

УЛУЧШЕНИЕ ЛЕЧЕНИЯ АНЕВРИЗМЫ БРЮШНОЙ АОРТЫ ПРИ ПОМОЩИ СТЕНТ ГРАФТА

IMPROVING THE TREATMENT OF ABDOMINAL AORTIC ANEURYSM USING STENT GRAFT

**V. Plechev
V. Ismetov
R. Yusupov**

Summary. Endovascular prosthetics of the abdominal aortic aneurysm (EVPBA) is a minimally invasive treatment method that helps reduce the length of time a patient is in hospital and reduces the risk of systemic complications. Improving the treatment of abdominal aortic aneurysm (ABA) when using graft stent can be achieved by using a device that we patented to solve many problems of vascular surgery (making grafts of any diameter; creating opportunities to form conical spiral venous grafts and reducing intra- and postoperative complications).

Keywords: abdominal aortic aneurysm, endovascular prosthetics of the abdominal aortic aneurysm, stent-grafts.

Плечев Владимир Вячеславович

Башкирский государственный медицинский университет

Ишметов Владимир Шамилович

Башкирский государственный медицинский университет

Юсупов Ринат Хабибович

Аспирант, Башкирский государственный медицинский университет
Yusupov_80@mail.ru

Аннотация. Эндоваскулярное протезирование аневризмы брюшного отдела аорты (ЭВПБА) является малоинвазивным методом лечения, который способствует сокращению сроков пребывания больного в стационаре и обеспечивает снижение риска системных осложнений. Улучшение лечения аневризмы брюшной аорты (АБА) при применении стент графта может быть обеспечено посредством использования устройства, запатентованного нами для решения многих проблем сосудистой хирургии (выполнения графтов любого диаметра; создание возможностей формирования конусовидных спиральных венозных графтов и снижение интра- и послеоперационных осложнений).

Ключевые слова: аневризма брюшного отдела аорты, эндоваскулярное протезирование аневризмы брюшного отдела аорты, стент-графты.

Введение

Согласно Российским и Европейским рекомендациям, аневризма брюшного отдела аорты (АБА) является расширением аорты более 3 см в переднезаднем или поперечном сечении [1].

Согласно данным многочисленных исследований, развитие АБА определяется многими факторами, среди которых первостепенное значение имеют немодифицируемые: пол и возраст; модифицируемые: курение.

Актуальность данной проблемы обусловлена тем, что аневризмы брюшной аорты могут длительное время существовать без каких-либо серьезных симптомов.

В то же время существует высокий риск различных осложнений: при разрыве такой аневризмы возникает сильнейшее кровотечение, которое чаще всего заканчивается летальным исходом. Даже в развитых странах смертность до госпитализации составляет до 40%, а в послеоперационном периоде доходит до 60%.

В настоящее время в хирургическом лечении данной патологии выделяют несколько подходов: открытая опе-

рация, проведение лапароскопии и эндоваскулярного протезирования аневризмы брюшного отдела аорты.

На данный момент важное значение уделено способу ЭВПБА по поводу АБА, который достаточно широко распространен, являясь альтернативой открытой операции и методом выбора для больных с тяжелой сопутствующей патологией, с высоким риском интра- и послеоперационных осложнений [2,3].

Техническая сторона во многом определяется способом формирования проксимального (а при линейном протезировании аорты и дистального) анастомоза, проксимального распространения расширения, плотности аортальной стенки и т.д.

Частота развития послеоперационных осложнений остается весьма высокой как в раннем, так и отделенном послеоперационном периоде (эндолики и их последствия (расширение просвета АБА с возможным разрывом, расширение проксимальной шейки, миграция стент-графта), инфекционно-воспалительные и тромботические осложнения, инфицирование эндографта с формированием вторичной аорто-кишечной фистулы) [1,3].

Поэтому на данном этапе в сосудистой хирургии необходимо способствовать решению следующих задач: расширению возможностей для выполнения графтов любого диаметра; созданию возможностей формирования конусовидных спиральных венозных графтов и снижению интра- и послеоперационных осложнений.

Цель работы

Проанализировать предлагаемую модель, которая может быть использована в хирургии аорты, крупных магистральных артерий, верхней и нижней полых вен, в частности при протезировании и обходном шунтировании сосудов по поводу аневризм и стенозов.

