в восходящей части аорты вблизи аортального клапана.

При этом в любом из этих вариантов насоса ленты, нити или полоски клетки могут образовывать открытую конструкцию, допускающую формирование ретроградного кровотока снаружи ротора.

Помещение катетерного насоса в восходящей части аорты дает существенные

преимущества.

Ретроградный кровоток, аортальный клапан и коронарная перфузия

Когда насос помещен в трубку (аорту), вращение пропеллера создает внутри трубки градиент давления, т.е. давление до пропеллера будет ниже, чем за ним. Градиент давления создает ретроградный кровоток вдоль стенки трубки. Поскольку кровоток
5 вдоль стенки аорты направлен против кровотока через пропеллер, он может рассматриваться как приводящий к энергетическим потерям.

Аортальный клапан представляет собой трехлепестковый клапан, присоединенный к стенке восходящей части аорты, непосредственно над левым желудочком. Если насос
10 установлен над аортальным клапаном, ретроградный кровоток останавливается лепестками клапана. Тем самым достигается эффект повышения градиента давления.

В лабораторных испытаниях давление могло увеличиваться более чем в 3 раза по сравнению с давлением, обеспечиваемым в прямой трубке.

За счет этого обеспечиваются следующие результаты:

1) уменьшается постнагрузка левого желудочка, что означает уменьшение рабочей
15 нагрузки на этот желудочек;

2) поскольку коронарные артерии отходят выше лепестков клапана, увеличение ретроградного кровотока усилит давление коронарной перфузии;

3) позиционирование насоса до места отхода мозговых артерий усилит перфузию
20 мозга.

Катетер предпочтительно вводится посредством пункции артериальной системы, предпочтительно пункции бедренной артерии в паховой области, через "рукав" интродьюсера. Затем вводится катетерный насос, который фиксируется в заданном
положении в восходящей части аорты, непосредственно над аортальным клапаном.

25 При его использовании насос образует с сердцем последовательный контур.

Краткое описание чертежей

Далее изобретение будет описано более подробно со ссылками на прилагаемые
чертежи.

На фиг. 1-3 представлен первый вариант изобретения, в котором головка насоса
30 зафиксирована посредством выступающего элемента, предназначенного для его введения в сердце.

На фиг. 4-6 представлен второй вариант изобретения, в котором головка насоса зафиксирована посредством выступающего элемента катетера, который должен находиться снаружи аортального клапана.

35 На фиг. 7-9 представлен третий вариант изобретения, в котором головка насоса зафиксирована посредством частей окружающей пропеллер клетки, отходящих от нее и контактирующих со стенкой кровеносного сосуда.

На фиг. 10-12 представлен четвертый вариант изобретения, в котором головка насоса зафиксирована посредством нити, вводимой совместно с катетером, прикрепленной к
40 нему вблизи ротора и управляемой снаружи.

Осуществление изобретения

На фиг. 1 показан дистальный конец первого варианта катетера согласно изобретению. Головка 1 насоса состоит из клетки 2, окружающей пропеллер 3, установленный на приводном валу 4, присоединенном к приводному стержню 5,
45 проходящему сквозь удлиненную гильзу 6. Головка 1 насоса, показанная в рабочем положении, снабжена выступающим элементом 7, предназначенным для введения в сердце, как это показано на фиг. 3.

На фиг. 2 показана головка 1 насоса в процессе ее введения и интродьюсер 8.

Выступающий элемент 7 распрямлен относительно своей естественной формы (см. фиг. 1) и частично вставлен в интродьюсер 8.

На фиг. 3 показан катетер в рабочем положении, в котором выступающий элемент 7 введен в сердце 9. Показаны также части сосудистой системы, важные для понимания работы насоса:

- аортальный клапан 10;
- восходящая часть аорты 11;
- дуга 12 аорты;
- сонные артерии 13, 14;
- подключичная артерия 15;
- нисходящая часть 16 аорты;
- левая коронарная артерия 17;
- правая коронарная артерия 18.

Обозначения 20 и 21 будут пояснены далее.

