



## Обзорная статья / Review article

# Эволюция сосудистых протезов: от древности до современной эпохи

Г.А. Попель , <https://orcid.org/0000-0002-1140-0806>, [hpopel@mail.ru](mailto:hpopel@mail.ru)

И.А. Моисеенко, <https://orcid.org/0000-0001-5403-7464>, [i.mois\\_19@mail.ru](mailto:i.mois_19@mail.ru)

Республиканский научно-практический центр «Кардиология»; 220036, Республика Беларусь, Минск, ул. Р. Люксембург, д. 110Б

## Резюме


Сосудистые протезы представляют собой неотъемлемый элемент реконструктивной сердечно-сосудистой хирургии. Актуальной задачей современной медицины по-прежнему остается поиск оптимальных пластических материалов и разработка новых образцов сосудистых трансплантатов. Исторический путь развития сосудистой хирургии охватывает переход от имплантации первых экспериментальных трубчатых конструкций из стекла, кости и металлов к созданию высокотехнологичных синтетических, биологических и тканеинженерных графтов. В обзоре представлены ключевые этапы внедрения сосудистых протезов в клиническую практику, приведены результаты доклинических и клинических исследований, а также обозначены существующие ограничения и нерешенные вопросы. Акцентируется внимание на соответствии протезов биомеханическим свойствам нативных сосудов, их тромбо- и иммунорезистентности, а также устойчивости к инфекционным осложнениям. Отдельно рассмотрены современные образцы сосудистых протезов с анализом их характеристик, преимуществ и недостатков. Перспективы создания сосудистых трансплантатов малого диаметра связываются с развитием технологий трехмерной биопечати и созданием индивидуализированных графтов, максимально приближенных по структуре и функциональным свойствам к естественным тканям организма. Для подготовки обзора был проведен систематический поиск публикаций в международных электронных базах данных PubMed, Web of Science, Embase, а также в специализированных ресурсах Cochrane Library и отечественных электронных библиотечных системах. Поиск осуществлялся по ключевым словам: vascular grafts, prosthetic vascular implants, homografts, Dacron, PTFE, tissue engineering, small diameter vascular grafts. В результате поиска было выявлено 604 публикации. После анализа заголовков и аннотаций для дальнейшего рассмотрения были отобраны 412 источников. Из них исключены 338 статей ввиду несоответствия критериям включения (отсутствие релевантных исторических данных, наличие дублирующего материала). После окончательной оценки соответствия критериям включения в итоговый анализ вошли 72 статьи. Из них 5 публикаций использованы для подготовки раздела «Введение», а оставшиеся 67 – для написания основных разделов обзора.

**Ключевые слова:** сосудистый протез, полиэтилентерефталат, политетрафторэтилен, биологический сосудистый протез, венозный аутографт, аллотрансплантат, ксенотрансплантат, тканеинженерные сосуды

**Для цитирования:** Попель ГА, Моисеенко ИА. Эволюция сосудистых протезов: от древности до современной эпохи. *Амбулаторная хирургия*. 2026;23(1):225–234. <https://doi.org/10.21518/akh2026-014>.

**Конфликт интересов:** авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

# Evolution of vascular grafts: From antiquity to the contemporary era

Gennadiy A. Popel , <https://orcid.org/0000-0002-1140-0806>, [hpopel@mail.ru](mailto:hpopel@mail.ru)

Ivan A. Maiseyenko, <https://orcid.org/0000-0001-5403-7464>, [i.mois\\_19@mail.ru](mailto:i.mois_19@mail.ru)

Republican Scientific and Practical Center of Cardiology; 110b, R. Luxemburg St., Minsk, 220036, Republic of Belarus

## Abstract

Vascular grafts represent an integral element of reconstructive cardiovascular surgery. The search for optimal plastic materials and the development of new vascular grafts remain pressing tasks of modern medicine. The historical path of vascular surgery encompasses the transition from implanting the first experimental tubular structures made of glass, bone, and metals to the creation of high tech synthetic, biological, and tissue-engineered grafts. This review presents the key stages of introducing vascular grafts into clinical practice, summarizes the results of preclinical and clinical studies, and outlines existing limitations and unresolved issues. Particular attention is paid to the compliance of grafts with the biomechanical properties of native vessels, their thrombo- and immunoresistance, as well as their durability against infectious complications. Modern vascular grafts are examined separately, with analysis of their characteristics, advantages, and disadvantages. The prospects for creating small diameter vascular grafts are associated with the development of three-dimensional bioprinting technologies and the design of individualized grafts that closely approximate the structure and functional properties of the body's natural tissues. For the preparation of this review, a systematic search was conducted in international electronic databases, including PubMed, Web of Science, and Embase, as well as in specialized resources such as the Cochrane Library and domestic electronic library systems. The search was performed using the following keywords: vascular grafts, prosthetic vascular grafts, homografts, Dacron, PTFE, tissue

engineering, and small-diameter vascular grafts. In total, 604 publications were identified. After analyzing titles and abstracts, 412 sources were selected for further consideration. Of these, 338 articles were excluded due to non-compliance with the inclusion criteria (lack of relevant historical data or duplication of material). Following the final eligibility assessment, 72 articles were included in the analysis. Of these, 5 publications were used in the preparation of the Introduction section, while the remaining 67 were employed in the development of the main sections of the study.

**Keywords:** vascular graft, polyethylene terephthalate, polytetrafluoroethylene, biological vascular graft, venous autograft, allograft, xenograft, tissue-engineered vessels

**For citation:** Popel GA, Maiseyenko IA. Evolution of vascular grafts: From antiquity to the contemporary era. *Ambulatornaya Khirurgiya*. 2026;23(1):225–234. (In Russ.) <https://doi.org/10.21518/akh2026-014>.

**Conflict of interest:** the authors declare no conflict of interest.

## ВВЕДЕНИЕ

Увеличение продолжительности жизни и естественное старение населения сопровождаются ростом числа заболеваний аорты и периферических артерий. Это, в свою очередь, приводит к увеличению объема реконструктивных сосудистых вмешательств и формирует возрастающую потребность в надежных и доступных пластических материалах для протезирования.

