УДК 616.13-089.819.843
DOI 10.17802/2306-1278-2019-8-3-116-129

ПРИМЕНЕНИЕ СОСУДИСТЫХ ЗАПЛАТ ДЛЯ АРТЕРИАЛЬНОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ, ПРОБЛЕМЫ И ПЕРСПЕКТИВНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

В.В. Севостьянова[1], А.В. Миронов[1,2], Л.В. Антонова[1] ✉, Р.С. Тарасов[1]

[1]Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», ул. Сосновый бульвар, 6, Кемерово, Российская Федерация, 650002; [2]Государственное бюджетное учреждение здравоохранения Кемеровской области «Кемеровский областной клинический кардиологический диспансер имени академика Л.С. Барбараша», ул. Сосновый бульвар, 6, Кемерово, Российская Федерация, 650002

Основные положения

• Применение сосудистых заплат из аутологичных, ксеногенных и синтетических материалов для каротидной эндартерэктомии позволяет добиться успешных результатов, однако в некоторых случаях оно сопряжено с возникновением ряда осложнений в послеоперационном периоде.

• Использование подходов тканевой инженерии для создания сосудистых заплат, способных восстанавливать ткани артериальной стенки, демонстрирует перспективные результаты в доклинических и клинических исследованиях.

Резюме

Высокая распространенность атеросклероза внутренних сонных артерий и совершенствование диагностики данного заболевания приводит к ежегодному увеличению количества операций каротидной эндартерэктомии для восстановления проходимости сонной артерии. Различные рандомизированные проспективные исследования, а также метаанализы говорят о снижении количества осложнений в периоперационном и послеоперационном периодах при проведении каротидной эндартерэктомии с использованием заплат по сравнению с первичным ушиванием артериотомии. Несмотря на то, что наибольшее предпочтение отдается аутовене, как оптимальному материалу для ангиопластики, заплаты из ксеногенных и синтетических материалов также имеют широкое применение в клинической практике. При этом быстро развиваются тканеинженерные технологии и разработка новых биоматериалов для создания сосудистых заплат с выраженной способностью использовать регенеративный потенциал организма и восстанавливать структуру сосудистой стенки.

Ключевые слова Каротидная эндартерэктомия • Сосудистая заплата • Тканевая инженерия • Децеллюляризированный матрикс • Биодеградируемые полимеры • Регенерация

Поступила в редакцию: *01.03.19;* ***поступила после доработки:*** *26.03.19;* ***принята к печати:*** *14.04.19*

VASCULAR PATCHES FOR ARTERIAL RECONSTRUCTION, CHALLENGES AND ADVANCED TECHNOLOGIES

V.V. Sevostyanova[1], A.V. Mironov[1,2], L.V. Antonova[1] ✉, R.S. Tarasov[1]

[1]Federal State Budgetary Institution "Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases", 6, Sosnoviy Blvd, Kemerovo, Russian Federation, 650002; [2]Kemerovo State Budgetary Healthcare Institution "Kemerovo Regional Clinical Cardiac Dispensary n.a. academician L.S. Barbarash", 6, Sosnoviy Blvd., Kemerovo, Russian Federation, 650002

Highlights

• The use of vascular patches made from autologous, xenogenic and synthetic materials for carotid endarterectomy allows achieving successful results, but in some cases, they are associated with a number of postoperative complications.

• The use of tissue engineering technologies to create vascular patches able to restore arterial wall tissue demonstrates promising results in preclinical and clinical studies.

Abstract High prevalence of internal carotid atherosclerosis and recent advances in its diagnosis

Для корреспонденции: *Антонова Лариса Валерьевна, e-mail: antonova.la@mail.ru; адрес: 650002, Россия, г. Кемерово, Сосновый бульвар, 6*
Corresponding author: *Antonova Larisa V., e-mail: antonova.la@mail.ru; address: Russian Federation, 650002, Kemerovo, 6, Sosnoviy Blvd.*

result in an increase in the annual number of carotid endarterectomy procedures to restore carotid patency. Various randomized prospective studies as well as meta-analyses show a decrease in the number of perioperative and postoperative complications following carotid endarterectomy using patches compared with primary arterial closure. Despite the fact that the autologous vein is the material of choice for carotid patch angioplasty, xenogenic and synthetic patches are also widely used in the clinical practice. Furthermore, tissue engineering technologies and the development of novel biomaterials have recently emerged and may encourage manufacturing of vascular patches capable to promote a regenerative potential of the body and restore vascular wall tissues.

Keywords Carotid endarterectomy • Vascular patch • Tissue engineering • Decellularized extracellular matrix • Biodegradable polymers • Regeneration

Received: *01.03.19;* ***received in revised form:*** *26.03.19;* ***accepted:*** *14.04.19*

Список сокращений

ВКМ – внеклеточный матрикс
ВСА – внутренняя сонная артерия
ГМК – гладкомышечные клетки
дВКМ – децеллюляризированный внеклеточный матрикс
КМ – костный мозг
КЭА – каротидная эндартерэктомия
ММСК – мультипотентные мезенхимальные стромальные клетки
ОНМК – острое нарушение мозгового кровообращения
ТИ – тканевая инженерия
ТИЗ – тканеинженерная заплата
ФБ – фибробласты
ЭК – эндотелиальные клетки
ЭПК – эндотелиальные прогениторные клетки
bFGF – основной фактор роста фибробластов
MCP-1 – моноцитарный хемотаксический протеин-1
P-4-HB – поли-4-гидроксибутират
PCL – поликапролатон
PGA – полигликолиевая кислота
PLA – полимолочная кислота
PTFE – политетрафторэтилен
SDF-1α – стромальный фактор-1α
SIS – подслизистая оболочка тонкого кишечника свиньи
VEGF – сосудистый эндотелиальный фактора роста

Введение

Атеросклероз в настоящее время занимает лидирующее место среди причин инвалидизации и смертности в развитых странах. Пациенты с атеросклерозом внутренних сонных артерий (ВСА) имеют неблагоприятный прогноз выживаемости, а также высокие риски развития острого нарушения мозгового кровообращения (ОНМК). При этом атеросклероз сонной артерии, приводящий к каротидному стенозу, является причиной 10-15% всех случаев инсульта [1].

На сегодняшний день существует несколько подходов к лечению стеноза сонной артерии: консервативное лечение, каротидная эндартерэктомия (КЭА) и стентирование [2]. Использование консервативной терапии приводит к замедлению атеросклеротического процесса, но не вызывает его регресс. В свою очередь, КЭА является «золотым стандартом» хирургического лечения и профилактики ОНМК, поскольку демонстрирует существенное преимущество у асимптомных и симптомных больных с высокой степенью стеноза ВСА по сравнению с консервативным методом лечения [2]. Альтернативой КЭА выступает эндоваскулярное вмешательство. Хотя ранние и отдаленные осложнения, такие как острый инфаркт миокарда, ишемический инсульт, повторная транзиторная ишемическая атака и рестеноз артерии, несколько чаще возникают при проведении стентирования по сравнению с КЭА, некоторые группы пациентов показали, что именно чрескожная ангиопластика с установкой стента во ВСА является методом выбора [3].

Тем не менее эндартерэктомия остается ведущим способом лечения атеросклеротических поражений сонных артерий. При использовании классического метода КЭА осуществляют продольный разрез общей сонной артерии с переходом на ВСА с последующим удалением атеросклеротической бляшки [4], после чего разрез артерии закрывают либо наложением первичного сосудистого шва, либо с помощью заплаты. Одним из наиболее спорных вопросов при проведении КЭА является выбор способа закрытия разреза артерии. Так, по данным, представленным в руководстве Европейского общества сосудистой хирургии в 2017 году и полученным на основе рандомизированных исследований, рутинное использование заплат снижает риск периоперационного ипсилатерального инсульта до 1,5% по сравнению с 4,5% при первичном ушивании и ассоциировано со значительным уменьшением тромбоза ВСА

в течении 30-дневного послеоперационного периода до 0,5% против 3,1% при закрытии швом [5]. Однако некоторые исследования демонстрируют другие результаты. Оценивая осложнения у 213 пациентов в первый месяц после проведения КЭА, Maertens с соавторами обнаружили в группе с наложением первичного шва на сонную артерию (диаметром более 5 мм) в 1,8% случаев кровотечение и в 1,8% – повреждение черепного нерва [6]. При этом в группе с ангиопластикой заплатой из полиэстера, покрытого коллагеном: 1% –кровотечения, 2% – повреждения черепного нерва, 1% – ОНМК и 1% церебрального гиперперфузионного синдрома. Авторы пришли к выводу, что использование заплаты не имеет преимуществ перед первичным ушиванием артериотомии при правильном подборе пациентов [6]. Также в исследовании с ретроспективным анализом результатов КЭА у 1737 пациентов, одной половине которых была осуществлена ангиопластика заплатой, а другой – первичным швом, не было обнаружено достоверных отличий по осложнениям в ранний и поздний послеоперационные периоды в зависимости от способа закрытия разреза [7]. Кроме того, Huizing и соавторы отмечали большую частоту рестенозов через 6 недель имплантации у пациентов с заплатой (6%) по сравнению с группой, в которой использовали первичное ушивание (3%) [8]. Похожую картину наблюдали и через год после операции с количеством случаев рестеноза в анализируемых группах 31,6% и 14,1% соответственно [8].

В связи с рекомендациями Европейского общества сосудистой хирургии о необходимости использования сосудистых заплат при проведении КЭА и возможными осложнениями данной операции актуальным является вопрос выбора заплаты, которая отвечала бы всем требованиям, необходимым для снижения риска развития осложнений в раннем и отдаленном послеоперационных периодах. В представленном обзоре рассмотрены достоинства и недостатки заплат, применяемых в клинической практике в настоящее время, а также новые материалы, разрабатываемые на основе подходов тканевой инженерии для реконструкции сосудистой стенки.