Как показано на фиг. 3, выступающий элемент 7 имеет такую длину, что при упоре его дистального конца 7' о стенку сердца 9 пропеллер 3 и клетка 2 будут находиться вне сердца 9, но в восходящей части аорты 11, вблизи аортального клапана 10. Если к моменту установки катетерного насоса длина сердца пациента, которой должна соответствовать длина выступающего элемента 7, неизвестна, ее можно измерить любым подходящим для этого известным методом, например посредством зондирования сердца (см., например, Вратислав Йонаш. Частная кардиология. Государственное издательство медицинской литературы, Прага, 1958, раздел "Грудная аортография, зондирование сердца при ВПС") или двумерной эхокардиографии (см., например, Schnittger I, Gordon E. P., Fitzgerald P.J., Popp R. L. Standardized intracardiac measurements of two-dimensional echocardiography, J Am Coll Cardiol., 1983, 2 (5), pp. 934-938). При необходимости определения также размеров восходящей части аорты оно тоже может быть выполнено методом двумерной эхокардиографии или компьютерной томографии, а также аортографии (см., например, В.Ф. Кузнечевский. Хирургическое лечение аневризм восходящего отдела аорты. Автореферат. М., 2005).

На фиг. 4, 5 и 6 проиллюстрирован, в рабочем положении, дистальный конец катетера согласно второму варианту изобретения. Его отличие состоит в том, что выступающий элемент 7а в естественном (свободном) состоянии имеет форму кольца, или его части, или спирали, но который может быть вставлен в интродьюсер 8 в распрямленном состоянии, как это показано на фиг. 5. После его введения данный элемент принимает исходную (естественную) форму и поддерживает головку 1 насоса, находящегося снаружи аортального клапана 10. Как показано на фиг. 5 и 6, часть элемента 7а в форме кольца, части кольца или спирали расположена в плоскости, перпендикулярной продольной оси катетера. При этом оконечность 7а' дистального конца выступающего элемента 7а в зафиксированном положении находится непосредственно у проксимального края аортального клапана, что обеспечивает позиционирование устройства по изобретению в восходящей части аорты 11.

На фиг. 7, 8 и 9 показан третий вариант катетера согласно изобретению. Он отличается тем, что некоторые из лент, нитей или полосок 2а способны при развертывании из положения примыкания к приводному валу 4 с формированием клетки выступать из клетки, чтобы контактировать со стенкой кровеносного сосуда, фиксируя клетку с заключенным в ней пропеллером в желательном положении.

Согласно модификации, основанной на том же принципе, соответствующие нити закреплены на кольце, расположенном на конце головки насоса отдельно от клетки.

При введении катетера эти нити расположены взаимно параллельно и параллельно оси вращения головки насоса. Они выполнены таким образом, что в естественном состоянии, после развертывания клетки, они отклоняются в радиальном направлении и фиксируются к стенке сосуда. Достоинством такого выполнения является то, что нити образуют продолжение головки насоса, чтобы избежать увеличения диаметра клетки.

На фиг. 10, 11 и 12 показан вариант катетера, который характеризуется тем, что вблизи головки 1 насоса закреплена нить 19, которая вводится вместе с катетером. Нитью 19 управляют снаружи, что позволяет использовать ее, чтобы задать положение головки 1 насоса в восходящей части аорты 11.

Благодаря позиционированию головки 1 насоса в восходящей части аорты 11 непосредственно над аортальным клапаном 10 создается ретроградный кровоток 20 крови, который увеличивает поступление крови в левую и правую коронарные артерии 17, 18. Одновременно нормальный кровоток 21 крови, создаваемый насосом, увеличивает поступление крови в сонные артерии 13, 14 и подключичную артерию 15.

Фиксирование головки насоса в восходящей части аорты дает особые преимущества, однако в некоторых случаях может оказаться полезным зафиксировать его положение, например, в нисходящей ветви аорты.