В 1950 г. Cumberland и Scales впервые сформулировали 8 критериев, которым должен соответствовать идеальный сосудистый протез. Формулируя критерии идеального протеза, они обозначили параметры, которые до сих пор остаются ориентиром при разработке новых образцов: широкий размерный ряд, возможность использования в любой области тела человека, универсальность применения, долговечность и устойчивость к механическим нагрузкам, атромбогенность и резистентность к инфекционным агентам, биостабильность, инертность по отношению к окружающим тканям и минимально выраженная иммуногенность, возможность стерилизации, технологичность прошивания без повреждения и разволокнения [1]. На практике ни один из доступных в настоящее время протезов не обладает одновременно всем комплексом перечисленных характеристик [2–5].

## КРАТКАЯ ИСТОРИЧЕСКАЯ СПРАВКА

Первыми материалами, из которых предпринимались попытки создать структуры, подобные сосудам, были металлы, стекло, воск, кость, парафин, виталлиум и метилметакрилат. В 1894 г. американский хирург Robert Abbe сконструировал стеклянную трубку в форме песочных часов и использовал ее для восстановления непрерывности сосуда. В своих экспериментах на животных он пересекал бедренные артерии и имплантировал разработанные протезы, соединяя оба конца артерии над стеклянным протезом шелковой нитью. Процедура, на первый взгляд, казалась успешной, однако у R. Abbe впоследствии возникли подозрения, что бедренная артерия может быть

окклюзирована, а кровоснабжение задних конечностей осуществляется по сформировавшимся коллатералям. Позднее было установлено, что в просвете одного из концов бедренной артерии развился стеноз [6, 7]. В 1897 г. немецкий уролог M. Nitze сообщил об использовании в качестве сосудистого протеза трубки из слоновой кости [8], полностью покрываемой стенками сосуда с формированием анастомоза «над протезом» [9]. Три года спустя, в 1900 г., швейцарский хирург E. Paug [10] представил сосудистые протезы в виде магниевых трубок, которые он имплантировал в пересеченные сонные артерии животных. E. Paug утверждал, что добился хороших результатов, однако достоверная и полная информация о его экспериментальном исследовании недоступна. Опыты с применением магниевых трубок, которые проводились в дальнейшем другими авторами, заканчивались тромбозом сосудов.

В литературе имеются сведения о том, что французский хирург T. Tuffier [11] разработал парафиновые серебряные трубки, которые можно использовать в качестве внутрисосудистых шунтов. Alexis Carrel проводил эксперименты с алюминиевыми трубками, покрытыми парафином и золотом. Позднее были изготовлены и апробированы трубки из виталлиума (сплав кобальта, хрома и молибдена) [12]. В 1947 г. американский хирург Ch.A. Hufnagel представил результаты использования метилметакрилатных трубок в качестве протезов грудной аорты у собак [13]. Однако во всех случаях наступил тромбоз.

В 1943 г. для укрепления стенки аневризм грудного отдела аорты и снижения риска разрыва P. Harrison и J. Chandy предложили метод формирования искусственного периаортального фиброза. С этой целью они обертывали аневризму аорты целлофаном, предварительно покрытым дицетилфосфатом [14]. В 1946 г. J.K. Popp и R. De Oliviera использовали целлофановые и полиэтиленовые пластиковые пленки для обертывания сифилитических аневризм грудной аорты. Ранние результаты их применения оказались успешными, однако отдаленные были неудовлетворительными [15]. Все

эти методы на сегодняшний день имеют лишь историческое значение.

Попытки первого применения аутографтов в эксперименте и клинической практике относятся к началу XX в. Так, в 1913–1914 гг. В.Р. Брайцев в эксперименте выполнил аутотрансплантацию фрагмента вены в смоделированный дефект артерии, а через 1 год разработанную методику применил в клинической практике [16]. В 1912 г. Н.А. Богораз описал методику создания артериовенозного сафено-фemorального соустья и выполнил операцию по артериализации поверхностных вен, а в годы Первой мировой войны, используя аутовенозный материал пациента как пластический материал, предложил способ закрывать дефекты артериальной стенки аутовенозными заплатами<sup>1</sup>.

Первые в СССР сосудистые протезы из полиэтилен-терефталата (лавсана) были разработаны на кафедре факультетской хирургии Военно-медицинской академии им. С.М. Кирова в 1959 г. Л.В. Лебедевым и Л.Л. Плоткиным. Уже в 1960 г. они успешно применили разработанные протезы у пациентов при протезировании бедренной артерии. Важным этапом в развитии отечественной сосудистой хирургии стало создание в 1962 г. бифуркационных сосудистых протезов [17].

Пионерами использования сосудистых протезов в СССР стали Лев Валерьевич Лебедев, Михаил Иванович Лыткин, Владимир Александрович Жмур, братья Евгений Николаевич и Игорь Николаевич Мешалкины, Виктор Сергеевич Савельев, Валентин Михайлович Буянов, Виктор Соломонович Крылов, Олег Борисович Милонов, Игорь Андреевич Беличенко и Георгий Львович Ратнер.

## ПРИМЕНЕНИЕ ВЕНОЗНЫХ АУТОГРАФТОВ

История применения аутовенозных трансплантатов в сосудистой хирургии восходит к началу XX столетия. В 1905 г. А. Carrel и Ch.C. Guthrie в экспериментальных исследованиях на собаках имплантировали фрагменты яремной вены в сонные артерии. Полученные результаты впервые подтвердили возможность замещения артериальных сегментов аутовенозным материалом, способным выдерживать артериальное давление и выполнять функцию артерий без формирования аневризм [18]. В этом же году параллельно с экспериментальными работами А. Carrel и Ch.C. Guthrie испанский хирург J.G. Capdevila [19] предложил и описал технику аутовенозной имплантации, заключающуюся в использовании сегмента нижней полой вены для замещения участка аорты у животных. Разработанная

<sup>1</sup> Богораз Н.А. О наложении заплат на раны артерий. Врачебная газета. 1917;(2):23.

опытным путем методика стала одним из первых способов применения венозного трансплантата в артериальной позиции и заложила основу для дальнейшего развития реконструктивной сосудистой хирургии [20].