Виды сосудистых заплат

В клинической практике успешно используют заплаты из аутологичных, аллогенных и ксеногенных тканей, а также синтетических материалов. Свойства материала оказывают влияние на геометрию анастомоза и локальную гемодинамику, что обуславливает риск тромбообразования и гиперплазии неоинтимы в месте ангиопластики [4]. Поэтому к заплатам для реконструкции дефектов сонной артерии предъявляется ряд требований: высокая прочность, износостойкость, а также эластичность и комплаентность, близкие к данным свойствам нативной артерии, гемосовместимость, в том числе тромборезистентность, устойчивость к дегенеративному изменению и инфицированию [4, 9]. При этом материал для изготовления не должен вызывать иммунный ответ, воспаление и рестеноз артерии в отдаленный период. Необходимы также удобство имплантации заплат, их доступность и готовность к использованию [9].

Наиболее подходящим материалом для использования в качестве заплат являются аутологичные сосуды, так как они обладают полной биосовместимостью, не вызывают иммунной реакции организма, удобны в имплантации, устойчивы к тромбозу и рестенозу благодаря наличию эндотелиальной выстилки [10]. Наиболее часто при КЭА используют большую подкожную вену голени, что сопряжено с необходимостью дополнительного хирургического вмешательства у пациента. Кроме того, в некоторых случаях применение аутовен невозможно в результате варикозной болезни, тромбофлебита и других перенесенных заболеваний. В качестве альтернативы аутовены может быть использована заплата из аутоартерии – верхней щитовидной артерии [10]. Заплаты из аутоартерий обладают оптимальной механической прочностью и комплаентностью. При этом недостатками использования верхней щитовидной артерии являются небольшой размер заплаты, вероятность локального атеросклероза артерии и ограниченное количество наблюдений с ее использованием [9].

Для проведения реконструкции сонной артерии допустимо использование материалов аллогенного происхождения, а именно консервированной твердой мозговой оболочки, полученной от трупа. Данный материал труднодоступен и имеет высокий риск инфицирования, что ограничивает его клиническое применение [10].

Также для изготовления сосудистых заплат используют ксеногенные материалы: бычий перикард, подслизистую оболочку тонкого кишечника свиньи. Заплаты из бычьего перикарда широко применяют при КЭА, поскольку они обладают легкой доступностью, износостойкостью, минимальным кровотечением из проколов по сравнению с аутовеной [11]. Однако использование сшивающих агентов на основе глутарового альдегида для стабилизации биоматериала провоцирует его кальцификацию [12]. Альтернативным способом консервации ксеноперикарда является обработка диглицидиловым эфиром этиленгликоля. В эксперименте на собаках с реконструкцией сонной артерии с помощью заплат из бычьего перикарда, консервированного диэпоксисоединениями, было показано отсутствие клеточной реакции на имплантат, а также сохранение целостности материала на период исследования 11 месяцев [12].

Еще одним ксеноматериалом для создания заплат является подслизистая оболочка тонкого кишечника свиньи (SIS – small intestinal submucosa), которая состоит из коллагена и других компонентов

внеклеточного матрикса. Клинические испытания SIS при КЭА показали удобство их использования и минимальное кровотечение при имплантации, но при этом происходило образование псевдоаневризм уже через 6 месяцев [13]. При гистологическом исследовании было обнаружено, что деградация имплантированного материала происходила до момента его прорастания собственными тканями, требуемого для поддержания целостности.

Из синтетических материалов для изготовления сосудистых заплат наиболее широко используют политетрафторэтилен (PTFE – polytetrafluoroethylene) и полиэтилентерефталат (Dacron) [9]. Расширенный PTFE имеет пористую структуру, обладает низкой тромбогенностью и способен поддерживать эндотелиализацию. В свою очередь, Dacron имеет высокую прочность и устойчивость к избыточному растяжению [9]. Применение синтетических заплат исключает необходимость выделения большой подкожной вены голени у пациента, сохраняя ее для возможных реконструкций коронарных артерий и периферических кровеносных сосудов [14]. Однако закрытие артериотомии заплатами Dacron ассоциировано с высоким риском инфекционных осложнений и тромбообразования, тогда как при использовании заплат из PTFE необходимо больше времени для гемостаза [15].

Несмотря на достаточное разнообразие сосудистых заплат, доступных для клинического применения, в настоящее время не существует четких показаний к выбору определенного типа материала для закрытия атериотомии при КЭА.

Эффективность применения различных материалов при каротидной эндартрэктомии

На сегодняшний день проведено значительное количество работ по сравнительной оценке результатов пластики артериотомии с использованием биологических и синтетических заплат.

Так, Фокин и Куватов при анализе результатов проведения КЭА на 192 пациентах с применением заплат из аутовены и PTFE не обнаружили значимых различий по частоте возникших осложнений в исследуемых группах в ближайшем послеоперационном периоде [16]. Однако в отдаленный период (43±11,9 месяца) летальность от ишемического инсульта при использовании большой подкожной вены составила 1,2%, что было меньше, чем в группе с PTFE заплатами (2,7%). Развитие инсульта на стороне операции при использовании аутовены не наблюдали, в свою очередь применение PTFE способствовало возникновению гемодинамически значимого инсульта в 10,4% случаев, при этом у 3,5% пациентов отмечали ипсилатеральный инсульт. Основываясь на полученных данных, авторы отдали предпочтение использованию заплат из аутовены [16] .

В систематическом обзоре рандомизированных исследований Ren с коллегами не обнаружили разницы по частоте смертности, инсульта и рестеноза при использовании аутовены, PTFE и Dacron [15]. Однако среднее время оперативного вмешательства было значительно больше при использовании PTFE, как следствие длительного гемостаза при кровотечении из проколов иглы.

В метаанализе, включающем 13 исследований с общим количеством операций 2083, Rerkasem с соавторами показали отсутствие существенных различий применения заплат из PTFE и аутовены, кроме случаев развития псевдоаневризм, которые чаще возникали у пациентов с венозной заплатой [17]. По сравнению с использованием других синтетических материалов, применение заплат Dacron ассоциировалось с высоким риском периоперационного инсульта, сочетанного с транзиторной ишемической атакой, рестенозом через 30 дней после имплантации, периоперационным инсультом и тромбозом сонной артерии. Также пластика заплатами Dacron с коллагеновым покрытием, которые были эффективны при реконструкции сосудов большого диаметра, при проведении КЭА способствовала большему количеству периоперационных инсультов, тромбозов сонной артерии и рестенозам более 50% по сравнению с использованием PTFE заплат в течение месяца после операции [18]. Но по результатам, полученным другой научной группой, значимая разница по частоте тромбозов и рестенозов между группами с PTFE и Dacron, покрытого коллагеном, отсутствовала [19].

В свою очередь, сравнение реконструкций сонной артерии ксеноперикардом и Dacron показало значительное снижение кровотечения через проколы иглы в группе с заплатами из биологического материла по сравнению с синтетическими [15]. Также, по данным Карпенко с соавторами, частота периоперационных инсультов в группе с пластикой артерии ксеноперикардом составила 1,5%, а ишемических инсультов в ранний послеоперационный период – 0,26%, при этом данные осложнения не отмечали в группе с заплатами PTFE [20]. Однако в отдаленные сроки наблюдения частота развития гемодинамически значимых рестенозов ВСА более 70% была выше при использовании PTFE (31,2%), чем при применении ксеноперикарда (9,8%).

Более того, долгосрочные наблюдения сроком 7 лет за 127 пациентами, перенесшими КЭА с использованием заплат из бычьего перикарда и большой подкожной вены, не выявили различий между двумя группами по количеству случаев смерти от инсульта и повреждения черепно-мозговых нервов в ближайший послеоперационный период [21]. Однако в отдаленном периоде эффективный просвет артерии был выше при использовании заплат из ксеноперикарда, а гиперплазия неоинтимы чаще встречалась в группе с аутовенозными заплатами. В связи с этим авторами было сделано заключение,

что использование аутовенозного материала в качестве расширяющей заплаты не имеет преимуществ перед реконструкцией артерии ксеноперикардом. К аналогичному выводу пришли Bisdas и соавторы при исследовании неврологических осложнений у 599 пациентов после проведения КЭА с аутовеной и ксеноперикардом, не обнаружив статистически значимых различий по частоте транзиторной ишемической атаки и инсульта в 30-дневный послеоперационный период между группами [22].

В недавнем метаанализе восьми рандомизированных контролируемых исследований показаны данные, полученные при сравнении всех основных видов заплат для КЭА [23]. При оценке эффективности использования заплат PTFE, Dacron и бычьего перикарда не было обнаружено статистически значимых различий по широкому спектру осложнений, включая стеноз в отдаленном периоде.

Несоответствие результатов, представленных в обзорах и исследованиях, а порой и их противоречивость, могут быть обусловлены неоднородностью выборок пациентов, особенностями проведения операции хирургами в отдельных медицинских центрах, а также использованием коммерческих заплат разных поколений, поскольку способ модификации имплантатов постоянно совершенствуется. Но, несмотря на это, очевидным остается то, что применение всех доступных сосудистых заплат имеет риск осложнений. Главным образом, это обусловлено различием в комплаентности используемых материалов и нативной артерии, которое приводит к изменению кровотока в зоне анастомоза и гиперплазии неоинтимы [24]. Harrison с соавторами с помощью компьютерного моделирования показали, что закрытие артериотомии как первичным швом, так и заплатой влияет на локальную скорость кровотока и гемодинамические силы [24]. Негативные изменения напряжения сдвига отмечали при всех способах реконструкции артерии.

Следовательно, используемые на сегодняшний день заплаты не могут в полной степени удовлетворить потребности сосудистой хирургии, что делает необходимой разработку новых материалов и подходов к созданию эффективных сосудистых заплат.

Тканевая инженерия и новые материалы для создания сосудистых заплат

Активное развитие регенеративной медицины в последние годы способствовало применению подходов тканевой инженерии (ТИ) в разработках различных органов и тканей, в том числе, элементов сердечно-сосудистой системы [25]. Основной подход ТИ включает в себя три компонента: аутологичные клетки, биодеградируемый матрикс, представляющий собой постоянную или временную подложку для клеток, и сигналы, стимулирующие рост ткани. Использование биосовместимых материалов и собственных клеток пациента позволяет получать живые функциональные ткани. В связи с этим в настоящее время разработано значительное количество биосовместимых материалов, а также тканеинженерных заплат (ТИЗ) на их основе для регенерации тканей кровеносных сосудов.