Формула изобретения

1. Катетерный насос для позиционирования в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10) человека-пациента, содержащий удлиненную гильзу (6) с приводным стержнем (5), проходящим сквозь гильзу и присоединяемым своим проксимальным концом к внешнему источнику приводной энергии, и ротор, который установлен, со стороны дистального конца приводного стержня (5), на приводной вал (4), соединенный с приводным стержнем (5), и представляет собой пропеллер (3), заключенный в клетку (2), образованную лентами, нитями или полосками, причем концы группы указанных лент, нитей или полосок закреплены на взаимно подвижных трубках (22), находящихся на приводном валу (4), а пропеллер (3) и клетка (2) выполнены с возможностью развертывания из сложенного положения, соответствующего примыканию к приводному валу (4), в развернутое, рабочее положение, характеризующийся тем, что дополнительно содержит средство фиксации ротора (3), после его введения, в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10), которое образовано элементом (7), выступающим из дистального конца катетера и предназначенным для введения в сердце (9) с целью использования его стенки в качестве опоры, при этом длина выступающего элемента (7) выбрана такой, что при упоре его дистального конца в стенку сердца пропеллер (3) и клетка (2) находятся снаружи сердца, но в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10).

2. Насос по п. 1, отличающийся тем, что ленты, нити или полоски клетки (2) образуют открытую конструкцию, допускающую формирование ретроградного кровотока снаружи ротора.

3. Катетерный насос для позиционирования в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10) человека-пациента, содержащий удлиненную гильзу (6) с приводным стержнем (5), проходящим сквозь гильзу и присоединяемым своим проксимальным концом к внешнему источнику приводной энергии, и ротор, который установлен, со стороны дистального конца приводного стержня (5), на приводной вал (4), соединенный с приводным стержнем (5), и представляет собой пропеллер (3), заключенный в клетку (2), образованную лентами, нитями или полосками, причем

концы группы указанных лент, нитей или полосок закреплены на взаимно подвижных трубках (22), находящихся на приводном валу (4), а пропеллер (3) и клетка (2) выполнены с возможностью развертывания из сложенного положения, соответствующего примыканию к приводному валу (4), в развернутое, рабочее положение,

5 характеризующийся тем, что дополнительно содержит средство фиксации ротора (3), после его введения, в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10), которое образовано элементом (7а), выступающим из дистального конца катетера и имеющим в естественном состоянии форму кольца, части кольца или спирали, расположенного (расположенной) в плоскости, перпендикулярной продольной оси
10 катетера, но выполненным с возможностью введения, в распрямленном состоянии, в кровеносный сосуд и возврата в естественное состояние снаружи сердца (9) вблизи него с поддержанием ротора и размещением вокруг ротора над аортальным клапаном (10) так, что дистальное окончание, завершающее дистальный конец выступающего элемента (7а), находится в стенке или вплотную к стенке восходящей части аорты (11).

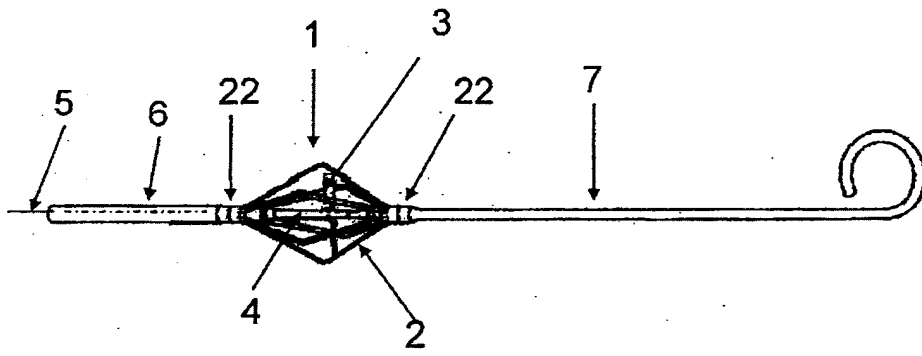
15 4. Насос по п. 3, отличающийся тем, что ленты, нити или полоски клетки (2) образуют открытую конструкцию, допускающую формирование ретроградного кровотока снаружи ротора.

5. Катетерный насос для позиционирования в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10) человека-пациента, содержащий удлиненную гильзу (6) с
20 приводным стержнем (5), проходящим сквозь гильзу и присоединяемым своим проксимальным концом к внешнему источнику приводной энергии, и ротор, который установлен, со стороны дистального конца приводного стержня (5), на приводной вал (4), соединенный с приводным стержнем (5), и представляет собой пропеллер (3), заключенный в клетку (2), образованную лентами, нитями или полосками, причем
25 концы группы указанных лент, нитей или полосок закреплены на взаимно подвижных трубках (22), находящихся на приводном валу (4), а пропеллер (3) и клетка (2) выполнены с возможностью развертывания из сложенного положения, соответствующего примыканию к приводному валу (4), в развернутое, рабочее положение, характеризующийся тем, что дополнительно содержит средство фиксации ротора (3),
30 после его введения, в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10), причем некоторые из указанных лент, нитей или полосок или их части (2а) выполнены с возможностью выступать из клетки (2), чтобы контактировать своими дистальными концами со стенкой кровеносного сосуда и фиксировать клетку (2) с заключенным в ней ротором (3) в восходящей части аорты (11) вблизи аортального клапана (10).

