



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: 2009138785/22, 21.10.2009

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
21.10.2009

(45) Опубликовано: 10.03.2010

Адрес для переписки:

105005, Москва, ул. 2-я Бауманская, 5, МГТУ
им. Н.Э. Баумана, ЦЗИС, директору

(72) Автор(ы):

Нарайкин Олег Степанович (RU),
Саврасов Геннадий Викторович (RU),
Козинцев Валентин Иванович (RU),
Потащев Игорь Степанович (RU),
Козубняк Светлана Аркадьевна (RU),
Захаревич Евгений Мефодьевич (RU),
Решетов Игорь Владимирович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

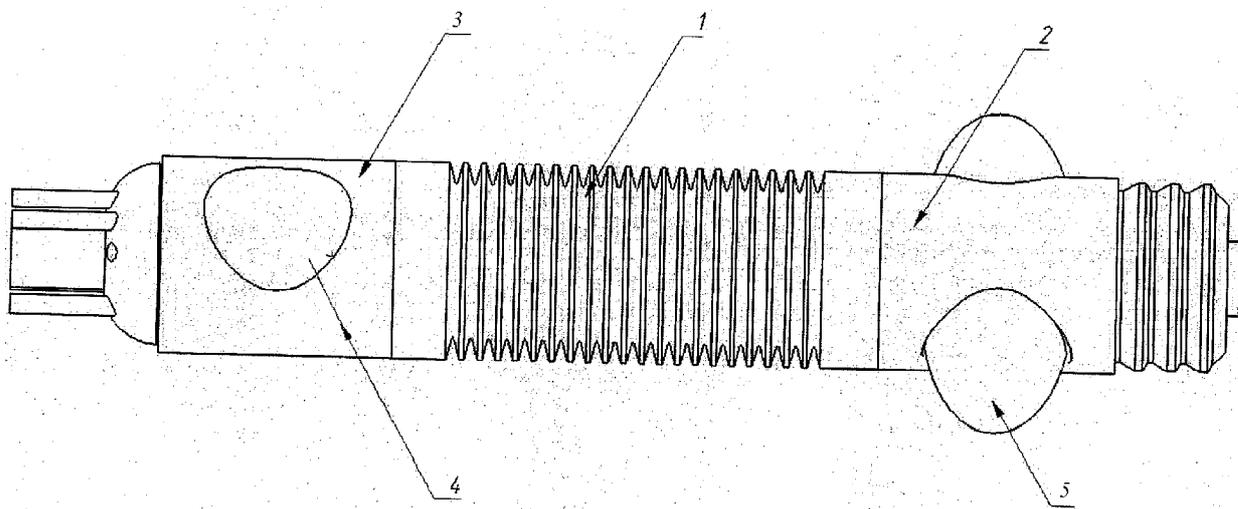
Государственное образовательное
учреждение высшего профессионального
образования "Московский государственный
технический университет имени Н.Э.
Баумана" (RU)**(54) ДВИЖИТЕЛЬ ВНУТРИСОСУДИСТОГО МИКРОРОБОТА**

Формула полезной модели

1. Движитель внутрисосудистого микроробота, выполненный в виде трех элементов, один из которых - транспортный модуль в виде сильфона - расположен между двумя другими элементами: передним и задним, и контактных элементов, отличающийся тем, что передний и задний элементы выполнены в виде тонкостенных недеформируемых оболочек, а контактные элементы установлены на их поверхности.

2. Движитель по п.1, отличающийся тем, что контактные элементы выполнены выдувными в виде полых эластичных дисков или полых эластичных стержней, подсоединенных к гидроприводу с физиологическим раствором в качестве его рабочей жидкости.

RU 91832 U1



RU 91832 U1

Полезная модель относится области медицинской техники, преимущественно используется при реканализации кровеносных сосудов методами дезоблитерации и ангиопластики при облитерации сосудистого просвета атеросклеротическими отложениями и тромбами различной консистенции. Полезная модель может быть
5 использована для диагностики и лечения заболеваний других трубчатых органов, например, кишечника, мочеточника, дыхательных путей. Полезная модель может быть использована не только в медицине, но и в технике, в том числе для диагностики трубопроводов малого поперечного сечения.