Первая операция с применением венозного аутографта в клинической практике была выполнена J.G. Capdevila в 1906 г. [21]. Он резецировал аневризму подколенной артерии, а возникший дефект заменил фрагментом одноименной вены, расположенной в непосредственной близости. Годом позднее профессор E. Lexer [22] представил клиническое наблюдение, в котором после резекции ложной посттравматической аневризмы подмышечной артерии ее проходимость была восстановлена с использованием реверсированного сегмента большой подкожной вены. Аналогичная техника операции была применена им в 1913 г. при резекции аневризмы бедренной артерии.

Во второй половине XX в. венозные аутотрансплантаты стали активно использоваться в сосудистой хирургии. Одним из первых систематических клинических сообщений была работа R. Fontaine и соавт. (1951 г.), где они представили результаты применения аутовенозных протезов у 28 пациентов с поражениями артерий нижних конечностей [23]. Подобные вмешательства активно выполнялись в различных странах мира, и к концу 1950-х гг. клиническая эффективность последних получила признание. Независимо друг от друга канадский хирург P. Cartier и британский хирург K.V. Hall предложили в 1959 г. инновационный подход к реконструкции артерий нижних конечностей – аутовенозное шунтирование *in situ* [24, 25]. Методика операции заключалась в использовании большой подкожной вены и разрушении клапанного аппарата специальными инструментами без ее реверсии. Предложенный способ позволил сохранить естественную топографию сосуда и существенно сократить время операции, став следующим шагом в развитии сосудистой хирургии [26].

На сегодняшний день неотъемлемым стандартом для выполнения сосудистых реконструкций продолжает оставаться нативный аутологичный материал, обладающий наиболее физиологическими свойствами.

## ИМПЛАНТАЦИЯ ГОМОГРАФТОВ

Одними из первых работ, посвященных применению сосудистых гомографтов, считаются исследования E. Höpfner<sup>2</sup>. В 1903 г. он впервые в эксперименте осуществил свободную аутологичную пересадку артерии.

<sup>2</sup> Höpfner E. Experimentelle Untersuchungen über die freie Autotransplantation der Arterien und die Entwicklung eines atraumatischen Gefäßklemms. Dissertation. Berlin: Universität Berlin; 1903.

В опытах на животных E. Hörfner выполнял резекцию участка сонной артерии, после чего, подвергнув его реверсии, имплантировал обратно на исходное место. Кроме того, им были проведены трансплантации сегмента сонной артерии в бедренную и, наоборот, фрагмента бедренной артерии в сонную. По истечении четырех с половиной недель трансплантаты подвергались морфологическому анализу. Гистологическое исследование выявило незначительное утолщение артериальной стенки, вызванное интимальной гиперплазией [27]. Несмотря на новаторский подход, опыты E. Hörfner остались только в рамках экспериментального исследования, поскольку в начале XX столетия медицинское сообщество не признало метод практичным для клинического применения.

В 1907 г. R.G. Harrison [28] впервые доказал возможность сохранения жизнеспособности биологической ткани вне организма при помещении ее в питательную среду. Открытие вдохновило A. Carrel и Ch.Cl. Guthrie на проведение опытов по пересадке гетерогенных сосудов. Предполагая, что артерии способны сохранять жизнеспособность при хранении в холодильнике в течение нескольких дней или недель, A. Carrel экспериментировал с различными питательными средами. Он заготавливал сосудистые трансплантаты и выдерживал их при температуре 0 °C в солевом растворе. В частности, были проведены операции по замене сегмента брюшной аорты у кошек сосудами, полученными от собак [29, 30].

В 1910 г. M. Pirovano впервые в истории медицины предпринял попытку заменить подвздошную артерию, используя гомологичный сосуд, пересаженный от одного человека другому [31]. Однако постигшая неудача привела к дискредитации метода, в результате чего он оказался отвергнут и надолго забыт. И только в 1948 г. N.E. Swan удалось провести уникальную операцию по протезированию грудной аорты у 16-летнего пациента с использованием артериального гомотрансплантата [32]. Результаты выполненной операции и последующих вмешательств на аорте продемонстрировали эффективность метода и стали основанием для его внедрения в клиническую практику, положив начало развитию аортальной хирургии.

В ноябре 1950 г. Jacques Oudot вошел в историю сосудистой хирургии, проведя первую резекцию бифуркации брюшной аорты с использованием артериального гомотрансплантата [33]. Спустя год R. Fontaine и R. Leriche создали первый европейский банк сосудистых трансплантатов. Данное событие стало важной вехой, открывшей новые возможности для внедрения метода в клиническую практику [34, 35]. Вскоре

Ch. Dubost, воспользовавшись этим нововведением, успешно провел первую резекцию аневризмы брюшной аорты с применением гомографта. Новый шаг в развитии реконструктивной сосудистой хирургии вызвал живой отклик и пробудил интерес хирургов во многих странах мира [36]. В 1951 г. сосудистый хирург Conrad R. Lam с командой из госпиталя Henry Ford в Детройте [37] предприняли попытку замены гомотрансплантатом аневризматически измененного участка нисходящей грудной аорты.

Выдающиеся сосудистые хирурги, такие как M.E. DeBakey и D.E. Szilagyi, освоили метод применения гомографтов, что послужило поводом к созданию банков замороженных гомотрансплантатов [38, 39]. В 1951 г. в Нью-Йорке был открыт первый банк аортальных графтов, полученных во время мультиорганного забора. Уже в 1952 г. M.E. DeBakey и D. Cooley первыми использовали гомографт у пациента с торакоабдоминальной аневризмой аорты [40, 41]. В сентябре 1954 г. S.N. Etheredge [42] из Veterans Hospital в Окленде сообщил об успешном протезировании гомотрансплантатом супраренального отдела аорты.

Со временем стало ясно, что гомотрансплантаты не являются идеальным материалом для протезирования. Гомотрансплантаты имели тенденцию к постепенной утрате эластичности вследствие гиалинизации и эластолиза, а также воздействия методов консервации – лиофилизации, обработки ферментами, детергентами, формалином, глутаровым альдегидом и другими химическими агентами. Дальнейшие исследования показали появление дегенеративных изменений в стенке гомологичных трансплантатов, которые нередко приводят к формированию аневризм, их разрыву, кальцинозу и повторной окклюзии. Хотя период клинического применения артериальных гомографтов оказался непродолжительным, они сыграли значимую роль в становлении сосудистой хирургии, приблизив специалистов к выполнению первых реконструктивных вмешательств на крупных магистральных артериях.