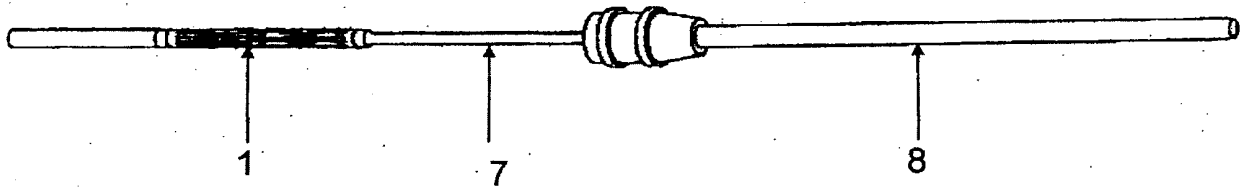
35 6. Насос по п. 5, отличающийся тем, что ленты, нити или полоски клетки (2) образуют открытую конструкцию, допускающую формирование ретроградного кровотока снаружи ротора.

40

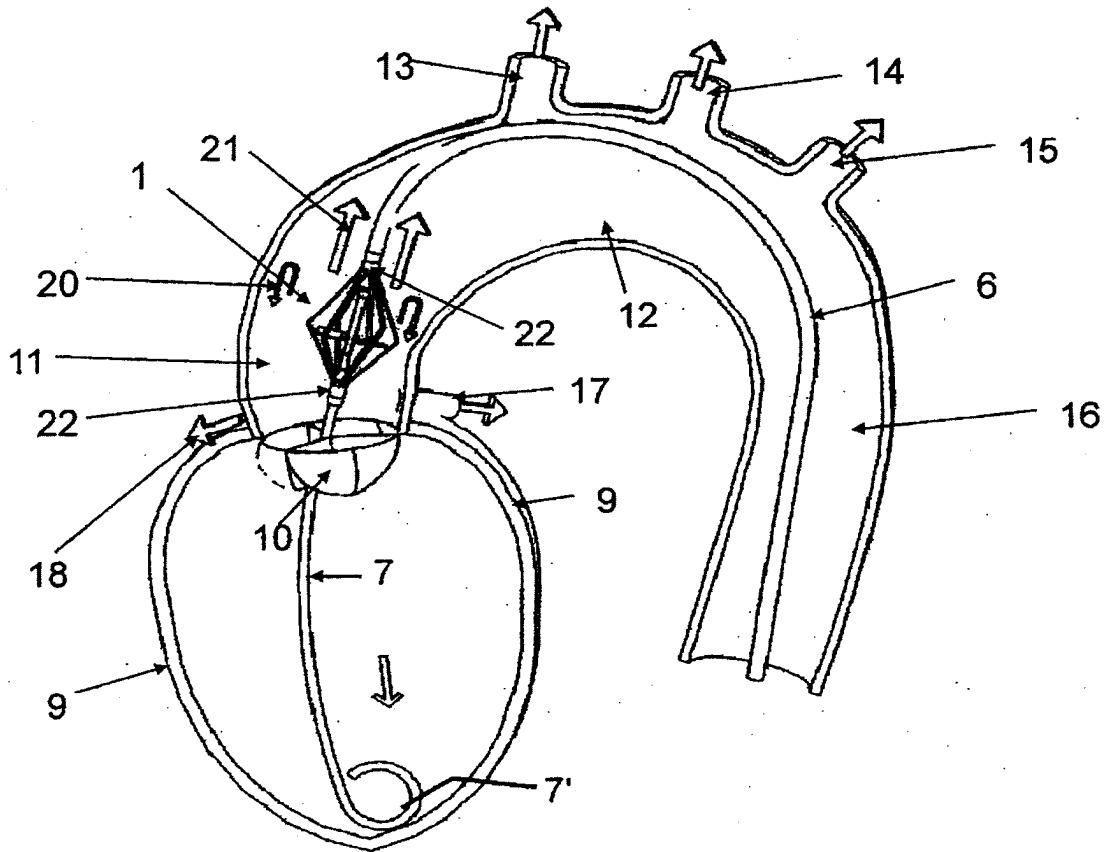
45



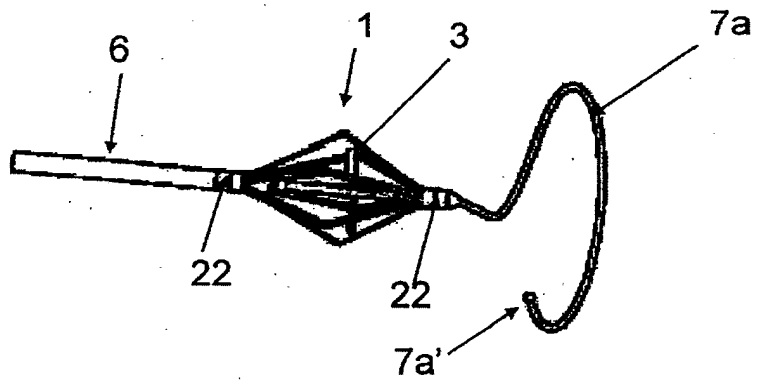