Децеллюляризированный внеклеточный матрикс (дВКМ). Среди многих материалов, применяемых для изготовления тканеинженерного матрикса, большое внимание исследователей привлекает дВКМ, так как он обладает структурой, обеспечивающей механические, биохимические и биологические стимулы для миграции, адгезии, пролиферации и дифференцировки клеток [26, 27]. После имплантации в организм дВКМ способен заселяться собственными клетками пациента, которые формируют новую ткань, подобную по структуре и функциям нативной, замещая материал имплантата. Наилучшим материалом для изготовления ТИЗ является внеклеточный матрикс (ВКМ) кровеносных сосудов человека, так как он уже обладает необходимой архитектоникой.

Schaner с коллегами децеллюляризировали подкожную вену человека с помощью додецилсульфата натрия, удалив эндотелий и более 94% клеток внутри стенки сосуда [26]. Полученный материал сохранял структуру коллагена и прочность, как в нативных венах. Позже на модели билатерального протезирования сонной артерии собак аллогеным трубчатым матриксом данная группа ученых показала, что децеллюляризированный аллографт обладал сниженной антигенностью и заселялся клетками организма [27].

В качестве альтернативы венам Gao и соавторы предложили использовать участки человеческих артерий, оставшиеся после иссечения при проведении сосудистых операций и подлежащие утилизации [28]. В своей работе они показали возможность создания ТИЗ с использованием дВКМ, полученного из человеческой аорты, и CD34-положительных прогениторных клеток костного мозга (КМ) пациента. Интересно, что после посадки прогениторных клеток на дВКМ in vitro через 21 день культивирования без добавления ростовых факторов происходила их дифференцировка в зрелые эндотелиальные клетки (ЭК).

Кроме кровеносных сосудов для получения дВКМ с целью применения в ТИ заплат может быть использован человеческий перикард. В своем исследовании Mirsadraee и соавторы разработали уникальный протокол децеллюляризации аллогенного перикарда [29]. После последовательной обработки гипотоническим буфером, раствором додецилсульфата натрия в гипотоническом буфере и раствором нуклеазы дВКМ сохранял архитектонику ВКМ перикарда и его структурные белки при отсутствии клеток и клеточных фрагментов. Авторам удалось добиться успешной децеллюляризации с получением биосовместимого тканеинженерного матрикса, имеющего оптимальную структуру и механические свойства.

Интересным источником дВКМ является человеческая амниотическая мембрана – тонкая полупрозрачная ткань толщиной от 20 до 500 мкм, прочная и лишенная кровеносных сосудов, лимфатических узлов и нервов [30]. При децеллюляризации данного биоматериала получают прочный матрикс, содержащий необходимые структурные компоненты, включая коллаген IV типа, ламинин и фибронектин.

Децеллюляризация различных тканей человека или животных позволяет изготавливать искусственный матрикс, который имеет большую биосовместимость по сравнению с криоконсервированным биоматериалом или обработанным глутаровым альдегидом. Steenberghe с коллегами разработали собственную схему децеллюляризации и инактивации патогенов и провели сравнение биосовместимости децеллюляризированных аллогенных и ксеногенных материалов (большой фасции бедра человека, человеческого перикарда, а также перикарда и брюшины свиньи) [31]. При имплантации данных децеллюляризированых биоматериалов в стенку брюшной аорты крыс авторы не отмечали образования кальцификатов ни в одном из образцов и наблюдали их заселение клетками in situ. Похожие результаты были получены и при имплантации дВКМ из широкой фасции человека, человеческого перикарда и брюшины свиньи в стенку сонной артерии и аорты свиней. Материалы глубоко инфильтрировались клетками организма с формированием структур, подобных тканям нативных кровеносных сосудов, через месяц наблюдения [32].

Также были продемонстрированы попытки создания полноценных тканеинженерных конструкций на основе дВКМ с функциональными слоями сосудистой стенки. Так, Cho с коллегами выделяли мононуклеарные клетки из КМ, дифференцировали их в гладкомышечные клетки (ГМК) и ЭК и последовательно заселяли ими дВКМ, полученный из нижней полой вены [33]. Конструкцию имплантировали в виде заплат в нижнюю полую вену собак. Через 3 недели формировался монослой ЭК на внутренней поверхности имплантата и сохранялся гладкомышечный слой, образующий медию сосудистой стенки.

Несмотря на довольно перспективные результаты использования аллогенного материала в ТИ сосудистых заплат большинство исследований ориентировано на изучение и разработку дВКМ из животных тканей. Однако основная проблема децеллюляризированных ксеногенных тканей заключается в быстрой потере механической прочности, которая в существующих имплантатах обеспечивается поперечной сшивкой коллагеновых волокон после обработки глутаровым альдегидом. Снижения деградации дВКМ можно добиться с помощью конъюгации на его поверхности наночастиц золота. Так, децеллюляризация тканей аорты свиньи с последующей иммобилизацией наночастиц золота позволила получить механически прочный неиммуногенный дВКМ, поддерживающий адгезию, выживание и пролиферацию человеческих ЭК на его поверхности [34].

Также компанией Admedus Regen Pty Ltd (Австралия) был разработан многоступенчатый метод децеллюляризации и антикальциевой обработки бычьего перикарда для получения дВКМ с целью применения в сосудистой ТИ [35]. Процесс обработки ксеноперикарда включает этапы по снижению цитотоксичности материала путем удаления всех клеток, их фрагментов, липидов, нуклеиновых кислот и ксеноантигенных эпитопов α-галактозы. Для поддержания прочности и эластичности материала производят его сшивку с использованием низких концентраций мономерного глутарового альдегида. Исследования дВКМ на овцах показали его ремоделирование с заселением аутологичными клетками, эндотелизацией и васкуляризацией [35]. В настоящее время данный матрикс на основе бычьего перикарда CardioCel используется для хирургического лечения врожденных пороков сердца у детей [36]. Результаты клинического применения CardioCel на 140 пациентах продемонстрировали наличие воспалительного ответа с образованием грануляционной ткани только на внешней поверхности имплантатов. Кроме того, на внутренней поверхности заплат отмечали формирование неоинтимы, а также полную эндотелизацию. Во всех случаях сохранялась коллагеновая структура матрикса, который был инфильтрован фибробластами (ФБ). В настоящее время продолжаются исследования возможности использования CardioCel в сердечно-сосудистой хирургии.

Искусственный тканеинженерный матрикс. При изготовлении прочного и эластичного матрикса широко применяют синтетические биодеградируемые полимеры: полимолочную кислоту (PLA – polylactic acid), полигликолиевую кислоту (PGA – polyglycolic acid), поликапролатон (PCL – polycaprolactone) [37]. Использование сополимеров и смесей данных полимеров позволяет регулировать механические свойства изготавливаемого матрикса и скорость его биодеградации. Для получения материала с механическими свойствами, близкими к свойствам нативных кровеносных сосудов, Cho с соавторами армировали пористый матрикс из сополимера PLA и PCL волокнами из PGA [37]. Гибридный матрикс обладал структурой, обеспечивающей благоприятные условия для прикрепления ЭК и ГМК in vitro. Его имплантация в нижнюю полую вену собак показала ремоделирование заплат в сосудистую ткань без образования стенозов и аневризм. На основе матриксов аналогичного состава также были разработаны сосудистые графты и заплаты, заселенные клетками КМ человека без предварительной дифференцировки в ЭК или ГМК [38]. При проведении клинических испытаний данных конструкций с использованием трубчатых графтов в качестве экстракардиального тотального кавопульмонарного шунта и заплат для хирургического

лечения врожденных пороков сердца не было отмечено осложнений в виде тромбоза, стеноза и обструкции тканеинженерных имплантатов. Кроме того, компьютерная томография не выявила образования аневризм или кальцификации.

Для увеличения биосовместимости матрикса синтетические полимеры часто используют в комбинации с природными. Так, в ряде работ описаны подходы по созданию ТИЗ на основе пористых матриксов из PGA, покрытых поли-4-гидроксибутиратом (P-4-HB – poly-4-hydroxybutyrate). Исследование in vivo P-4-HB матриксов, заселенных аутологичными мультипотентными мезенхимальными стромальными клетками (ММСК) и эндотелиальными прогениторными клетками (ЭПК) КМ, с имплантацией в качестве заплаты в легочную артерию овец показало, что через 6 недель ее структура была схожа с нативной артериальной тканью [39]. Благодаря трансдукции ЭПК и ММСК ретровирусными конструкциями, несущими ген флюорисцентных белков GFP и RFP соответственно, удалось установить, что после имплантации заплаты пролиферация клеток в структуре материала продолжалась весь период наблюдения, но постепенно снижалась. Вероятно, клетки в составе матрикса способствуют приживлению имплантата благодаря выработке цитокинов, обеспечивающих привлечение клеток организма, а также синтез ВКМ [39].

В недавнем исследовании Ksiazek с коллегами предложили собственный подход к созданию ТИЗ [40]. Нетканный пористый материал из PGA покрывали быстро деградируемым P-4-HB, а затем заселяли фетальными ММСК овцы. После этого конструкцию децеллюляризировали для получения неиммуногенного матрикса. Также авторы установили, что наилучшим способом заселения данного матрикса мононуклеарными клетками является предварительная лиофилизация материала с нанесением клеточной суспензии комбинированным методом капельного и инъекционного введения. Данный подход позволил доставить клетки в центр матрикса, несмотря на плотное расположение коллагеновых волокон в децеллюляризированном материале [40].

Хотя заселение матрикса клетками и увеличивает скорость его ремоделирования in situ, такой подход является слишком трудозатратным и дорогостоящим, так как включает этапы работы с клеточными культурами. В результате этого стало актуальным создание биодеградируемого материала, который способен самостоятельно заселяться клетками in situ. Для достижения этой цели Iwai с коллегами разработали матрикс, комбинируя коллагеновый микроспонж с сеткой из PGA и армируя конструкцию тканым материалом из PLA [41]. Регенерацию сосудистой ткани на основе матрикса оценивали на трех экспериментальных моделях: заплата на месте рассеченной аорты свиньи, имплантация в легочной ствол свиньи и в выводной отдел правого желудочка собаки. Уже через 2 месяца наблюдения почти полностью деградировала PGA сетка, и матрикс заселялся ЭК и ГМК, при этом не отмечали формирования тромбов и кальцификатов даже через 6 месяцев имплантации. Позже данный материал был модифицирован [42]. Коллагеновый микроспонж комбинировали с PGA/PLA тканым материалом, состоящим из двухслойных нитей, внутренняя часть которых состояла из PLA, а внешняя – из PGA. Благодаря новой архитектонике матрикс эффективнее заселялся клетками организма при имплантации в ствол легочной артерии собаки с формированием волокон коллагена и эластина, а также образованием монослоя ЭК на внутренней поверхности.