## СИНТЕТИЧЕСКИЕ ТРАНСПЛАНТАТЫ

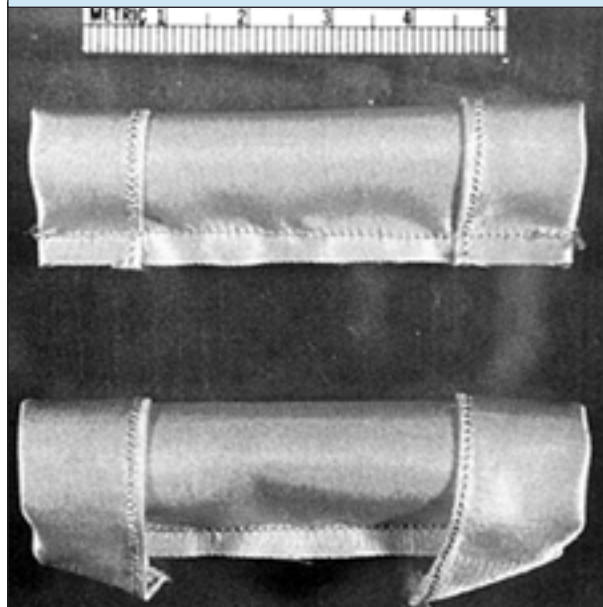
Выявленные ограничения и осложнения при клиническом применении гомотрансплантатов стали стимулом поиска альтернативных материалов для реконструкции сосудов. Американский хирург Arthur Voorhees представил в 1952 г. экспериментальную модель синтетического сосудистого протеза, изготовленного из поливинилхлорида (Vinyon-N) (рис. 1) [43].

При создании протеза обе стороны ткани Vinyon-N сшивались в продольном направлении нитью из того же материала (рис. 2).

**Рисунок 1.** Артур Вурхиз с любимой собакой 627А после эксперимента  
**Figure 1.** A. Voorhees with dog 627A after the experiment



**Рисунок 2.** Протез Vinyon-N, использованный в исследованиях Вурхиза  
**Figure 2.** Vinyon-N Prosthesis Used in A. Voorhees' Research



Несмотря на обнадеживающие результаты экспериментального применения сосудистого протеза Vinyon-N, его клиническое использование продемонстрировало неудовлетворительные исходы, что обусловило необходимость поиска новых синтетических материалов и стимулировало дальнейшее развитие сосудистой хирургии. Во второй половине прошлого столетия в качестве пластического материала для замены артерий наиболее широкое распространение получили следующие полимерные материалы.

Полиэтилентерефталат [-OC-O-C6H4-OC-O-CH2-CH2-] был разработан в Великобритании в 1941 г. двумя химиками, J.R. Whinfield и J.T. Dickinson [44]. ПЭТ является термопластичным полимером и используется в производстве синтетических волокон с круглым сечением. Волокна объединяются в комплексные нити, которые могут быть сотканы или связаны в ткани для сосудистых трансплантатов с определенной пористостью, на которую оказывают влияние пропитка альбумином, коллагеном или желатином, а также сшивающие агенты – формальдегид или глутаровый альдегид [45]. Первоначальные попытки заменить артерии протезами из синтетического материала вскоре показали, что пористость протеза является необходимым условием проходимости трансплантата. Таким образом, приоритет пористости над свойствами материала стал одним из главных принципов исследований синтетических сосудистых протезов.

Дакроновые протезы в зависимости от способа изготовления могут быть ткаными, плетеными или вязанными [46].

В 1954 г. М.Е. DeBakey [47] использовал первый дакроновый графт для протезирования бифуркации брюшной аорты. Вскоре после этого дакрон стал основным материалом для замены аорты.

Политетрафторэтилен (ПТФЭ) [-CF2-CF2-] был разработан доктором R.J. Plunkett в 1938 г. и впервые появился на рынке под торговой маркой Teflon (DuPont) в 1945 г. [48]. Исследователи из компании W.L. Gore & Associates (Ньюарк, Делавэр) усовершенствовали материал. Путем нагревания, растяжения и экструзии они получили вспененный ПТФЭ (ePTFE), который производится и в настоящее время. В 1969 г. продукт был запатентован компанией Gore как Gore-Tex. Некоторые исследователи считают, что молекула ePTFE относительно биостабильна, менее подвержена разрушению в биологических средах, чем полиэтилентерефталат [49, 50].

Первое упоминание об использовании протезов из ePTFE в качестве шунта для артерий нижних конечностей датируется 1976 г. [51]. Систематические обзоры и мета-анализы рандомизированных контролируемых исследований, сравнивающих протезы из полиэтилентерефталата и вспененного политетрафторэтилена, не выявили преимуществ одного материала над другим [52].

Полиуретаны (ПУ) составляют большое семейство полимеров, обладающих эластичными свойствами,

важным признаком которых является наличие уретановых групп [-NH-(CO)-O-] в основной цепи. Полиуретаны были первоначально разработаны в Германии в 1930-х гг. В 1937 г. Otto Bayer с коллегами из I.G. Farbenindustrie AG (Лeverкузен, Германия) осуществили синтез полимера. В 1962 г. полиуретаны были коммерциализированы компанией DuPont (Уилмингтон, штат Делавэр, США) и стали доступны для использования в биомедицинских исследованиях [53].

Наибольшее распространение получили поли(карбонат)уретан, поли(эстер)уретан и сложный полиэфир уретан-мочевины [54]. Общим для всех них является сходство структуры, которую определяют три различных мономера. Кристаллический (жесткий) и аморфный (мягкий) мономеры отвечают, соответственно, за жесткость и гибкость, их соотношение может варьироваться производителем. Третий мономер служит удлинителем цепи. Разница в физико-химических свойствах этих компонентов позволяет происходить разделению фаз в объеме полимера. Таким образом, данный материал можно описать как содержащий твердые домены, диспергированные в матрице мягкого компонента. Это приводит к превосходным физико-механическим характеристикам полиуретанов, главным образом к их вязкоупругой податливой природе, что считается ключевым свойством их совместимости с кровью и другими тканями.