ФИГ. 1



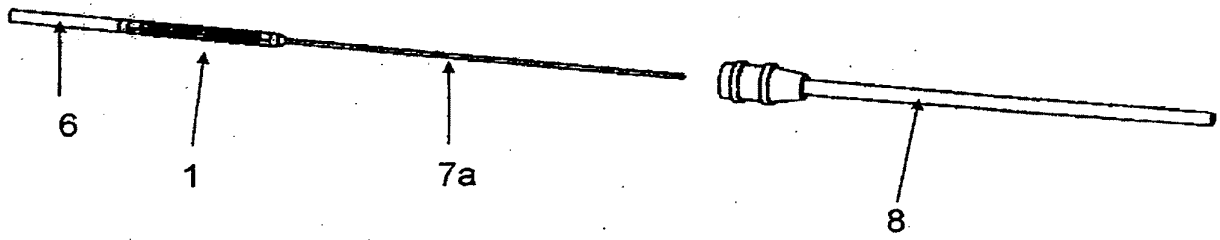
ФИГ. 2



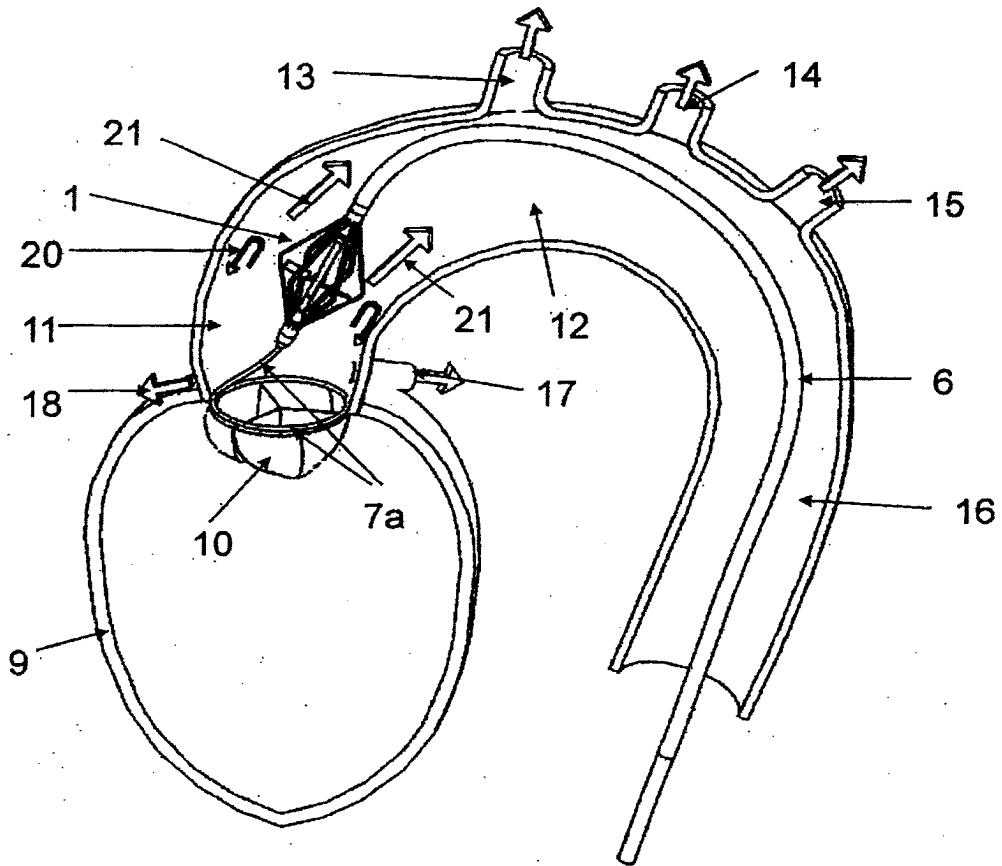
ФИГ. 3



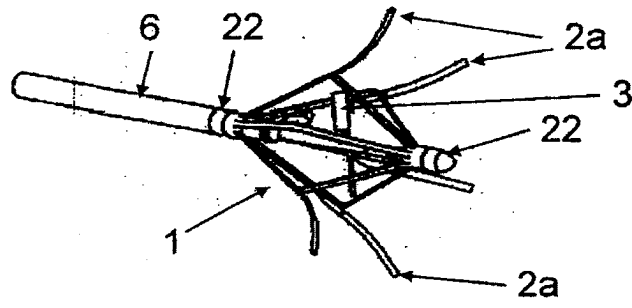