Хорошее заселение клетками пористой ТИЗ, изготовленной только из синтетических биодеградируемых полимеров, также было показано на модели реконструкции аорты собаки [43]. Конструкция на основе тканого слоя PLA, окруженного с двух сторон слоями пористого спонжа из сополимера PCL и PLA, имела достаточную прочность, при имплантации в сосудистую стенку выдерживала высокое давление крови, эндотелизировалась и заселялась ГМК.

Еще одним перспективным биополимером для создания тканеинженерной ткани кровеносного сосуда является шелк тутового шелкопряда (Bombyx mori). Kim с соавторами создали ТИЗ из шелка, обработанную 4-гексилрезорцином, природным феноловым соединением, обладающим антисептическим, противовоспалительным и антитромботическим действием [44]. Заплаты из шелка с 4-гексилрезорцином сохраняли лучшую проходимость сосуда по сравнению с заплатами из PTFE через 3 месяца имплантации в сонную артерию крыс, эндотелизировались, не вызывали иммунной реакции и образования грануляционной ткани. Хорошую биодеградацию в организме человека без побочных реакций также демонстрируют материалы на основе гиалуроновой кислоты. Так, заплаты, изготовленные из бензилового эфира гиалуроновой кислоты, на модели реконструкции дефекта аорты крыс продемонстрировали полную биодеградацию через 16 недель имплантации с замещением сосудистой тканью из ЭК, ГМК, коллагена и эластина, организованных в слои [45].

Необходимость быстрого формирования эндотелиального монослоя на внутренней поверхности заплат и их заселение клетками с образованием новых тканей привела к поиску способов регуляции процесса регенерации. Для ускорения эндотелизации сосудистой заплаты Thitiwuthikiat совместно с коллегами использовали симвастатин, гиполипидемический препарат, для которого также было показано участие в процессе иммобилизации ЭПК КМ и их миграции в область повреждения стенки кровеносного сосуда [46]. Контролируемую доставку симвастатина в зону регенерации тканей осуществляли с помощью полимерных мицелл из олигомера L-лактида, помещенных в гидрогель из желатина.

Внешний слой заплат изготавливали из композиции фиброина шелка с желатином для придания механической прочности конструкции, внутренний слой был представлен желатиновым гидрогелем с мицеллами, содержащими симвастатин. Заплаты имплантировали в сонную артерию крыс, а в хвостовую вену вводили меченные ЭПК. После двух недель наблюдения авторы отмечали наличие введенных ЭПК на внутренней поверхности имплантата, а также и его полную эндотелизацию [46].

Также большое внимание исследователей уделяется возможности использования различных цитокинов для стимуляции регенерации сосудистой ткани. В своей работе Talacua с соавторами для этой цели применяли моноцитарный хемотаксический протеин-1 (MCP-1 – monocyte chemotactic protein-1) [47]. Трубчатый матрикс из PCL, изготовленный методом электроспиннинга, модифицировали фибриновым гелем, содержащим MCP-1. Локальное высвобождение MCP-1 обеспечивало быстрое привлечение воспалительных клеток из циркулирующей крови, что в свою очередь инициировало поэтапное ремоделирование имплантата с формированием всех структур стенки кровеносного сосуда.

В свою очередь, в проведенных нами исследованиях улучшение ремоделирования тканеинженерного сосудистого матрикса было достигнуто благодаря использованию ангиогенных молекул: сосудистого эндотелиального фактора роста (VEGF – vascular endothelial growth factor), основного фактора роста фибробластов (bFGF – basic fibroblast growth factor) и стромального фактора-1α (SDF-1α – stromal cell-derived factor-1α) [48]. С помощью эмульсионного электроспиннинга биоактивные молекулы послойно вводили в структуру биодеградируемого матрикса из смеси полигидроксибутирата/валерата и PCL. Внутренняя часть матрикса содержала VEGF для адгезии ЭК, а внешняя – bFGF и SDF-1α для привлечения ФБ и ГМК. Данные трубчатые матриксы демонстрировали проходимость 93% при имплантации в аорту крыс в долгосрочном периоде, а также ремоделирование с формированием эндотелиального и гладкомышечного слоев.

Приведенные выше работы свидетельствуют об эффективности подхода ТИ с использованием матрикса как с аутологичными клетками, так и без них в разработке заплат для реконструкции сосудистой стенки. Однако некоторые авторы полагают, что организация тканей кровеносного сосуда достаточно сложна и использование искусственных матриксов не позволяет в полной мере контролировать микроструктуру тканеинженерной конструкции. При этом в сосудистой ТИ имитация архитектоники нативных тканей имеет решающее значение, так как несоответствие структуры и механических свойств сосуда и имплантата может вызывать тромбоз или гиперплазию неоинтимы, препятствующие адекватному ремоделированию и регенерации. В свою очередь, альтернативная стратегия ТИ, которая заключается в использовании клеточных пластов (cell sheet engineering) и исключает примененение каких-либо носителей, позволяет создавать полностью живые конструкции, состоящие из клеток и их ВКМ [49]. Количество ВКМ, синтезированного клетками, определяет прочность и долговечность конструкции. При определении оптимального источника клеток для создания ТИЗ Williams и соавторы сравнили способность ГМК аорты человека и человеческих ММСК образовывать клеточные пласты на термочувствительном субстрате из поли(N-изопропилакриламида) [49]. При обработке трансформирующим фактором-1β и аскорбиновой кислотой ММСК сильнее экспрессировали маркеры ГМК, быстрее формировали конфлюэнтный слой, продуцировали больше коллагена по сравнению с ГМК аорты. Также возможность создания многослойной заплаты была показана с применением технологии микропаттернов, которая позволяет контролировать структурную организацию клеточных пластов с помощью субстратов, имеющих определенную текстуру и задающих топологические сигналы. При формировании клеточных пластов происходит ориентация клеток в соответствии с паттернами поверхности субстрата. Культивируя ГМК бычьей аорты на поверхности гидрогелевого субстрата со структурными паттернами, Rim с коллегами получали двуслойные заплаты, демонстрирующие прочную связь между слоями клеток, а также нелинейную реакцию «напряжение-растяжение» при нагрузке, сходную с биомеханическим поведением артериальной стенки [50]. Стратегия использования клеточных пластов достаточно перспективна, однако ее явным недостатком является длительность создания конструкции, что значительно сократит возможность ее применения в клинической практике.

Существующие подходы сосудистой ТИ демонстрируют определенные успехи в создании заплат для закрытия артериотомии. К сожалению, большинство из них пока ограничено исследованиями in vitro, коротким сроком имплантации и/или использованием животных моделей для in vivo исследований, результаты которых не могут быть экстраполированы на человека. В таблице приведены тканеинженерные разработки, которые показали положительные результаты в доклинических исследованиях на крупных животных, кровеносная система которых более схожа с человеческой, а также при проведении клинических испытаний.

Существующие подходы сосудистой ТИ демонстрируют определенные успехи в создании заплат для закрытия артериотомии. К сожалению, большинство из них пока ограничено исследованиями in vitro, коротким сроком имплантации и/или использованием животных моделей для in vivoисследований, результаты которых не могут быть экстраполированы

на человека. В таблице приведены тканеинженерные разработки, которые показали положительные результаты в доклинических исследованиях на крупных животных, кровеносная система которых более схожа с человеческой, а также при проведении клинических испытаний.

Таблица. Доклинические и клинические исследования тканеинженерных сосудистых заплат
Figure. Preclinical and clinical studies of tissue engineered vascular patches