В настоящее время доступны несколько моделей стент-графтов, предназначенных для лечения АБА и различающихся по дизайну, количеству модулей, основе и структуре стента, толщине, порозности, методам прикрепления ткани протеза к стенту и наличию или отсутствию возможности активной фиксации устройства к стенке аорты.

Индивидуальный подбор и калибровка устанавливаемых эндопротезов осуществляются исключительно по данным дополнительных методов инструментальной диагностики, первостепенную роль среди которых отдают мультиспиральной компьютерной томографии с контрастированием [3,4].

Анатомические условия для восприятия стент-графта являются определяющим фактором для выполнения ЭВПБА.

А. В. Покровским с соавторами были изучены данные инструментального обследования 141 больных с АБА, при этом у 42 (29,8%) больных состояние проксимальной шейки или малый диаметр артерий в зоне доступа не позволили бы выполнить ЭВПБА [5]. Большинство исследователей считает, что принципиальное значение для успешного проведения данного оперативного вмешательства имеет техника формирования стент графтов [1,2,4,5].

Известна техника формирования спиральных венозных графтов, суть которой заключается в следующем: первым этапом выделяют аутовену (наружную яремную, большую подкожную и др.), лигируют ее притоки на всем протяжении и производят ее забор, затем продольно вскрывают просвет вены, формируя венозную «ленту», которую спирально обматывают вокруг цилиндрической матрицы необходимого диаметра, после чего непрерывным обвивным швом сшивают прилегающие края витков, завершая тем самым формирование графта, который используют для протезирования или шунтирования сосуда [6].

Данная техника предоставляет возможность сформировать сосудистый протез или шунт необходимого диаметра, используя собственные ткани пациента. Это позволяет достичь точного соответствия диаметров протеза и протезируемого сосуда.

В качестве матрицы для формирования спиральных венозных графтов в данной ситуации используют:

1. Двухпросветную венозную канюлю для аппарата искусственного кровообращения, которая представляет собой полую трубку, с наружным диаметром от 8 до 17 мм;
2. Торакальную дренажную трубку с наружным диаметром от 6,7 до 11,3 мм;
3. Бужи (расширители, дилататоры) Гегара, которые представляют собой металлический стержень разного наружного диаметра от 1,5 до 15 мм с постепенным увеличением диаметра на 0,33–0,66 мм.

Однако, все вышеперечисленные приспособления имеют ряд недостатков.

Во-первых, диаметр крупных сосудов, таких как аорта, верхняя и нижняя полые вены, в норме может достигать 25 мм, и ни одно из этих приспособлений не позволит сформировать спиральный венозный графт такого диаметра. Диаметр формируемого на этих аналогах графта может не соответствовать протезируемому сосуду, что способствует значительному повышению вероятности формирования стеноза в области анастомоза и, как следствие, развитию ишемии дистально расположенных органов и тканей.

Во-вторых, при протезировании большого участка сосуда предпочтительней использовать конусовидный протез для более точного сопоставления протезируемого сосуда с протезом в области проксимального и дистального анастомоза, что невозможно при использовании перечисленных приспособлений.

При формировании цилиндрического графта диаметром, равным проксимальному концу сосуда, в области дистального анастомоза неизбежен избыток диаметра спиральной конструкции. Данный факт необходимо учитывать при сшивании двух концов, поскольку это может привести к образованию фестонов и карманов, через которые возможно подтекание крови и образование пристеночных тромбов, способствующее в дальнейшем риску развития расслоения стенки аорты и ее тромбозу.

Возможно использование инструмента для формирования спиральных венозных графтов, содержащего корпус, который выполнен из биоинертной стали и включает вмонтированную в корпус телескопическую