10 Полезная модель позволяет осуществлять перемещение диагностических, хирургических и терапевтических технических средств внутри трубчатых органов различной протяженности, поперечных размеров и конфигурации в максимально щадящем для пациента режиме, используя физиологический принцип движения - перистальтический.

15 Известен микроробот [1], предназначенный для перемещения в трубчатых органах малого диаметра, в том числе и в кровеносных сосудах. Для перемещения микроробота используется принцип дождевого червя или перистальтический принцип перемещения. Основой движителя являются элементы на основе сплава с памятью
20 формы. Каждое звено состоит из двух пластин, соединенных между собой тремя проводниками на основе сплава с памятью формы, а также резиновой оболочки, охватывающей все три проводника и содержащей воздух. При нагревании проводников они начинают сжиматься, тем самым притягивая пластины друг к другу. Воздух внутри оболочки сжимается, при этом длина звена уменьшается, а диаметр
25 увеличивается. При охлаждении проводника ситуация меняется на обратную. Проводники удлиняются и звено становится узким и длинным. Осуществляя последовательное сокращение звеньев можно осуществлять перемещение микроробота.

30 Анализируя представленный микроробот можно выделить ряд недостатков, ограничивающих его использование для внутрисосудистых операций. Во-первых, наличие воздуха в звеньях микроробота, чревато попаданием пузырьков воздуха в кровь при повреждении резиновой оболочки с развитием воздушной эмболии. Во-вторых, предложенная конструкция полностью перекрывает просвет сосуда, что не
35 всегда допустимо в случае внутрисосудистой диагностики. В-третьих, размеры прототипа не позволяют использовать микроробот даже в артериях среднего диаметра.

Наиболее близким к предлагаемому решению по технической сущности является
40 движитель миниробота [2], включающий не менее трех последовательно соединенных одинаковых по конструкции транспортных модулей. Каждый модуль представляет собой сильфон, к торцам которого прикреплена упругая оболочка. Диаметр сильфона значительно меньше диаметра сосуда, или трубчатого органа, в который вводится миниробот. При создании разряжения в сильфоне он сокращается. При этом оболочка
45 расширяется и соприкасается с внутренней поверхностью сосуда. Оболочка не является сплошной и через имеющиеся в ней просветы обеспечивается ток крови. Оболочка имеет выпуклые площадки, прижимающиеся к внутренней полости трубчатого органа в четырех ортогональных направлениях, чем обеспечивается
50 центрирование миниробота внутри органа. Последовательно создавая разряжение внутри трех модулей, из которых по крайней мере один всегда удерживает конструкцию внутри трубчатого органа, можно обеспечить поступательное перемещение миниробота.

Недостатком этого решения является недостаточно высокая скорость движения из-за сложности циклограммы движения микроробота, вследствие чего увеличивается время полного цикла движения. Это приводит к увеличению времени лечебной процедуры, повышая тем самым опасность послеоперационных осложнений, например в виде тромбозов из-за длительного контакта крови с инородным телом (микророботом). Контактные элементы в виде упругих жестких пластин также являются дополнительным источником тромбоза, так как при взаимодействии их с внутренней поверхностью кровеносного сосуда высока вероятность повреждения тонкого слоя интимы.

Задачами полезной модели являются:

- во-первых, увеличение скорости движения микроробота по кровеносному руслу и тем самым сокращение длительности лечебной процедуры,
- во-вторых, обеспечение условий более щадящего режима взаимодействия между контактными элементами и внутренней поверхностью кровеносного сосуда.

Технический результат достигается тем, что в движителе внутрисосудистого микроробота (ВМР), выполненном в виде трех элементов, один из которых - транспортный модуль в виде сильфона расположен между двумя другими (передним и задним), и контактных элементов, передний и задний элементы выполнены в виде тонкостенных недеформируемых оболочек и контактные элементы установлены на их поверхности. Контактные элементы могут быть выполнены выдувными в виде полых эластичных дисков либо в виде полых эластичных стержней.