Технология / Technology	Матрикс / Scaffold	Клетки / Cells	Место имплантации / Implantation site	Результаты / Results	Литература / References
Заселение клетками in situ / Cell seeding in situ	дВКМ из подкожной вены человека / dECM of human saphenous vein	–	Сонная артерия собак / Canine carotid artery	Эндотелизация зоны анастомозов заселение ГМК и миофибробластами / Endothelialization of anastomoses, colonization with SMC and myofibroblasts	[27]
Заселение клетками in situ / Cell colonization in situ	дВКМ из перикарда человека / dECM of human pericardium дВКМ из перикарда свиньи / dECM of porcine pericardium	–	Сонная артерия свиньи / Porcine carotid artery	Эндотелизация, формирование гладкомышечного слоя / Endothelialization, formation of SMC layer	[32]
Заселение клетками in vitro / Cell seeding in vitro	дВКМ из нижней полой вены собак / dECM of canine inferior vena cava	ГМК и ЭК из МНК КМ собак / SMC and EC from MNC of canine BM	Нижняя полая вена собак / Canine inferior vena cava	Эндотелизация, формирование гладкомышечного слоя / Endothelialization, formation of SMC layer	[33]
Заселение клетками in situ / Cell colonization in situ	дВКМ из бычьего перикарда CardioCel / dECM of bovine pericardium CardioCel	–	Врожденные пороки сердца у детей / Congenital heart defects in children	Эндотелизация, образование неоинтимы, заселение фибробластами, грануляционная ткань на внешней поверхности / Endothelialization, formation of neointima, colonization with fibroblasts, granulation tissue on the outer surface	[36]
Заселение клетками in vitro / Cell seeding in vitro	Пористый матрикс из сополимера PLA-PCL, армированный PGA волокнами / Porous copolymer PLA-PCL scaffold reinforced with PGA fibers	ЭК и ГМК собак / canine EC and SMC	Нижняя полая вена собак / Canine inferior vena cava	Эндотелизация, формирование гладкомышечного слоя и коллагена / Endothelialization, formation of SMC layer and collagen	[37]
Заселение клетками in vitro / Cell seeding in vitro	Пористый матрикс из сополимера PLA-PCL, армированный PGA волокнами / Porous copolymer PLA-PCL scaffold reinforced with PGA fibers	МНК КМ человека / MNC from human BM	Врожденные пороки сердца у детей / Congenital heart defects in children	Удовлетворительное функционирование имплантатов без тромбоза, аневризм, кальцификации / Satisfactory functioning of implants without thrombosis, aneurysms, calcification	[38]
Заселение клетками in vitro / Cell seeding in vitro	Пористый матрикс из PGA, покрытый P-4-HB / Porous PGA scaffold covered with P-4-HB	ММСК КМ овцы / MSC from ovine BM	Легочная артерия овец / Ovine pulmonary artery	Эндотелизация, формирование гладкомышечного слоя / Endothelialization, formation of SMC layer	[39]
Заселение клетками in situ / Cell colonization in situ	Коллагеновый спонж с сеткой из PGA, армированный тканым PLA материалом / Collagen sponge with PGA mesh reinforced with woven PLA material	–	Выводной отдел правого желудочка собак / Canine right ventricular outflow tract	Полная деградация PGA, эндотелизация, формирование гладкомышечного слоя / Complete degradation of PGA, endothelialization, formation of SMC layer	[41]
Заселение клетками in situ / Cell colonization in situ	Коллагеновый спонж, армированный тканым PGA/PLA материалом из двухслойных нитей / Collagen sponge and material woven with double-layer thread composed of PGA/PLA	–	Ствол легочной артерии собак / Canine pulmonary arterial trunk	Быстрая эндотелизация и формирование коллагена и эластина / Rapid endothelialization and the formation of collagen and elastin	[42]
Заселение клетками in situ / Cell colonization in situ	Тканый PLA, окруженный с двух строн спонжем из сополимера PCL-PLA sponge / Woven PLA with two external layers of copolymer PCL-PLA sponge	–	Аорта собак / Canine aorta	Эндотелизация, формирование гладкомышечного слоя и коллагеновых волокон / Endothelialization, formation of SMC layer and collagen fibers	[43]

Примечание: *ГМК – кладкомышечные клектки, дВКМ – децеллюляризированный внеклеточный матрикс, КМ – костный мозг, МНК – мононуклеарные клетки, ММСК – мультипотентные мезенхимальные стромальные клетки, ЭК – эндотелиальные клетки, P-4-HB – поли-4-гидроксибутират, PCL – поликапролактон, PGA – полигликолиевая кислота, PLA – полимолочная кислота.*
Note: *BM – bone marrow, dECM – decellularized extracellular matrix, EC – endothelial cells, MNC – mononuclear cells, MSC - multipotent mesenchymal stromal cells, P-4-HB – poly-4-hydroxybutyrat, PCL – polycaprolactone,, PLA – polylactic acid, PGA – polyglycolic acid, SMC – smooth muscle cells.*

Заключение

Несмотря на развитие малоинвазивных методов, КЭА по-прежнему остается наиболее используемым способом лечения пациентов со стенозом сонной артерии. Результаты клинического применения аутологичных, ксеногенных и синтетических материалов для закрытия артериотомии демонстрируют удовлетворительные результаты после проведения КЭА. Однако в некоторых случаях все еще наблюдаются осложнения в виде разрыва имплантата, инфекции, инсульта, стеноза и др. В свою очередь, разработка новых биосовместимых материалов и применение подходов ТИ делают возможным создание заплат, обеспечивающих регенерацию сосудистой стенки в месте имплантации. Хотя многие тканеинженерные конструкции находятся в стадии разработки, некоторые из них уже демонстрируют эффективность в доклинических и клинических испытаниях.

Конфликт интересов

В.В. Севостьянова заявляет об отсутствии конфликта интересов. А.В. Миронов заявляет об отсутствии конфликта интересов. Л.В. Антонова заявляет об отсутствии конфликта интересов. Р.С. Тарасов заявляет об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование

Работа выполнена при поддержке комплексной программы фундаментальных научных исследований СО РАН в рамках фундаментальной темы НИИ КПССЗ № 0546-2015-0011 «Патогенетическое обоснование разработки имплантатов для сердечно-сосудистой хирургии на основе биосовместимых материалов, с реализацией пациент-ориентированного подхода с использованием математического моделирования, тканевой инженерии и геномных предикторов».

Информация об авторах

Севостьянова Виктория Владимировна, кандидат медицинских наук, научный сотрудник лаборатории клеточных технологий Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация;

Миронов Андрей Владимирович, заведующий отделением нейрохирургии Государственного бюджетного учреждения здравоохранения Кемеровской области «Кемеровский областной клинический кардиологический диспансер имени академика Л.С. Барбараша», младший научный сотрудник лаборатории клеточных технологий Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация;

Антонова Лариса Валерьевна, доктор медицинских наук, заведующая лабораторией клеточных технологий Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация;

Тарасов Роман Сергеевич, доктор медицинских наук, заведующий лабораторией реконструктивной хирургии мультифокального атеросклероза, заведующий кардиохирургическим отделением Федерального государственного бюджетного научного учреждения «Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Российская Федерация.

Author Information Form

Sevostyanova Viktoria V., PhD, researcher at the Laboratory of Cell Technologies, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation;

Mironov Andrey V., Head of the Neurosurgery Department, State Budgetary Healthcare Institution of the Kemerovo Region “Kemerovo Regional Clinical Cardiology Dispensary n.a. Academician L.S. Barbarash”, research assistant at the Laboratory of Cell Technologies, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation;

Antonova Larisa V., PhD, the Head of the Laboratory of Cell Technologies, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation;

Tarasov Roman S., MD, PhD, Head of the Laboratory of Reconstructive Surgery for Multivessel and Polyvascular Disease, Head of the Department of Cardiac Surgery, Federal State Budgetary Institution “Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases”, Kemerovo, Russian Federation.

Вклад авторов в статью

СВВ – получение и анализ литературных данных, вклад в дизайн исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

МАВ – получение и анализ литературных данных, вклад в дизайн исследования, написание статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

АЛВ – вклад в концепцию и дизайн исследования, написание статьи, редактирование статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

Author Contribution Statement

SVV – data collection and analysis, contribution to the design of the study, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content.

MAV – data collection and analysis, contribution to the design of the study, manuscript writing, approval of the final version, fully responsible for the content.

ALV – contribution to the concept and design of the study, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content.

TPC – вклад в концепцию и дизайн исследования, написание статьи, редактирование статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

TRS – contribution to the concept and design of the study, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Bonati L.H., Dobson J., Featherstone R.L., Ederle J., van der Worp H.B., de Borst G.J., Mali W.P., Beard J.D., Cleveland T., Engelter S.T., Lyrer P.A., Ford G.A., Dorman P.J., Brown M.M. Long-term outcomes after stenting versus endarterectomy for treatment of symptomatic carotid stenosis: the international carotid stenting study (ICSS) randomised trial. Lancet. 2015; 385: 529–38. doi:10.1016/S0140-6736(14)61184-3

2. Abbott A.L., Paraskevas K.I., Kakkos S.K., Golledge J., Eckstein H.H., Diaz-Sandoval L.J., Cao L., Fu Q., Wijeratne T., Leung T.W., Montero-Baker M., Lee B.C., Pircher S., Bosch M., Dennekamp M., Ringleb P. Systematic review of guidelines for the management of asymptomatic and symptomatic carotid stenosis. Stroke. 2015; 46: 3288–3301. doi:10.1161/STROKEAHA.115.003390.

3. Hussain M.A., Mamdani M., Tu J.V., Saposnik G., Aljabri B., Bhatt D.L., Verma S., Al-Omran M. Long-term outcomes of carotid endarterectomy versus stenting in a multicenter population-based canadian study. Ann Surg. 2018; 268(2): 364–373. doi:10.1097/SLA.0000000000002301

4. Печенкин А.А., Лызиков А.А. Каротидная эндартерэктомия: исходы и перспективы. Новости хирургии. 2014; 22(2): 231-238

5. Naylor A.R., Ricco J.B., de Borst G.J., Debus S., de Haro J., Halliday A., Hamilton G., Kakisis J., Kakkos S., Lepidi S., Markus H.S., McCabe D.J., Roy J., Sillesen H., van den Berg J.C., Vermassen F., Esvs Guidelines Committee, Kolh P., Chakfe N., Hinchliffe RJ, Koncar I, Lindholt JS, Vega de Ceniga M, Verzini F, Esvs Guideline Reviewers, Archie J, Bellmunt S, Chaudhuri A, Koelemay M, Lindahl AK, Padberg F, Venermo M. Editor's choice e management of atherosclerotic carotid and vertebral artery disease: 2017 clinical practice guidelines of the european society for vascular surgery (ESVS). Eur J Vasc Endovasc Surg. 2018; 55: 3-81. doi:10.1016/j.ejvs.2017.06.021

6. Maertens V., Maertens H., Kint M., Coucke C., Blomme Y. Complication rate after carotid endarterectomy comparing patch angioplasty and primary closure. Ann Vasc Surg. 2016; 30: 248–252. doi:10.1016/j.avsg.2015.07.045

7. Avgerinos E.D., Chaer R.A., Naddaf A., El-Shazly O.M., Marone L., Makaroun M.S. Primary closure after carotid endarterectomy is not inferior to other closure techniques. J Vasc Surg. 2016; 64(3): 678–683. doi:10.1016/j.jvs.2016.03.415.

8. Huizing E., Vos C.G., Hulsebos R.G., van den Akker P.J., Borst G.J., Ünlü Ç. Patch angioplasty or primary closure following carotid endarterectomy for symptomatic carotid artery stenosis. Surg J (NY). 2018; 4(2):e96-e101. doi:10.1055/s-0038-1655757

9. Muto A., Nishibe T., Dardik H., Dardik A. Patches for carotid artery endarterectomy:Current materials and prospects. J Vasc Surg. 2009; 50: 206-13. doi:10.1016/j.jvs.2009.01.062

10. Яриков А.В., Балябин А.В., Яшин К.С., Мухин А.С. Хирургические методы лечения стеноза сонных артерий (обзор). Современные технологии в медицине. 2015; 7(4): 189-200. doi:10.17691/stm2015.7.4.25

11. Olsen S.B., Mcquinn W.C., Feliciano P. Results of carotid endarterectomy using bovine pericardium patch closure, with a review of pertinent literature. Am Surg. 2016; 82(3): 221-226.