Данные об использовании ПУ в качестве материала для сосудистых графтов на сегодняшний день неоднозначны, поскольку они подвержены гидролитической и окислительной биодegradации, что приводит к разрушению стенки и образованию аневризм. Этот факт послужил причиной прекращения одного из клинических испытаний сосудистого протеза, изготовленного на основе полиуретана первого поколения, и потребовал модификации полимера [55]. В последующем были описаны способы преодоления биодegradации с использованием аморфных мономеров на основе углеводов и поликарбоната. Они показали довольно высокую эффективность в отношении устойчивости к дegradации *in vitro* и *in vivo*.

В начале 2000-х гг. было разработано новое поколение полиуретановых материалов, характеризующееся высокой устойчивостью к гидролитическому разрушению при одновременной повышенной восприимчивости к окислительной биодegradации. Проведенные клинические исследования подтвердили их эффективность и безопасность использования в качестве сосудистых трансплантатов для обеспечения диализного доступа, после чего FDA (Управление по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов

и медикаментов США) признало целесообразным внедрение полиуретановых протезов указанного класса в клиническую практику [56].

В современной литературе представлено значительное количество экспериментальных исследований, посвященных применению сосудистых графтов на основе полиуретана. В ходе доклинических испытаний протезы продемонстрировали превосходную тромборезистентность, ускоренное прорастание соединительной ткани через поры трансплантата и снижение гиперплазии интимы в области анастомоза [57–60]. Было также установлено, что по сравнению с протезами из ПТФЭ полиуретановые протезы обладают многими другими преимуществами, включая простоту катетеризации и быструю герметизацию места прокола при гемодиализе [61–64].

Тем не менее протезы из ПУ сохраняют значительный уровень тромбогенности и низкую устойчивость к инфекции, а также имеют различные показатели проходимости в краткосрочной и долгосрочной перспективе. Сравнительный анализ показал более низкую проходимость графтов из ПУ по сравнению с трансплантатами из ПТФЭ [65, 66]. Попытки уменьшения тромбогенных свойств с использованием покрытия гепарином и персантином оказались безуспешными [67, 68].

На протяжении более 70 лет при производстве синтетических сосудистых трансплантатов используются в основном два полимера: полиэтилентерефталат (ПЭТ, терилен, дакрон) и политетрафторэтилен (ПТФЭ, тефлон, Gore-Tex).

## ТКАНЕИНЖЕНЕРНЫЕ СОСУДИСТЫЕ ГРАФТЫ

Интенсивное развитие клеточной и тканевой инженерии во второй половине XX столетия стимулировало проведение широкого спектра исследований по созданию тканеинженерных изделий для применения в сердечно-сосудистой хирургии.

В конце 1960-х гг. Ch.H. Sparks предложил новое направление – разработку тканеинженерных сосудистых протезов. С этой целью он использовал тканевую матрицу из трикотажного дакронового материала, состоящую из внешней оболочки и внутренней оправки. После подкожной имплантации такой матрицы в область грудной клетки происходило формирование аутологичной трубчатой структуры (Sparks mandrel), представлявшей собой фиброзный трансплантат. Несмотря на новизну подхода, его воспроизводимость на практике оказалась ограниченной, а результаты доклинических и клинических исследований

продемонстрировали низкую долгосрочную проходимость по сравнению с синтетическими сосудистыми протезами [69].

Первый биоинженерный сосудистый трансплантат, созданный *in vitro*, был представлен инженерами С. Weinberg и Е. Bell в 1986 г. Конструкция протеза формировалась из последовательных слоев коллагенового геля, армированных дакроновым каркасом и заселенных гладкомышечными и эндотелиальными клетками. Представленный методологический подход заложил фундамент для последующего развития технологий тканевой инженерии и стал отправной точкой в создании сосудистых имплантатов нового поколения [70].

Значимый вклад в развитие тканевой инженерии сосудистых протезов внесли исследования Р. Zilla и соавт. (1993 г.). В их работе эндотелиальные клетки, выделенные из подкожных вен, культивировались на протезах из политетрафторэтилена, предварительно обработанных фибриновым клеем. Полученные клеточно-модифицированные конструкции использовались в клинической практике для выполнения бедренно-подколенных реконструкций [71].

Использование децеллюляризованных аллогенных и ксеногенных графтов, обладающих высокой биосовместимостью и оптимальной хирургической порозностью, стало следующим важным направлением в развитии биоинженерии сосудистых протезов. Клинические исследования Р. Dohmen, включавшие использование децеллюляризованных аллогraftов и ксеноперикарда, заселенных аутологичными эндотелиальными клетками, продемонстрировали успешность реконструктивных вмешательств на грудной аорте и подтвердили потенциал тканеинженерных технологий в сосудистой хирургии [72].

Современные исследования, направленные на разработку биоинженерных сосудов малого диаметра, сосредоточены преимущественно на создании каркасных структур, имитирующих архитектуру внеклеточного матрикса. Являясь ключевым фактором при формировании функционально полноценной сосудистой стенки, такой подход позволяет создать оптимальные условия для адгезии, пролиферации и дифференцировки клеток. Особое внимание уделяется применению нанотехнологических методов, включая микрожидкостное формирование волокон, ротационный спиннинг, трехмерную (3D) печать, электроспиннинг и другие инновационные техники, позволяющие контролировать морфологию и механические свойства матриц на микро- и наноуровне.

В качестве исходных материалов используются как биополимеры, обладающие высокой

биосовместимостью и способностью к биодеградации (желатин, хитозан, коллаген, альгинат, фиброин шелка), так и синтетические полимеры и сополимеры, обеспечивающие требуемую механическую прочность и регулируемую скорость деградации (полиуретаны, нейлон, полимолочная кислота, полигликолид, поликапролактон, поли-L-лактид-капролактон). Комбинированное использование биологических и синтетических материалов позволяет создавать гибридные матрицы, сочетающие биологическую активность и структурную стабильность.