Движитель ВМР показан на чертеже, где транспортный модуль в виде сильфона 1, расположен между передним 2 и задним 3 элементами, выполненными в виде тонкостенных недеформируемых оболочек, на которых установлены контактные элементы 4, 5. Количество контактных элементов должно быть не менее двух с каждой стороны для обеспечения удержания микроробота в потоке крови. При этом не перекрывается поток крови в сосуде. Подача давления в сильфон и контактные элементы осуществляется по трубкам (на чертеже не показаны). Контактные элементы могут быть выполнены выдувными в виде полых эластичных дисков либо в виде полых стержней. Деформация сильфона обеспечивается за счет накачивания и откачивания рабочей жидкости с помощью гидропривода (на чертеже не показан) с физиологическим раствором в качестве рабочей жидкости. При этом подводящие трубки и канал коммуникаций (на фигуре не показан) перемещаются относительно фланца задней недеформируемой оболочки 3, обеспечивая деформацию сильфона 1. Скользящая посадка трубок в передний фланец обеспечивает возможность деформации поворотного сильфона.

Поскольку диаметр сильфона значительно меньше диаметра сосуда, в который вводится ВМР, то свободный ток крови сохраняется в любой фазе работы устройства. Так как привод движителя является гидравлическим, причем его рабочей жидкостью является физиологический раствор, то обеспечивается безопасность для пациента в случае утечки рабочего тела.

Преимуществом заявляемой по сравнению с прототипом полезной модели является высокая скорость движения микроробота, вследствие чего уменьшается время лечебной процедуры, снижая тем самым опасность послеоперационных осложнений, например, в виде тромбозов из-за длительного контакта крови с инородным телом (микророботом).

ИСТОЧНИКИ ИНФОРМАЦИИ

1. «Microbionic and peristaltic robots in a pipe». MA Jianxu, LIU Xiang, MA Jianhua, LI

Mingdong, MA Peisun. Chinese Science Bulletin, Vol.45, №11, June 2000.

2. Патент РФ №2218191, МПК А61М 29/00, А61В 1/00, опубл. 10.09.2002 г.

(57) Реферат

5 Полезная модель относится области медицинской техники, преимущественно
используется при реканализации кровеносных сосудов методами дезоблитерации и
ангиопластики при облитерации сосудистого просвета атеросклеротическими
10 отложениями и тромбами различной консистенции. Полезная модель может быть
использована для диагностики и лечения заболеваний других трубчатых органов,
например, кишечника, мочеточника, дыхательных путей. Полезная модель может
быть использована не только в медицине, но и в технике, в том числе для диагностики
15 трубопроводов малого поперечного сечения. Задачи полезной модели: увеличение
скорости движения микроробота по кровеносному руслу и тем самым сокращение
длительности лечебной процедуры, обеспечение условий более щадящего режима
взаимодействия между контактными элементами и внутренней поверхностью
20 кровеносного сосуда. Технический результат достигается тем, что в двигателе
внутрисосудистого микророботе, выполненном в виде трех элементов, один из
которых - транспортный модуль в виде сильфона расположен между двумя другими
(передним и задним), и контактных элементов, передний и задний элементы
выполнены в виде тонкостенных недеформируемых оболочек и контактные элементы
установлены на их поверхности. Контактные элементы могут быть выполнены
25 выдвными в виде полых эластичных дисков либо в виде полых эластичных стержней,
подсоединенных к гидроприводу с физиологическим раствором в качестве его рабочей
жидкости. 1 з.п. ф-лы, 1 ил.