12. Чернявский А.М., Ларионов П.М., Столяров М.С., Стародубцев В.Б. Структурная трансформация ксеноперикарда после имплантации в сонную артерию (проспективное исследование). Патология кровообращения и кардиохирургия. 2007; 4: 37-40

13. Weber S.S., Annenberg A.J., Wright C.B., Braverman T.S., Mesh C.L. Early pseudoaneurysm degeneration in biologic extracellular matrix patch for carotid repair. J Vasc Surg. 2014; 59: 1116-8. doi: 10.1016/j.jvs.2013.05.012

14. Alawy M., Tawfick W., ElKassaby M., Shalaby A., Zaki M., Hynes N., Sultan S. Late Dacron patch inflammatory reaction after carotid endarterectomy. Eur J Vasc Endovasc Surg. 2017; 54: 423-429. doi:10.1016/j.ejvs.2017.06.015

15. Ren S., Li X., Wen J., Zhang W., Liu P. Systematic review of randomized controlled trials of different types of patch materials during carotid endarterectomy. PLoS ONE. 2013; 8(1): e55050. doi:10.1371/journal.pone.0055050

16. Фокин А.А., Куватов А.В. Отдаленные результаты реконструкций сонных артерий с использованием заплаты. Вестник экспериментальной и клинической хирургии. 2013; 6(2): 239-243. doi:10.18499/2070-478X-2013-6-2-239-243

17. Rerkasem K., Rothwell P.M. Systematic review of randomized controlled trials of patch angioplasty versus primary closure and different types of patch materials during carotid endarterectomy. Asian J Surg. 2011; 34: 32-40. doi:10.1016/S1015-9584(11)60016-X.

18. AbuRahma A.F., Hannay R.S., Khan J.H., Robinson P.A., Hudson J.K., Davis E.A. Prospective randomized study of carotid endarterectomy with polytetrafluoroethylene versus collagen-impregnated Dacron (Hemashield) patching: perioperative (30-day) results. J Vasc Surg. 2002; 35(1): 125-130. doi:10.1067/mva.2002.119034

19. Chou D., Tulloch A., Cossman D.V., Cohen J.L., Rao R., Barmparas G., Mirocha J., Wagner W. The influence of collagen impregnation of a knitted dacron patch used in carotid endarterectomy. Ann Vasc Surg. 2017; 39: 209–215. doi:10.1016/j.avsg.2016.08.011

20. Карпенко А.А., Кужугет Р.А., Стародубцев В.Б., Игнатенко П.В., Ким И.Н., Горбатых В.Н. Непосредственные и отдаленные результаты различных методов реконструкции каротидной бифуркации. Патология кровообращения и кардиохирургия. 2013; 17(1): 21-24. doi:10.21688/1681-3472-2013-1-21-24

21. Чернявский А.М. Столяров М.С., Стародубцев В.Б., Виноградова Т.Е., Альсов С.А. Сравнительные долгосрочные результаты операций каротидной эндартерэктомии с пластикой заплатами из ксеноперикарда, обработанного диэпоксисоединениями, и аутовены. Патология кровообращения и кардиохирургия. 2007. 4: 46-50

22. Bisdas T., Pichlmaier M., Bisdas S., Haverich A., Teebken O.E. Early neurologic outcome after bovine pericardium versus venous patch angioplasty in 599 patients undergoing carotid endarterectomy. Vascular. 2010; 18(3): 147–153. doi:10.2310/6670.2010.00022

23. Texakalidis P., Giannopoulos S., Charisis N., Giannopoulos S., Karasavvidis T., Koullias G., Jabbour P. A meta-analysis of randomized trials comparing bovine pericardium and other patch materials for carotid endarterectomy. J Vasc Surg. 2018; 68(4): 1241-1256. doi:10.1016/j.jvs.2018.07.023.

24. Harrison G.J., How T.V., Poole R.J., Brennan J.A., Naik J.B., Vallabhaneni S.R., Fisher R.K. Closure technique after carotid endarterectomy influences local hemodynamics. J Vasc Surg. 2014;60:418-27. doi:10.1016/j.jvs.2014.01.069

25. Radke D., Jia W., Sharma D., Fena K., Wang G., Goldman J., Zhao F. Tissue engineering at the blood-contacting surface: a review of challenges and strategies in vascular graft development. Adv Healthc Mater. 2018; 7(15): e1701461. doi:10.1002/adhm.201701461

26. Schaner P.J., Martin N.D., Tulenko T.N., Shapiro I.M., Tarola N.A., Leichter R.F., Carabasi R.A., DiMuzio P.J. Decellularized vein as a potential scaffold for vascular tissue engineering. J Vasc Surg. 2004; 40(1): 146-153. doi:10.1016/j.jvs.2004.03.033

27. Martin N.D., .Schaner P.J., Tulenko T.N., Shapiro I.M., Dimatteo C.A., Williams T.K., Hager E.S., DiMuzio P.J. In vivo behavior of decellularized vein allograft. J Surg Res. 2005; 129(1): 17-23. doi:10.1016/j.jss.2005.06.037

28. Gao L-P., Du M-J., Lv J-J., Schmull S., Huang R-T., Li J. Use of human aortic extracellular matrix as a scaffold for construction of patient-specific tissue engineered vascular patch. Biomed Mater 2017;12(6): 065006. doi:10.1088/1748-605X/aa801b

29. Mirsadraee S., Wilcox H.E., Korossis S.A., Kearney J.N., Watterson K.G., Fisher J., Ingham E. Development and characterization of an acellular human pericardial matrix for tissue engineering. Tissue Eng. 2006. 12(4): 763-773. doi:10.1089/ten.2006.12.763

30. Wilshaw S-P., Kearney J.N., Fisher J., Ingham E. Production of an acellular amniotic membrane matrix for use in tissue engineering. Tissue Eng. 2006; 12(8): 2117-2129. doi:10.1089/ten.2006.12.2117

31. van Steenberghe M., Schubert T., Guiot Y., Bouzin C., Bollen X., Gianello P. Enhanced vascular biocompatibility of decellularized xeno-/allogeneic matrices in a rodent model. Cell Tissue Bank. 2017; 18(2): 249–262. doi:10.1007/s10561-017-9610-0

32. van Steenberghe M., Schubert T., Bouzin C., Caravaggio C., Guiot Y., Xhema D., Gianello P. Enhanced vascular biocompatibility and remodeling of decellularized and secured xenogeneic/allogeneic matrices in a porcine model. Eur Surg Res. 2018; 59: 58–71. doi:10.1159/000487591

33. Cho S-W., Park H.J., Ryu J.H., Kim S.H., Kim Y.H., Choi C.Y., Lee M-J., Kim J-S., Jang I-S., Kim D-I., Kim B-S.. Vascular patches tissue-engineered with autologous bone marrow-derived cells and decellularized tissue matrices. Biomaterials. 2005; 26: 1915–1924. doi:10.1016/j.biomaterials.2004.06.018

34. Ostdiek A.M., Grant S., Grant D. Mechanical and in vitro characterisation of decellularised porcine aortic tissue conjugated with gold nanoparticles as a vascular repair material. Int J Nano Biomater. 2015; 6 (1): 1-17. doi:10.1504/IJNBM.2015.073145

35. Brizard C.P., Brink J., Horton S.B., Edwards G.A., Galati J.C., Neethling W.M.L. New engineering treatment of bovine pericardium confers outstanding resistance to calcification in mitral and pulmonary implantation in a juvenile sheep model. J Thorac Cardiovasc Surg. 2014; 148: 3194-3201. doi:10.1016/j.jtcvs.2014.08.002

36. Prabhu S., Armes J.E., Bell D., Justo R., Venugopal P., Karl T., Alphonso N. Histologic evaluation of explanted tissue-engineered bovine pericardium (CardioCel). Semin Thorac Cardiovasc Surg. 2017; 29(3): 356-363. doi:10.1053/j.semtcvs.2017.05.017

37. Cho S-W., Jeon O., Lim J.E., Gwak S-J., Kim S-S., Choi CY., Kim D-I., Kim B-S.. Preliminary experience with tissue engineering of a venous vascular patch by using bone marrow–derived cells and a hybrid biodegradable polymer scaffold. J Vasc Surg. 2006; 44: 1329-40. doi:10.1016/j.jvs.2006.07.032

38. Shin'oka T., Matsumura G., Hibino N., Naito Y., Watanabe M., Konuma T., Sakamoto T., Nagatsu M., Kurosawa H. Midterm clinical result of tissue-engineered vascular autografts seeded with autologous bone marrow cells. J Thorac Cardiovasc Surg 2005; 129(6): 1330-8.