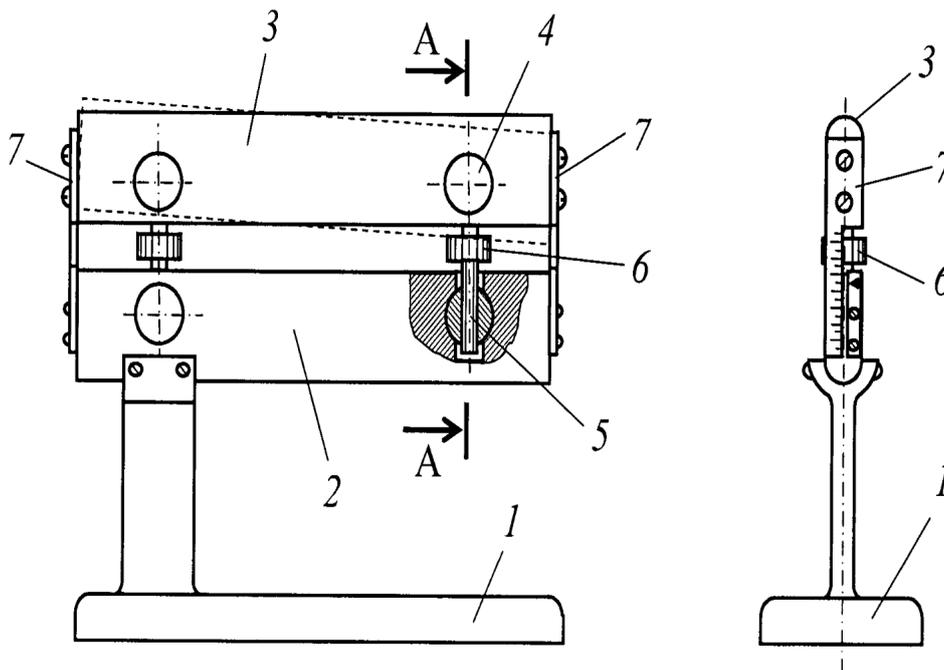


Рис. 1. Схема изображения устройства

Примечание:

- 1 — корпус,
- 2 — нижняя пластина матрицы;
- 3 — верхняя пластина матрицы;
- 4 — резьбовая втулка;
- 5 — винтовая стойка с правой и левой резьбой;
- 6 — рифленый регулировочный ролик;
- 7 — шкала указания диаметра формируемого графта.

систему трубок длиной по 210 мм с наружным диаметром от 14 до 25 мм и с шагом диаметров в 1 мм, причем каждая трубка выступает из трубки предыдущего — большего диаметра на 10 мм; выступающие концы трубок тарифицированы, а проксимальные концы трубок развальцованы на 0,1 мм, при этом корпус выполнен в виде трубки длиной 272 мм и внутренним диаметром 25 мм, снабженной рифленным утолщением на проксимальном конце, рифленным утолщением на дистальном конце и заглушкой с рифленой рабочей поверхностью, ввинченной в проксимальный конец (пат. RU № 2626595, кл. А61F 2/06, 2017) [7].

Отрицательной стороной данного устройства являются сложность конструкции, которая содержит множество телескопических трубок, требующих высокоточной обработки и недостаточно широкие возможности по формированию графтов различных диаметров, включая конусовидные графты.

Предлагаемое нами устройство для формирования венозных графтов отличается от предыдущего тем, что матрица содержит две пластины с закругленными ре-

брами, которые установлены в одной плоскости и соединены винтовыми стойками, содержащими участки с правой и левой резьбой, а торцы пластин снабжены указателями со шкалой диаметров формируемых графтов [8].

Схематичное изображение разработанного устройства представлено на рисунке 1.

Устройство используют следующим образом: после того, как выполнен забор аутоветны и определены диаметры проксимального и дистального концов протезируемого участка сосуда, настраивают размер матрицы путем вращения роликов 6, сверяясь с показаниями шкалы 7.

Если требуется сформировать спиральный венозный графт постоянного диаметра (например, 21 мм на всем протяжении), то вращая регулировочные ролики 6 устанавливают одинаковые расстояния между пластинами 2 и 3 с обеих концов. Если необходимо сформировать конический спиральный венозный графт (например, проксимальный диаметр 21 мм, дистальный — 19 мм),

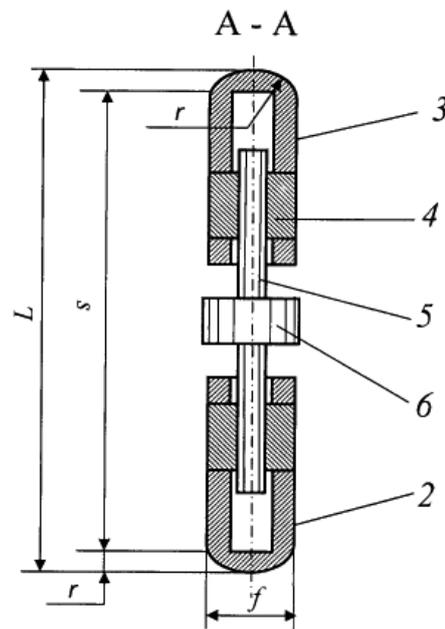


Рис. 2. Характеристика соотношений, позволяющих определять размеры матрицы.