30

35

40

45

50

Реферат

ДВИЖИТЕЛЬ ВНУТРИСОСУДИСТОГО МИКРОРОБОТА

Полезная модель относится области медицинской техники, преимущественно используется при реканализации кровеносных сосудов методами дезоблитерации и ангиопластики при облитерации сосудистого просвета атеросклеротическими отложениями и тромбами различной консистенции. Полезная модель может быть использована для диагностики и лечения заболеваний других трубчатых органов, например, кишечника, мочеочника, дыхательных путей. Полезная модель может быть использована не только в медицине, но и в технике, в том числе для диагностики трубопроводов малого поперечного сечения. Задачи полезной модели: увеличение скорости движения микроробота по кровеносному руслу и тем самым сокращение длительности лечебной процедуры, обеспечение условий более щадящего режима взаимодействия между контактными элементами и внутренней поверхностью кровеносного сосуда. Технический результат достигается тем, что в движителе внутрисосудистого микророботе, выполненном в виде трех элементов, один из которых - транспортный модуль в виде сальфона расположен между двумя другими (передним и задним), и контактных элементов, передний и задний элементы выполнены в виде тонкостенных недеформируемых оболочек и контактные элементы установлены на их поверхности. Контактные элементы могут быть выполнены выдувными в виде полых эластичных дисков либо в виде полых эластичных стержней, подсоединенных к гидроприводу с физиологическим раствором в качестве его рабочей жидкости. 1 з.п. ф-лы, 1 ил.



МПК А61В1/00

ДВИЖИТЕЛЬ ВНУТРИСОСУДИСТОГО МИКРОРОБОТА

Полезная модель относится области медицинской техники, преимущественно используется при реканализации кровеносных сосудов методами дезоблитерации и ангиопластики при облитерации сосудистого просвета атеросклеротическими отложениями и тромбами различной консистенции. Полезная модель может быть использована для диагностики и лечения заболеваний других трубчатых органов, например, кишечника, мочеочка, дыхательных путей. Полезная модель может быть использована не только в медицине, но и в технике, в том числе для диагностики трубопроводов малого поперечного сечения.

Полезная модель позволяет осуществлять перемещение диагностических, хирургических и терапевтических технических средств внутри трубчатых органов различной протяженности, поперечных размеров и конфигурации в максимально щадящем для пациента режиме, используя физиологический принцип движения - перистальтический.

Известен микроробот [1], предназначенный для перемещения в трубчатых органах малого диаметра, в том числе и в кровеносных сосудах. Для перемещения микроробота используется принцип дождевого червя или перистальтический принцип перемещения. Основой движителя являются элементы на основе сплава с памятью формы. Каждое звено состоит из двух пластин, соединенных между собой тремя проводниками на основе сплава с памятью формы, а также резиновой оболочки, охватывающей все три проводника и содержащей воздух. При нагревании проводников они начинают сжиматься, тем самым притягивая пластины друг к другу. Воздух внутри оболочки сжимается, при этом длина звена уменьшается, а диаметр увеличивается. При охлаждении проводника ситуация меняется на обратную. Проводники удлиняются и звено становится узким и длинным. Осуществляя последовательное сокращение звеньев можно осуществлять перемещение микроробота.

Анализируя представленный микроробот можно выделить ряд недостатков, ограничивающих его использование для внутрисосудистых операций. Во-первых, наличие воздуха в звеньях микроробота, чревато попаданием пузырьков воздуха в кровь при повреждении резиновой оболочки с развитием воздушной эмболии. Во-вторых, предложенная конструкция полностью перекрывает просвет сосуда, что не всегда допустимо в случае внутрисосудистой диагностики. В-третьих, размеры прототипа не

позволяют использовать микроробот даже в артериях среднего диаметра.