39. Mettler BA, Sales VL, Stucken CL, Anttila V, Mendelson K, Bischoff J, Mayer JE Jr. Stem cell–derived, tissue-engineered pulmonary artery augmentation patches in vivo. Ann Thorac Surg. 2008; 86: 132–41. doi:10.1016/j.jtcvs.2004.12.047

40. Ksiazek A.A., Frese L., Dijkman P.E., Sanders B., Motta S.E., Weber B., Hoerstrup S.P. Puncturing of lyophilized tissue engineered vascular matrices enhances the efficiency of their recellularization. Acta Biomater. 2018; 71: 474-485. doi:10.1016/j.actbio.2018.02.029

41. Iwai S., Sawa Y., Taketani S., Torikai K., Hirakawa K., Matsuda H. Novel tissue-engineered biodegradable material for reconstruction of vascular wall. Ann Thorac Surg 2005; 80: 1821–8. doi:10.1016/j.athoracsur.2005.03.139

42. Takahashi H., Yokota T., Uchimura E., Miyagawa S., Ota T., Torikai K., Saito A., Hirakawa K., Kitabayashi K., Okada K., Sawa Y., Okita Y. Newly developed tissue-engineered material for reconstruction of vascular wall without cell seeding. Ann Thorac Surg. 2009; 88: 1269 –76. doi:10.1016/j.athoracsur.2009.04.087

43. Ichihara Y., Shinoka T., Matsumura G., Ikada Y., Yamazaki K. A new tissue-engineered biodegradable surgical patch for high-pressure systems. Interact CardioVasc Thorac Surg. 2015; 20: 768–76. doi:10.1093/icvts/ivv017

44. Kim C-W., Kim M-K., Kim S-G., Park Y-W., Park Y-T., Kim D-W., Seok H. Angioplasty using 4-hexylresorcinol-incorporated silk vascular patch in rat carotid defect model. Appl Sci. 2018; 8: 2388. doi:10.3390/app8122388

45. Pandis L., Zavan B., Bassetto F., Ferroni L., Iacobellis L., Abatangelo G., Lepidi S., Cortivo R., Vindigni V. Hyaluronic acid biodegradable material for reconstruction of vascular wall: a preliminary study in rats. Microsurgery. 2011; 31(2): 138-145. doi:10.1002/micr.20856

46. Thitiwuthikiat P., Ii M., Saito T., Asahi M., Kanokpanont S., Tabata Y. A vascular patch prepared from Thai silk fibroin and gelatin hydrogel incorporating simvastatin-micelles to recruit endothelial progenitor cells. Tissue Eng Part A. 2015; 21(7-8): 1309-19. doi:10.1089/ten.TEA.2014.0237

47. Talacua H., Smits A.I.P., Muylaert D.E.P., van Rijswijk J.W., Vink A., Verhaar M.C., Driessen-Mol A., van Herwerden L.A., Bouten C.V., Kluin J., Baaijens F.P.T. In situ tissue engineering of functional small-diameter blood vessels by host circulating cells only. Tissue Eng Part A. 2015; 21(19-20): 2583–2594. doi:10.1089/ten.TEA.2015.0066

48. Antonova L.V., Sevostyanova V.V., Mironov A.V., Krivkina E.O., Velikanova E.A., Matveeva V.G., Glushkova T.V., Elgudin Y.L., Barbarash L.S. In situ vascular tissue remodeling using biodegradable tubular scaffolds with incorporated growth factors and chemoattractant molecules. Complex issues of cardiovascular diseases. 2018; 7(2): 25-36. doi: 10.17802/2306-1278-2018-7-2-25-36

49. Williams C., Xie A.W., Emani S., Yamato M., Okano T., Emani S.M., Wong J.Y. A comparison of human smooth muscle and mesenchymal stem cells as potential cell sources for tissue-engineered vascular patches. Tissue Eng Part A. 2012; 18(9-10): 986-98. doi:10.1089/ten.TEA.2011.0172

50. Rim N.G., Yih A., Hsi P., Wang Y., Zhang Y., Wong J.Y. Micropatterned cell sheets as structural building blocks for biomimetic vascular patches. Biomaterials. 2018; 181: 126-139. doi:10.1016/j.biomaterials.2018.07.047

REFERENCES

1. Bonati L.H., Dobson J., Featherstone R.L., Ederle J., van der Worp H.B., de Borst G.J., Mali W.P., Beard J.D., Cleveland T., Engelter S.T., Lyrer P.A., Ford G.A., Dorman P.J., Brown M.M. Long-term outcomes after stenting versus endarterectomy for treatment of symptomatic carotid stenosis: the international carotid stenting study (ICSS) randomised trial. Lancet. 2015; 385: 529–38. doi:10.1016/S0140-6736(14)61184-3

2. Abbott A.L., Paraskevas K.I., Kakkos S.K., Golledge J., Eckstein H.H., Diaz-Sandoval L.J., Cao L., Fu Q., Wijeratne T., Leung T.W., Montero-Baker M., Lee B.C., Pircher S., Bosch M., Dennekamp M., Ringleb P. Systematic review of guidelines for the management of asymptomatic and symptomatic carotid stenosis. Stroke. 2015; 46: 3288–3301. doi:10.1161/STROKEAHA.115.003390.

3. Hussain M.A., Mamdani M., Tu J.V., Saposnik G., Aljabri B., Bhatt D.L., Verma S., Al-Omran M. Long-term outcomes of carotid endarterectomy versus stenting in a multicenter population-based canadian study. Ann Surg. 2018; 268(2): 364–373. doi:10.1097/SLA.0000000000002301

4. Pechenkin A.A., Lyzikov A.A. Carotid endarterectomy: outcomes and prospects. Novosti Khirurgii. 2014; 22(2): 231-238. (In Russian)

5. Naylor A.R., Ricco J.B., de Borst G.J., Debus S., de Haro J., Halliday A., Hamilton G., Kakisis J., Kakkos S., Lepidi S., Markus H.S., McCabe D.J., Roy J., Sillesen H., van den Berg J.C., Vermassen F., Esvs Guidelines Committee, Kolh P., Chakfe N., Hinchliffe RJ, Koncar I, Lindholt JS, Vega de Ceniga M, Verzini F, Esvs Guideline Reviewers, Archie J, Bellmunt S, Chaudhuri A, Koelemay M, Lindahl AK, Padberg F, Venermo M. Editor's choice e management of atherosclerotic carotid and vertebral artery disease: 2017 clinical practice guidelines of the european society for vascular surgery (ESVS). Eur J Vasc Endovasc Surg. 2018; 55: 3-81. doi:10.1016/j.ejvs.2017.06.021

6. Maertens V., Maertens H., Kint M., Coucke C., Blomme Y. Complication rate after carotid endarterectomy comparing patch angioplasty and primary closure. Ann Vasc Surg. 2016; 30: 248–252. doi:10.1016/j.avsg.2015.07.045

7. Avgerinos E.D., Chaer R.A., Naddaf A., El-Shazly O.M., Marone L., Makaroun M.S. Primary closure after carotid endarterectomy is not inferior to other closure techniques. J Vasc Surg. 2016; 64(3): 678–683. doi:10.1016/j.jvs.2016.03.415.

8. Huizing E., Vos C.G., Hulsebos R.G., van den Akker P.J., Borst G.J., Ünlü Ç. Patch angioplasty or primary closure following carotid endarterectomy for symptomatic carotid artery stenosis. Surg J (NY). 2018; 4(2):e96-e101. doi:10.1055/s-0038-1655757

9. Muto A., Nishibe T., Dardik H., Dardik A. Patches for carotid artery endarterectomy:Current materials and prospects. J Vasc Surg. 2009; 50: 206-13. doi:10.1016/j.jvs.2009.01.062

10. Yarikov A.V., Balyabin A.V., Yashin K.S., Mukhin A.S. Surgical treatment modalities of carotid artery stenosis (review). Sovremennye tehnologii v medicine. 2015; 7(4): 189-200. doi:10.17691/stm2015.7.4.25 (In Russian)

11. Olsen S.B., Mcquinn W.C., Feliciano P. Results of carotid endarterectomy using bovine pericardium patch closure, with a review of pertinent literature. Am Surg. 2016; 82(3): 221-226.

12. Чернявский А.М., Ларионов П.М., Столяров М.С., Стародубцев В.Б. Структурная трансформация ксеноперикарда после имплантации в сонную артерию (проспективное исследование). Патология кровообращения и кардиохирургия. 2007; 4: 37-40

13. Weber S.S., Annenberg A.J., Wright C.B., Braverman T.S., Mesh C.L. Early pseudoaneurysm degeneration in biologic extracellular matrix patch for carotid repair. J Vasc Surg. 2014; 59: 1116-8. doi: 10.1016/j.jvs.2013.05.012

14. Alawy M., Tawfick W., ElKassaby M., Shalaby A., Zaki M., Hynes N., Sultan S. Late Dacron patch inflammatory reaction after carotid endarterectomy. Eur J Vasc Endovasc Surg. 2017; 54: 423-429. doi:10.1016/j.ejvs.2017.06.015

15. Ren S., Li X., Wen J., Zhang W., Liu P. Systematic review of randomized controlled trials of different types of patch materials during carotid endarterectomy. PLoS ONE. 2013; 8(1): e55050. doi:10.1371/journal.pone.0055050

16. Fokin A.A., Kuvatov A.V. Long-term outcomes of carotid reconstructions with patch angioplasty. Journal of experimental and clinical surgery. 2013; 6(2): 239-243. doi:10.18499/2070-478X-2013-6-2-239-243 (In Russian)

17. Rerkasem K., Rothwell P.M. Systematic review of randomized controlled trials of patch angioplasty versus primary closure and different types of patch materials during carotid endarterectomy. Asian J Surg. 2011; 34: 32-40. doi:10.1016/S1015-9584(11)60016-X.

18. AbuRahma A.F., Hannay R.S., Khan J.H., Robinson P.A., Hudson J.K., Davis E.A. Prospective randomized study of carotid endarterectomy with polytetrafluoroethylene versus collagen-impregnated Dacron (Hemashield) patching: perioperative (30-day) results. J Vasc Surg. 2002; 35(1): 125-130. doi:10.1067/mva.2002.119034

19. Chou D., Tulloch A., Cossman D.V., Cohen J.L., Rao R., Barmparas G., Mirocha J., Wagner W. The influence of collagen impregnation of a knitted dacron patch used in carotid endarterectomy. Ann Vasc Surg. 2017; 39: 209–215. doi:10.1016/j.avsg.2016.08.011

20. Karpenko A. A., Starodubtsev V. B., Ignatenko P. V., Kuzhuget R. A., Kim I. N., Gorbatykh V. N. Immediate and long-term outcomes of carotid bifurcation remodeling. Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya. 2013; 17(1):21-24. doi:10.21688/1681-3472-2013-1-21-24 (In Russian)

21. Chernyavskii A.M. Stolyarov M.S., Starodubtsev V.B., Vinogradova T.E., Al'sov S.A. Sravnitel'nye dolgosrochnye rezul'taty operatsii karotidnoi endarterektomii s plastikoi zaplatami iz ksenoperikarda, obrabotannogo diepoksisoedineniyami, i autoveny. Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya. 2007. 4: 46-50. (In Russian)

22. Bisdas T., Pichlmaier M., Bisdas S., Haverich A., Teebken O.E. Early neurologic outcome after bovine pericardium versus venous patch angioplasty in 599 patients undergoing carotid endarterectomy. Vascular. 2010; 18(3): 147–153. doi:10.2310/6670.2010.00022

23. Texakalidis P., Giannopoulos S., Charisis N., Giannopoulos S., Karasavvidis T., Koullias G., Jabbour P. A meta-analysis of randomized trials comparing bovine pericardium and other patch materials for carotid endarterectomy. J Vasc Surg. 2018; 68(4): 1241-1256. doi:10.1016/j.jvs.2018.07.023.