ФИГ. 4



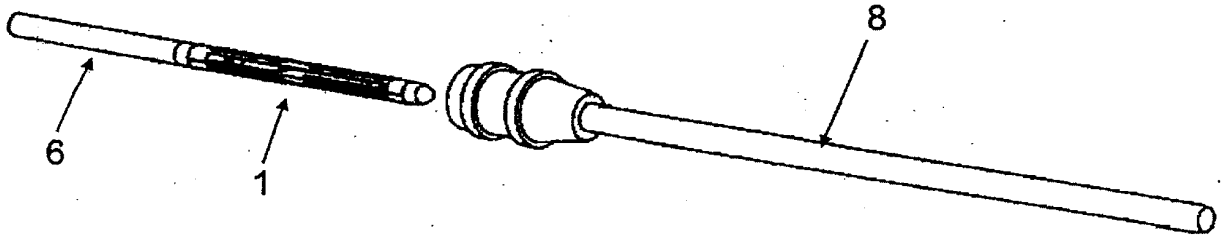
ФИГ. 5



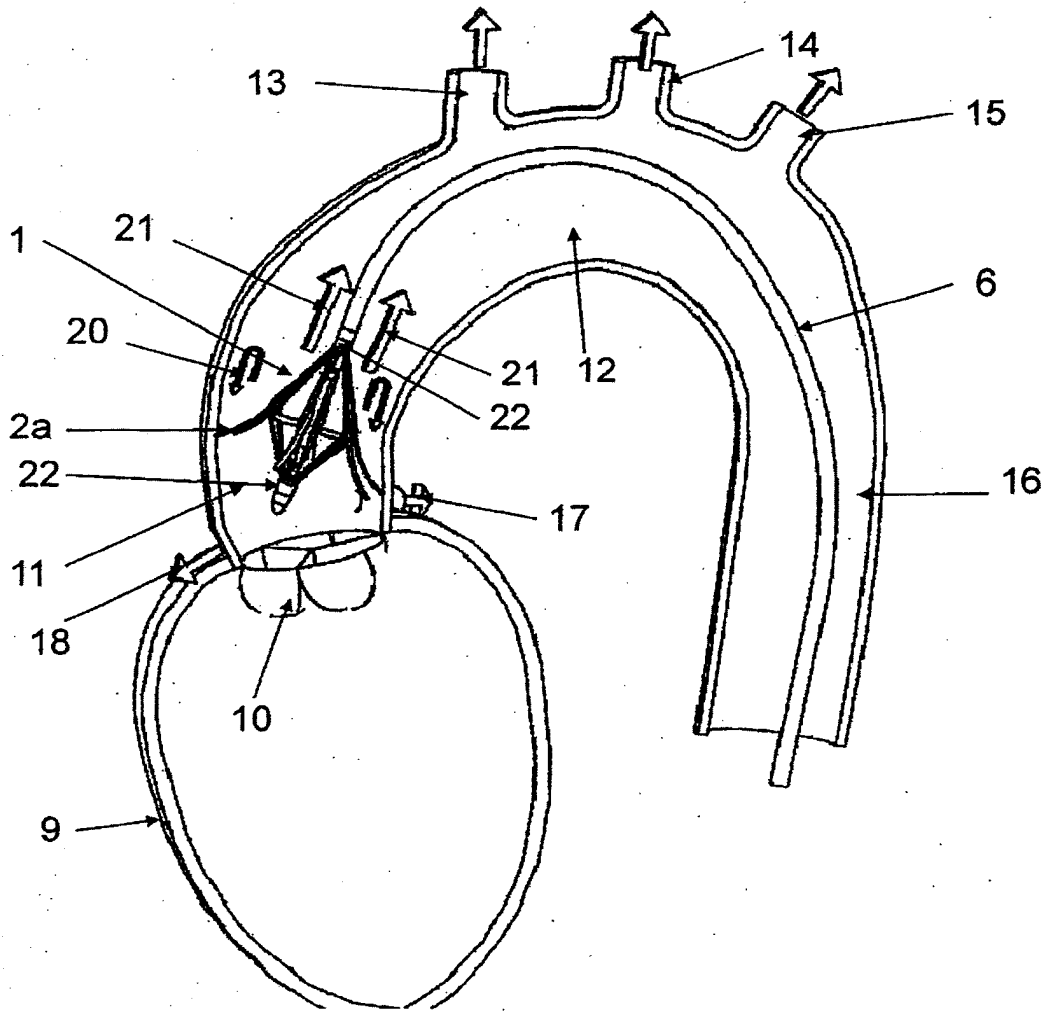
ФИГ. 6



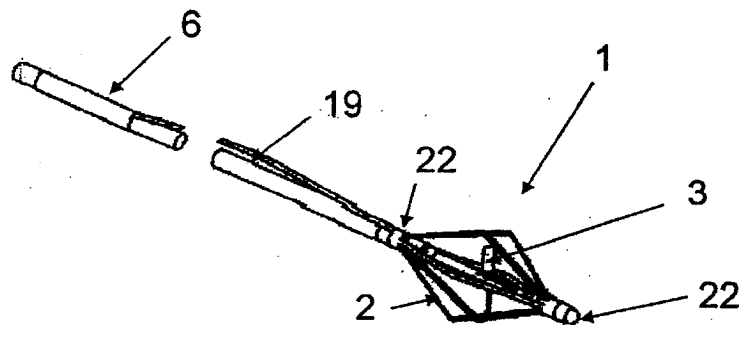