Наиболее близким к предлагаемому решению по технической сущности является движитель миниробота [2], включающий не менее трех последовательно соединенных одинаковых по конструкции транспортных модулей. Каждый модуль представляет собой сильфон, к торцам которого прикреплены упругая оболочка. Диаметр сильфона значительно меньше диаметра сосуда, или трубчатого органа, в который вводится миниробот. При создании разряжения в сильфоне он сокращается. При этом оболочка расширяется и соприкасается с внутренней поверхностью сосуда. Оболочка не является сплошной и через имеющиеся в ней просветы обеспечивается ток крови. Оболочка имеет выпуклые площадки, прижимающиеся к внутренней полости трубчатого органа в четырех ортогональных направлениях, чем обеспечивается центрирование миниробота внутри органа. Последовательно создавая разряжение внутри трех модулей, из которых по крайней мере один всегда удерживает конструкцию внутри трубчатого органа, можно обеспечить поступательное перемещение миниробота.

Недостатком этого решения является недостаточно высокая скорость движения из-за сложности циклограммы движения микроробота, вследствие чего увеличивается время полного цикла движения. Это приводит к увеличению времени лечебной процедуры, повышая тем самым опасность послеоперационных осложнений, например в виде тромбозов из-за длительного контакта крови с инородным телом (микророботом). Контактные элементы в виде упругих жестких пластин также являются дополнительным источником тромбоза, так как при взаимодействии их с внутренней поверхностью кровеносного сосуда высока вероятность повреждения тонкого слоя интимы.

Задачами полезной модели являются:

- во-первых, увеличение скорости движения микроробота по кровеносному руслу и тем самым сокращение длительности лечебной процедуры,
- во-вторых, обеспечение условий более щадящего режима взаимодействия между контактными элементами и внутренней поверхностью кровеносного сосуда.

Технический результат достигается тем, что в движителе внутрисосудистого микроробота (ВМР), выполненном в виде трех элементов, один из которых - транспортный модуль в виде сильфона расположен между двумя другими (передним и задним), и контактных элементов, передний и задний элементы выполнены в виде тонкостенных недеформируемых оболочек и контактные элементы установлены на их поверхности. Контактные элементы могут быть выполнены выдувными в виде полых эластичных дисков либо в виде полых эластичных стержней.

Двигатель ВМР показан на чертеже, где транспортный модуль в виде сильфона 1, расположен между передним 2 и задним 3 элементами, выполненными в виде тонкостенных недеформируемых оболочек, на которых установлены контактные элементы 4,5. Количество контактных элементов должно быть не менее двух с каждой стороны для обеспечения удержания микроробота в потоке крови. При этом не перекрывается поток крови в сосуде. Подача давления в сильфон и контактные элементы осуществляется по трубкам (на чертеже не показаны). Контактные элементы могут быть выполнены выдувными в виде полых эластичных дисков либо в виде полых стержней. Деформация сильфона обеспечивается за счет накачивания и откачивания рабочей жидкости с помощью гидропривода (на чертеже не показан) с физиологическим раствором в качестве рабочей жидкости. При этом подводящие трубки и канал коммуникаций (на фигуре не показан) перемещаются относительно фланца задней недеформируемой оболочки 3, обеспечивая деформацию сильфона 1. Скользящая посадка трубок в передний фланец обеспечивает возможность деформации поворотного сильфона.

Поскольку диаметр сильфона значительно меньше диаметра сосуда, в который вводится ВМР, то свободный ток крови сохраняется в любой фазе работы устройства. Так как привод двигателя является гидравлическим, причем его рабочей жидкостью является физиологический раствор, то обеспечивается безопасность для пациента в случае утечки рабочего тела.

Преимуществом заявляемой по сравнению с прототипом полезной модели является высокая скорость движения микроробота, вследствие чего уменьшается время лечебной процедуры, снижая тем самым опасность послеоперационных осложнений, например, в виде тромбозов из-за длительного контакта крови с инородным телом (микророботом).

ИСТОЧНИКИ ИНФОРМАЦИИ

1. «Microbionic and peristaltic robots in a pipe». MA Jianxu, LIU Xiang, MA Jianhua, LI Mingdong, MA Peisun. Chinese Science Bulletin, Vol.45, №11, June 2000.
2. Патент РФ № 2218191, МПК А61М29/00, А61В 1/00, опубл. 10.09.2002г.

Двигатель внутрисосудистого микроробота