Примечание:

- 2 — нижняя пластина матрицы;
- 3 — верхняя пластина матрицы;
- 4 — резьбовая втулка;
- 5 — винтовая стойка с правой и левой резьбой;
- 6 — рифленый регулировочный ролик;

то необходимо выставить расстояние между пластинами 2 и 3 с одного конца по шкале 21 мм, с другого — 19 мм.

После этого венозную «ленту» спирально наматывают на матрицу и прилежащие друг к другу ее края сшивают непрерывным обвивным швом. Сформированный венозный графт снимают с инструмента в дистальном направлении. Снятый с матрицы графт овальной формы расправляют для придания ему круглого сечения.

Размеры матрицы определяются следующими соотношениями (рис. 2): $f=2r$; $L=s+2r$.

Например, нужно сформировать графт диаметром $D=21$ мм, длина окружности которого $G=\pi D$, т.е. $G=3,14 \times 21=65,94$ мм. При конструктивных размерах матрицы $f=6$ мм и $r=3$ мм длина периметра матрицы должна быть равна G , т.е. $G=g=2\pi r+2s$, Стр.: 4 RU183 859 U1 5 10 15 20 25 30 35 40 45 где $g=2 \times 3$, $14 \times 3 + 2 \times s$. Тогда расстояние $L=(g-2\pi r)/2+2 \times r$, т.е. $L=(65,94-2 \times 3,14 \times 3)/2+2 \times 3=29,55$.

Таким образом, для получения графта диаметром 21 мм, нужно развести пластины 2 и 3 матрицы на расстояние $L=29,55$ мм.

Положительной стороной данного технического результата является возможность формирования как цилиндрических, так и конусовидных спиральных венозных графтов диаметром от 15 до 25 мм с бесступенчатым изменением размеров, что соответствует диаметрам крупных сосудов (аорте, крупным магистральным артериям, верхней и нижней полой вене), и, как следствие, обеспечивает снижение риска развития стенозов, тромбозов и прочих интра- и послеоперационных осложнений для пациента.

Также устройство обладает простой конструкцией, позволяющей без затруднений осуществлять его сборку и разборку, что значительно упрощает и повышает качество стерилизации.

Вывод

Таким образом, разработанное и запатентованное нами устройство для формирования венозных графтов позволит решить многие задачи в сосудистой хирургии, главной из которых является возможность формирования конусовидных спиральных венозных графтов любого диаметра с целью снижения количества интра- и послеоперационных осложнений.

ЛИТЕРАТУРА

1. Национальные рекомендации по ведению пациентов с аневризмами брюшной аорты. — М., 2013. — 74 с.
2. Appis, A. W. Update on the Safety and Efficacy of Commercial Ultrasound Contrast Agents in Cardiac Applications / A. W. Appis, M.J.T. Facc, S. B. Feinstein [et al.] // Echo Res. Pract. — 2015. — № 2. — P. 55–62.
3. Результаты эндоваскулярного лечения аневризм брюшной аорты / Л. А. Бокерия [и др.] // Ангиология и сосудистая хирургия. — 2015. — Том 21 (2). — С. 59–66.
4. A randomized controlled trial of endovascular aneurysm repair versus open surgery for abdominal aortic aneurysms in low- to moderate-risk patients / J. P. Becquemin [et al.] // Journal of Vascular Surgery. — 2011. — Volume 53(5). — P. 1167–73.
5. Покровский, А. В. Состояние сосудистой хирургии в России в 2014 году / А. В. Покровский, В. Н. Гонтаренко. — Москва, 2015. — 94 с.
6. Chiu C. J., Terzis J., MacRae M. L. Replacement of superior vena cava with the spiral composite vein graft. A versatile technique. Ann Thorac Surg. 1974 Jun; 17(6):555–60.
7. Виноградов Р. А., Богдан А. П., Лашевич К. А., Пыхтеев В. С. Инструмент для формирования спиральных венозных графтов // Патент России 2626595, кл. А61F 2/06, 2017.
8. Плечев В. В., Ишметов, Юсупов Р. Х., Пирогова С. М. Устройство для формирования венозных графтов // Патент России 183859 U1. 2018.

© Юсупов Ринат Хабибович (Yusupov_80@mail.ru).

Журнал «Современная наука: актуальные проблемы теории и практики»



Башкирский государственный медицинский университет