24. Harrison G.J., How T.V., Poole R.J., Brennan J.A., Naik J.B., Vallabhaneni S.R., Fisher R.K. Closure technique after carotid endarterectomy influences local hemodynamics. J Vasc Surg. 2014;60:418-27. doi:10.1016/j.jvs.2014.01.069

25. Radke D., Jia W., Sharma D., Fena K., Wang G., Goldman J., Zhao F. Tissue engineering at the blood-contacting surface: a review of challenges and strategies in vascular graft development. Adv Healthc Mater. 2018; 7(15): e1701461. doi:10.1002/adhm.201701461

26. Schaner P.J., Martin N.D., Tulenko T.N., Shapiro I.M., Tarola N.A., Leichter R.F., Carabasi R.A., DiMuzio P.J. Decellularized vein as a potential scaffold for vascular tissue engineering. J Vasc Surg. 2004; 40(1): 146-153. doi:10.1016/j.jvs.2004.03.033

27. Martin N.D., .Schaner P.J., Tulenko T.N., Shapiro I.M., Dimatteo C.A., Williams T.K., Hager E.S., DiMuzio P.J. In vivo behavior of decellularized vein allograft. J Surg Res. 2005; 129(1): 17-23. doi:10.1016/j.jss.2005.06.037

28. Gao L-P., Du M-J., Lv J-J., Schmull S., Huang R-T., Li J. Use of human aortic extracellular matrix as a scaffold for construction of patient-specific tissue engineered vascular patch. Biomed Mater 2017;12(6): 065006. doi:10.1088/1748-605X/aa801b

29. Mirsadraee S., Wilcox H.E., Korossis S.A., Kearney J.N., Watterson K.G., Fisher J., Ingham E. Development and characterization of an acellular human pericardial matrix for tissue engineering. Tissue Eng. 2006. 12(4): 763-773. doi:10.1089/ten.2006.12.763

30. Wilshaw S-P., Kearney J.N., Fisher J., Ingham E. Production of an acellular amniotic membrane matrix for use in tissue engineering. Tissue Eng. 2006; 12(8): 2117-2129. doi:10.1089/ten.2006.12.2117

31. van Steenberghe M., Schubert T., Guiot Y., Bouzin C., Bollen X., Gianello P. Enhanced vascular biocompatibility of decellularized xeno-/allogeneic matrices in a rodent model. Cell Tissue Bank. 2017; 18(2): 249–262. doi:10.1007/s10561-017-9610-0

32. van Steenberghe M., Schubert T., Bouzin C., Caravaggio C., Guiot Y., Xhema D., Gianello P. Enhanced vascular biocompatibility and remodeling of decellularized and secured xenogeneic/allogeneic matrices in a porcine model. Eur Surg Res. 2018; 59: 58–71. doi:10.1159/000487591

33. Cho S-W., Park H.J., Ryu J.H., Kim S.H., Kim Y.H., Choi C.Y., Lee M-J., Kim J-S., Jang I-S., Kim D-I., Kim B-S.. Vascular patches tissue-engineered with autologous bone marrow-derived cells and decellularized tissue matrices. Biomaterials. 2005; 26: 1915–1924. doi:10.1016/j.biomaterials.2004.06.018

34. Ostdiek A.M., Grant S., Grant D. Mechanical and in vitro characterisation of decellularised porcine aortic tissue conjugated with gold nanoparticles as a vascular repair material. Int J Nano Biomater. 2015; 6 (1): 1-17. doi:10.1504/IJNBM.2015.073145

35. Brizard C.P., Brink J., Horton S.B., Edwards G.A., Galati J.C., Neethling W.M.L. New engineering treatment of bovine pericardium confers outstanding resistance to calcification in mitral and pulmonary implantation in a juvenile sheep model. J Thorac Cardiovasc Surg. 2014; 148: 3194-3201. doi:10.1016/j.jtcvs.2014.08.002

36. Prabhu S., Armes J.E., Bell D., Justo R., Venugopal P., Karl T., Alphonso N. Histologic evaluation of explanted tissue-engineered bovine pericardium (CardioCel). Semin Thorac Cardiovasc Surg. 2017; 29(3): 356-363. doi:10.1053/j.semtcvs.2017.05.017

37. Cho S-W., Jeon O., Lim J.E., Gwak S-J., Kim S-S., Choi CY., Kim D-I., Kim B-S.. Preliminary experience with tissue engineering of a venous vascular patch by using bone marrow–derived cells and a hybrid biodegradable polymer scaffold. J Vasc Surg. 2006; 44: 1329-40. doi:10.1016/j.jvs.2006.07.032

38. Shin'oka T., Matsumura G., Hibino N., Naito Y., Watanabe M., Konuma T., Sakamoto T., Nagatsu M., Kurosawa H. Midterm clinical result of tissue-engineered vascular autografts seeded with autologous bone marrow cells. J Thorac Cardiovasc Surg 2005; 129(6): 1330-8.

39. Mettler BA, Sales VL, Stucken CL, Anttila V, Mendelson K, Bischoff J, Mayer JE Jr. Stem cell–derived, tissue-engineered pulmonary artery augmentation patches in vivo. Ann Thorac Surg. 2008; 86: 132–41. doi:10.1016/j.jtcvs.2004.12.047

40. Ksiazek A.A., Frese L., Dijkman P.E., Sanders B., Motta S.E., Weber B., Hoerstrup S.P. Puncturing of lyophilized tissue engineered vascular matrices enhances the efficiency of their recellularization. Acta Biomater. 2018; 71: 474-485. doi:10.1016/j.actbio.2018.02.029

41. Iwai S., Sawa Y., Taketani S., Torikai K., Hirakawa K., Matsuda H. Novel tissue-engineered biodegradable material for reconstruction of vascular wall. Ann Thorac Surg 2005; 80: 1821–8. doi:10.1016/j.athoracsur.2005.03.139

42. Takahashi H., Yokota T., Uchimura E., Miyagawa S., Ota T., Torikai K., Saito A., Hirakawa K., Kitabayashi K., Okada K., Sawa Y., Okita Y. Newly developed tissue-engineered material for reconstruction of vascular wall without cell seeding. Ann Thorac Surg. 2009; 88: 1269 –76. doi:10.1016/j.athoracsur.2009.04.087

43. Ichihara Y., Shinoka T., Matsumura G., Ikada Y., Yamazaki K. A new tissue-engineered biodegradable surgical patch for high-pressure systems. Interact CardioVasc Thorac Surg. 2015; 20: 768–76. doi:10.1093/icvts/ivv017

44. Kim C-W., Kim M-K., Kim S-G., Park Y-W., Park Y-T., Kim D-W., Seok H. Angioplasty using 4-hexylresorcinol-incorporated silk vascular patch in rat carotid defect model. Appl Sci. 2018; 8: 2388. doi:10.3390/app8122388

45. Pandis L., Zavan B., Bassetto F., Ferroni L., Iacobellis L., Abatangelo G., Lepidi S., Cortivo R., Vindigni V. Hyaluronic acid biodegradable material for reconstruction of vascular wall: a preliminary study in rats. Microsurgery. 2011; 31(2): 138-145. doi:10.1002/micr.20856

46. Thitiwuthikiat P., Ii M., Saito T., Asahi M., Kanokpanont S., Tabata Y. A vascular patch prepared from Thai silk fibroin and gelatin hydrogel incorporating simvastatin-micelles to recruit endothelial progenitor cells. Tissue Eng Part A. 2015; 21(7-8): 1309-19. doi:10.1089/ten.TEA.2014.0237

47. Talacua H., Smits A.I.P., Muylaert D.E.P., van Rijswijk J.W., Vink A., Verhaar M.C., Driessen-Mol A., van Herwerden L.A., Bouten C.V., Kluin J., Baaijens F.P.T. In situ tissue engineering of functional small-diameter blood vessels by host circulating cells only. Tissue Eng Part A. 2015; 21(19-20): 2583–2594. doi:10.1089/ten.TEA.2015.0066

48. Antonova L.V., Sevostyanova V.V., Mironov A.V., Krivkina E.O., Velikanova E.A., Matveeva V.G., Glushkova T.V., Elgudin Y.L., Barbarash L.S. In situ vascular tissue remodeling using biodegradable tubular scaffolds with incorporated growth factors and chemoattractant molecules. Complex issues of cardiovascular diseases. 2018; 7(2): 25-36. doi: 10.17802/2306-1278-2018-7-2-25-36

49. Williams C., Xie A.W., Emani S., Yamato M., Okano T., Emani S.M., Wong J.Y. A comparison of human smooth muscle and mesenchymal stem cells as potential cell sources for tissue-engineered vascular patches. Tissue Eng Part A. 2012; 18(9-10): 986-98. doi:10.1089/ten.TEA.2011.0172

50. Rim N.G., Yih A., Hsi P., Wang Y., Zhang Y., Wong J.Y. Micropatterned cell sheets as structural building blocks for biomimetic vascular patches. Biomaterials. 2018; 181: 126-139. doi:10.1016/j.biomaterials.2018.07.047

Для цитирования: *В.В. Севостьянова, А.В. Миронов, Л.В. Антонова, Р.С. Тарасов. Применение сосудистых заплат для артериальной реконструкции, проблемы и перспективные технологии. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2019; 8 (3): 116-129. DOI: 10.17802/2306-1278-2019-8-3-116-129*

To cite: *V.V. Sevostyanova, A.V. Mironov, L.V. Antonova, R.S. Tarasov. Vascular patches for arterial reconstruction, challenges and advanced technologies. Complex Issues of Cardiovascular Diseases. 2019; 8 (3): 116-129. DOI: 10.17802/2306-1278-2019-8-3-116-129*