Несмотря на имеющийся большой объем экспериментальных данных, демонстрирующих положительные результаты в доклинических моделях, клиническая реализация подобных технологий остается ограниченной. Основными препятствиями являются сложности масштабирования производства, обеспечение долгосрочной механической стабильности и проходимости сосудов малого диаметра, а также необходимость стандартизации методов оценки биосовместимости и функциональности трансплантатов. В связи с этим дальнейшие исследования направлены на оптимизацию биоматериалов, совершенствование методов клеточной колонизации и разработку новых биореакторных систем, способных обеспечивать физиологические условия для созревания тканеинженерных сосудов.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Приоритетным направлением в области современной сосудистой хирургии остается разработка инновационных материалов и создание новых образцов сосудистых трансплантатов. Современные исследования, направленные на минимизацию риска тромботических и инфекционных осложнений, определяют стратегический вектор дальнейшего развития в этом направлении.

Благодаря высокой биосовместимости, устойчивости к инфекции и оптимальному соответствию биомеханике нативных сосудов аутологичные имплантаты по-прежнему остаются эталонным вариантом для сосудистой реконструкции. Синтетические сосудистые протезы из ПЭТ и ПТФЭ заняли прочное место в восстановительной хирургии крупных магистральных артерий, обеспечивая приемлемые результаты. Тем не менее их применение сопровождается рядом существенных ограничений ввиду развития гиперплазии неинтимы, повышенной тромбогенности, низкой устойчивости к инфекционным осложнениям и несоответствия комплаентности нативным сосудам. Особую актуальность приобретает развитие тканеинженерных сосудистых протезов, направленное на создание биосовместимых, функционально полноценных и долговечных

конструкций, способных к ремоделированию и интеграции в организме реципиента, однако широкого применения на практике они не получили.

Применение девитализированного ксеноперикарда открывает перспективы для разработки биологических сосудистых протезов. Обладая характеристиками,

сходными с нативными сосудами, данный материал может потенциально стать инновационным решением в сосудистой хирургии.

Поступила / Received 21.01.2026

Поступила после рецензирования / Revised 10.02.2026

Принята в печать / Accepted 15.02.2026

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

- Chlupáč J, Filová E, Bačáková L. Blood vessel replacement: 50 years of development and tissue engineering paradigms in vascular surgery. *Physiol Res*. 2009;58(Suppl. 2):S119–S140. <https://doi.org/10.33549/physiolres.931918>.
- Basir A, Loncq de Jong M, Gründeman PF, van Herwaarden JA, Kluin J, Moll FL. The early days of vascular and heart valve prostheses: a historical review. *J Cardiovasc Surg*. 2020;61(5):528–537. <https://doi.org/10.23736/S0021-9509.19.11011-7>.
- Lawson JH, Glickman MH, Ilzecki M, Jakimowicz T, Jaroszyński A, Peden EK et al. Bioengineered human acellular vessels for dialysis access in patients with end-stage renal disease: two phase 2 single-arm trials. *Lancet*. 2016;387(10032):2026–2034. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)00557-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)00557-2).
- Abbott WM, Megerman J, Hasson JE, L'Italien G, Warnock DF. Effect of compliance mismatch on vascular graft patency. *J Vasc Surg*. 1987;5(2):376–382. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3102762>.
- Abbott WM, Callow A, Moore W, Rutherford R, Veith F, Weinberg S. Evaluation and performance standards for arterial prostheses. *J Vasc Surg*. 1993;17(4):746–756. <https://doi.org/10.1067/mva.1993.45222>.
- Thompson JE. History of vascular surgery. In: Norton JA, Bollinger RR, Chang AE, Lowry SF, Mulvihill SJ, Pass HI et al. (eds.). *Surgery: Basic science and clinical evidence*. 2<sup>nd</sup> ed. New York (NY): Springer; 2008, pp. 1299–1315. [https://doi.org/10.1007/978-0-387-68113-9\\_61](https://doi.org/10.1007/978-0-387-68113-9_61).
- Swartz DD, Andreadis ST. Animal models for vascular tissue-engineering. *Curr Opin Biotechnol*. 2013;24(5):916–925. <https://doi.org/10.1016/j.copbio.2013.05.005>.
- Cervantes J. 50th anniversary of first AAA resection. *World J Surg*. 2003;27(2):246–248. <https://doi.org/10.1007/s00268-002-6413-6>.