ФИГ. 7



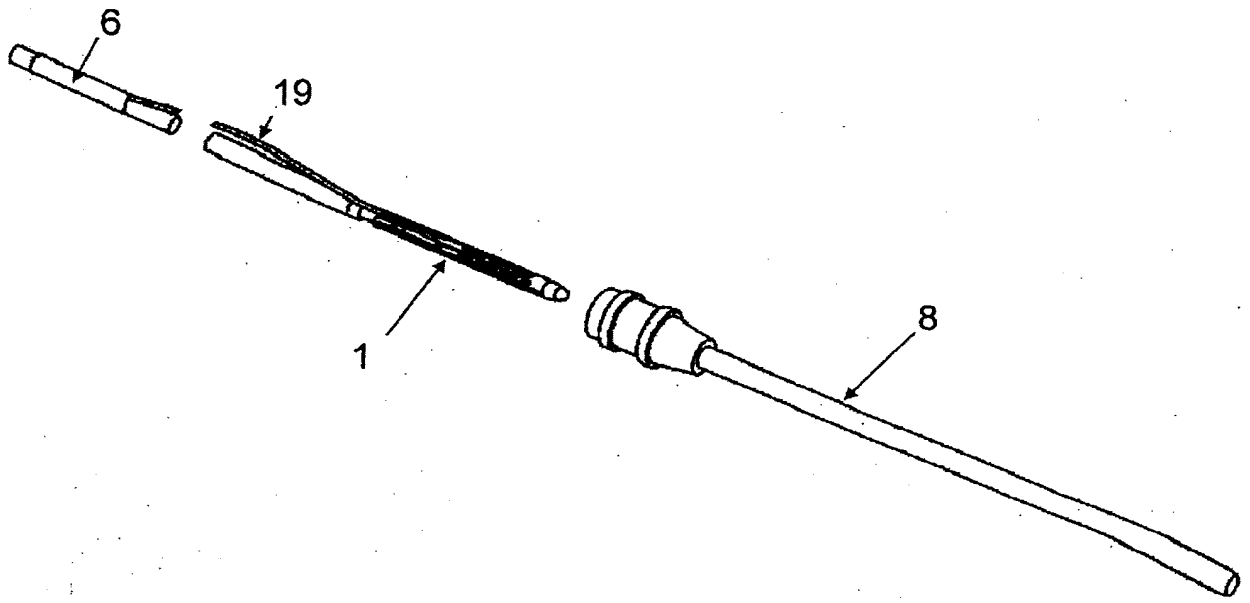
ФИГ. 8



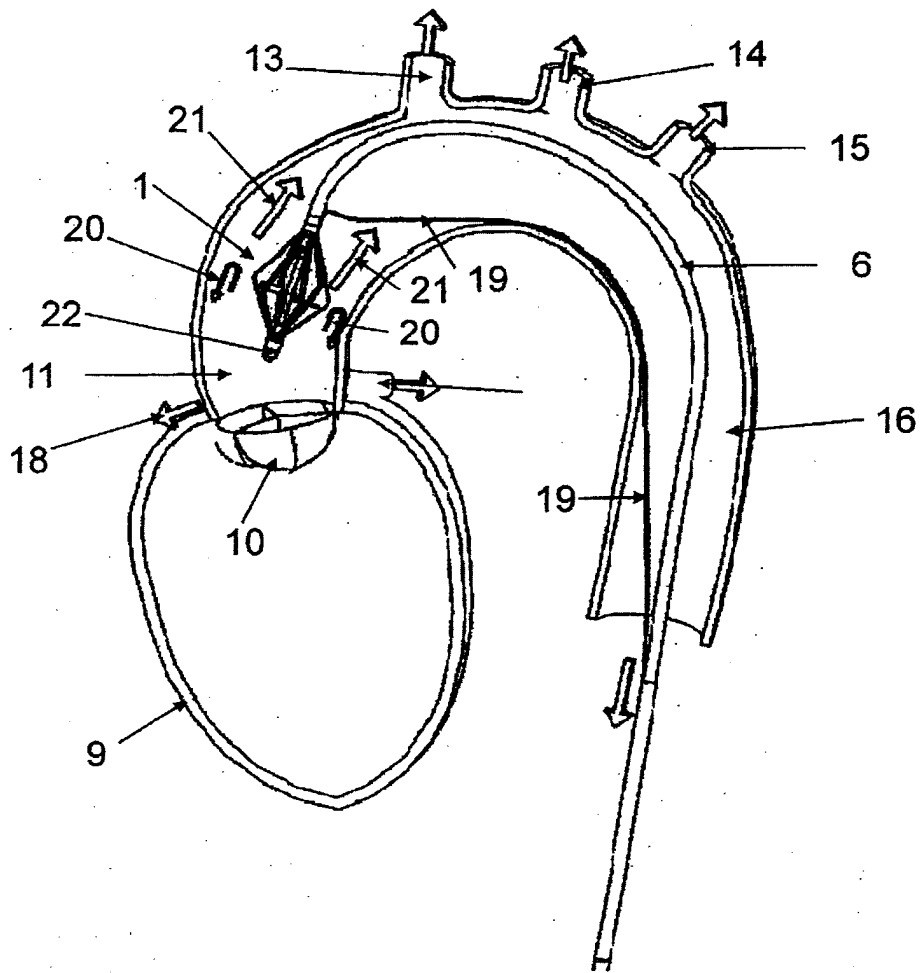
ФИГ. 9



ФИГ. 10



ФИГ. 11



ФИГ. 12