- Watts SH. VIII. The Suture of Blood Vessels. Implantation and Transplantation of Vessels and Organs. An Historical and Experimental Study. *Ann Surg*. 1907;46(3):373–404.7. <https://doi.org/10.1097/0000658-190709000-00008>.
- Michallek F, Michallek R. Über die resorbierbare Gefäßprothese aus Magnesium um 1900: Erwin Payr (1871–1946) – ein Pionier der Gefäßchirurgie. *Gefäßchirurgie*. 2013;18(3):224–230. <https://doi.org/10.1007/s00772-013-1155-3>.
- Tuffier T. L'intubation dans les plaies de grosses artères. *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine*. 1915;74:455. Available at: <https://gallica.bnf.fr/ark:/12148/bpt6k408734q/f457.item>.
- Blakemore AH, Voorhees AB Jr. The use of tubes constructed from vinyon N cloth in bridging arterial defects: experimental and clinical. *Ann Surg*. 1954;140(3):324–334. <https://doi.org/10.1097/0000658-195409000-00008>.
- Hufnagel CA. Permanent intubation of the thoracic aorta. *Arch Surg (1920)*. 1947;54(4):382–389. <https://doi.org/10.1001/archsurg.1947.01230070390003>.
- Harrison PW, Chandy J. A subclavian aneurysm cured by cellophane fibrosis. *Ann Surg*. 1943;118(3):478–481. <https://doi.org/10.1097/0000658-194309000-00017>.
- Popp JK, Renault de Oliveira H. Treatment of syphilitic aneurysms by cellophane wrapping. *J Thorac Surg*. 1946;15:186–195. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20987994>.
- Глянцев СП, Щелкунов НБ, Гекова ТЮ. Эволюция инноваций в сосудистой хирургии. *Верхневолжский медицинский журнал*. 2013;11(3):4–10. Режим доступа: <https://elibrary.ru/rcjgxc>.
- Glyantsev SP, Shchelkunov NB, Gekova TYu. The evolution of innovation in vascular surgery. *Verkhnevolzhskii Meditsinskii Zhurnal*. 2013;11(3):4–10 (in Russ.). Available at: <https://elibrary.ru/rcjgxc>.
- Покровский АВ, Глянцев СП. Избранные страницы истории сосудистой хирургии в России (вклад отечественных хирургов в мировую сосудистую хирургию). *Ангиология и сосудистая хирургия*. 2014;20(2):10–20. Режим доступа: <https://angiolsurgery.org/magazine/2014/2/1.htm>.
- Pokrovsky AV, Glyantsev SP. Selected pages from the history of vascular surgery in Russia (the contribution of domestic surgeons to world vascular surgery). *Angiology and Vascular Surgery*. 2014;20(2):10–20. (In Russ.) Available at: <https://angiolsurgery.org/magazine/2014/2/1.htm>.
- Sade RM. Transplantation at 100 years: Alexis Carrel, pioneer surgeon. *Ann Thorac Surg*. 2005;80(6):2415–2418. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2005.08.074>.
- Lozano Sánchez FS, Reparaz Asensio LM, José Goyanes. Aportaciones experimentales ala cirugía vascular. *Angiología*. 2021;73(1):44–46. <https://doi.org/10.20960/angiologia.00158>.
- Baird RN, Abbott WM. Vein grafts: an historical perspective. *Am J Surg*. 1977;134(2):293–296. [https://doi.org/10.1016/0002-9610\(77\)90366-x](https://doi.org/10.1016/0002-9610(77)90366-x).
- Lozano Sánchez FS. Cuatro grandes cirujanos vasculares españoles de principios del siglo XX. *Angiología*. 2025;77(2):127–137. <https://doi.org/10.20960/angiologia.00588>.
- Staudacher M. Die erste autologe Venentransplantation von Erich Lexer (1907). *Gefäßchirurgie*. 2004;9(1):64–67. <https://doi.org/10.1007/s00772-003-0329-9>.
- Fontaine R, Buck P, Riveaux R, Kim M, Hubinont J. Sur le traitement des oblitérations artérielles; de la valeur respective des thrombectomies et thrombendarteriectomies, des shunts artério-veineux et des greffes vasculaires (autogreffes veineuses fraîches) [Treatment of arterial obliterations; respective value of thrombectomies and thrombo-end-arteriectomies, of arteriovenous shunts, and of vascular grafts (fresh venous autografts)]. *Lyon Chir*. 1951;46(1):73–94. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14805296>.
- Becquemin JP, Haiduc F, Labastie J, Mellièrre D. Femoropopliteal in situ saphenous vein bypass: technical aspects and factors determining patency. *Ann Vasc Surg*. 1987;1(4):432–440. [https://doi.org/10.1016/S0890-5096\(06\)60728-0](https://doi.org/10.1016/S0890-5096(06)60728-0).
- Hall KV. The great saphenous vein used in situ as an arterial shunt after extirpation of the vein valves. A preliminary report. *Surgery*. 1962;51:492–495. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/13903880/>.
- Friedman SG. *A History of Vascular Surgery*. New York: Blackwell Publishing; 2005; 240 p.

27. Hiekktonn T. Arterial Homografts: An Experimental Study in Dogs. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1952;23:1–114. <https://doi.org/10.3109/ort.1952.23. suppl-10.01>.
28. Harrison RG. Observations on the living developing nerve fiber. *The Anatomical Record*. 1907;5:116–128. Available at: <https://www.sci-hub.ru/10.1002/ar.1090010503>.
29. Carrel A. Heterotransplantation of blood vessels preserved in cold storage. *J Exp Med*. 1907;9:226–228. <https://doi.org/10.1084/jem.9.2.226>.
30. Carrel A. Ultimate results of aortic transplantations. *J Exp Med*. 1912;15:389–392. <https://doi.org/10.1084/jem.15.4.389>.
31. Pirouano MA. *Un cas de greffe artérielle*. Presse mCd; 1911. 55 p.
32. Swan H, Maaske C, Johnson M, Grover R. Arterial homografts. II. Resection of thoracic aortic aneurysm using a stored human arterial transplant. *AMA Arch. Surg*. 1950;61:732–737. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14770738>.
33. Natali J, Jacques Oudot and his contribution to surgery of the aortic bifurcation. *Ann Vasc Surg*. 1992;6(2):185–192. <https://doi.org/10.1007/BF02042745>.
34. Heberer G., van Dongen RJAM. *Vascular Surgery*. New York: Springer; 1989. 811 p.
35. Stenehjem M, Holm DK, Riber L, Nielsen C, Riber SS, Akgül C, Lindholt JS. Background, establishment and initial experiences of the Danish cardiovascular homograft biobank. *Cell Tissue Bank*. 2024;25(3):883–896. <https://doi.org/10.1007/s10561-024-10137-0>.
36. Dubost C, Allary M, Oeconomos N. Resection of an aneurysm of the abdominal aorta: reestablishment of the continuity by a preserved human arterial graft, with result after five months. *AMA Arch Surg*. 1952;64(3):405–408. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14894065/>.
37. Lam CR, Aram HH. Resection of the descending thoracic aorta for aneurysm; a report of the use of a homograft in a case and an experimental study. *Ann Surg*. 1951;134(4):743–752. doi: <https://doi.org/10.1097/00000658-195110000-00019>.
38. DeBaakey ME, Creech JrO, Cooley DA. Occlusive disease of the aorta and its treatment by resection and homograft replacement. *Ann Surg*. 1954;140(3):290–310. <https://doi.org/10.1097/00000658-195409000-00005>.
39. Szilagyi DE, McDonald RT, Smith RF, Whitcomb JG. Biologic fate of human arterial homografts. *Arch Surg*. 1957;75(4):506–529. <https://doi.org/10.1001/archsurg.1957.01280160016003>.
40. DeBaakey ME, Cooley DA. Thoracic aorta aneurysm resection with homograft replacement by graft. *JAMA*. 1953;152(8):673–676. <https://doi.org/10.1001/jama.1953.03690080017005>.
41. DeBaakey ME, Cooley DA. Abdominal aorta aneurysm surgical treatment with homograft. *Surg Gynecol Obstet*. 1953;97(3):257–266. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/13090050/>.
42. Etheredge SN, Yee J, Smith JV, Schonberger S, Goldman MJ. Successful resection of a large aneurysm of the upper abdominal aorta and replacement with homograft. *Surgery*. 1955;38(6):1071–1081. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/13274266>.
43. Blakemore AH, Voorhees AB. Vinyon N cloth in bridging arterial defects; experimental and clinical. *Ann Surg*. 1954;140(3):324–334. <https://doi.org/10.1097/00000658-195409000-00008>.
44. Kannan RY, Salacinski HJ, Butler PE, Hamilton G, Seifalian AM. Current status of prosthetic bypass grafts: a review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;74(1):570–581. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30247>.
45. Marois Y, Chakfé N, Guidoin R, Duhamel RC, Roy R, Marois M et al. An albumin-coated polyester arterial graft: in vivo assessment of biocompatibility and healing characteristics. *Biomaterials*. 1996;17(1):3–14. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(96\)80749-6](https://doi.org/10.1016/0142-9612(96)80749-6).
46. Edwards WS. Arterial grafts: past, present, and future. *Arch Surg*. 1978;113(11):1225–1233. <https://doi.org/10.1001/archsurg.1978.01370230015001>.
47. DeBaakey ME, Cooley DA. Surgical treatment of aneurysm of abdominal aorta by resection and restoration of continuity with homograft. *Surg Gynecol Obstet*. 1953;97(3):257–266. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/13090050/>.
48. Plunkett RJ. The History of Polytetrafluoroethylene: Discovery and Development. In: Seymour RB, Kirshenbaum GS (eds.). *High Performance Polymers: Their Origin and Development*. Springer, Dordrecht; 1986, pp. 261–266. [https://doi.org/10.1007/978-94-011-7073-4\\_25](https://doi.org/10.1007/978-94-011-7073-4_25).
49. Guidoin R, Chakfé N, Maurel S, How T, Batt M, Marois M, Gosselin C. Expanded polytetrafluoroethylene arterial prostheses in humans: histopathological study of 298 surgically excised grafts. *Biomaterials*. 1993;14(9):678–693. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(93\)90067-c](https://doi.org/10.1016/0142-9612(93)90067-c).
50. Guidoin R, Maurel S, Chakfé N, How T, Zhang Z, Therrien M et al. Expanded polytetrafluoroethylene arterial prostheses in humans: chemical analysis of 79 explanted specimens. *Biomaterials*. 1993;14(9):694–704. [https://doi.org/10.1016/0142-9612\(93\)90068-d](https://doi.org/10.1016/0142-9612(93)90068-d).
51. Campbell CD, Brooks DH, Webster MW, Bahnson HT. The use of expanded microporous polytetrafluoroethylene for limb salvage: a preliminary report. *Surgery*. 1976;79(5):485–491. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1265654>.
52. Roll S, Müller-Nordhorn J, Keil T, Scholz H, Eidt D, Greiner W, Willich SN. Dacron vs. PTFE as bypass materials in peripheral vascular surgery – systematic review and meta-analysis. *BMC Surg*. 2008;8:22. <https://doi.org/10.1186/1471-2482-8-22>.
53. Boretos JW, Pierce WS. Segmented polyurethane: a new elastomer for biomedical applications. *Science*. 1967;158(3807):1481–1482. <https://doi.org/10.1126/science.158.3807.1481>.
54. Edwards A, Carson RJ, Szycher M, Bowald S. In vitro and in vivo biocompatibility of a compliant microporous vascular graft. *J Biomater Appl*. 1998;13(1):23–45. <https://doi.org/10.1177/088532829801300102>.
55. Zhang Z, Marois Y, Guidoin RG, Bull P, Marois M, How T et al. Vascugraft polyurethane arterial prosthesis as femoro-popliteal and femoro-peroneal bypasses in humans: pathological, structural and chemical analyses of four excised grafts. *Biomaterials*. 1997;18(2):113–124. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(96\)00054-3](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(96)00054-3).
56. Glickman MH, Stokes GK, Ross JR, Schuman ED, Sternbergh WC 3rd, Lindberg JS et al. Multicenter evaluation of a polyurethane urea vascular access graft as compared with the expanded polytetrafluoroethylene vascular access graft in hemodialysis applications. *J Vasc Surg*. 2001;34(3):465–472. <https://doi.org/10.1067/mva.2001.117330>.
57. de Cossart L, How TV, Annis D. A two-year study of the performance of a small diameter polyurethane (Biomer) arterial prosthesis. *J Cardiovasc Surg*. 1989;30(3):388–394. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2745525>.
58. Jeschke MG, Hermanutz V, Wolf SE, Köveker GB. Polyurethane vascular prostheses decreases neointimal formation compared with expanded polytetrafluoroethylene. *J Vasc Surg*. 1999;29(1):168–176. [https://doi.org/10.1016/s0741-5214\(99\)70358-7](https://doi.org/10.1016/s0741-5214(99)70358-7).
59. Lyman DJ, Fazzino FJ, Voorhees H, Robinson G, Albo D Jr. Compliance as a factor effecting the patency of a copolyurethane vascular graft. *J Biomed Mater Res*. 1978;12(3):337–345. <https://doi.org/10.1002/jbm.820120307>.
60. Wilson GJ, MacGregor DC, Klement P, Dereune JP, Weber BA, Binnington AG, Pinchuk L. The composite Corethane/Dacron vascular prosthesis. Canine in vivo evaluation of 4 mm diameter grafts with 1 year follow-up. *ASAIO Trans*. 1991;37(3):M475–476. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1836338>.
61. Allen RD, Yuill E, Nankivell BJ, Francis DM. Australian multicentre evaluation of a new polyurethane vascular access graft. *Aust N Z J Surg*. 1996;66(11):738–742. <https://doi.org/10.1111/j.1445-2197.1996.tb00733.x>.
62. Bull PG, Denck H, Guidoin R, Gruber H. Preliminary clinical experience with polyurethane vascular prostheses in femoro-popliteal reconstruction. *Eur J Vasc Surg*. 1992;6(2):217–224. [https://doi.org/10.1016/s0950-821x\(05\)80244-0](https://doi.org/10.1016/s0950-821x(05)80244-0).

63. Dereume JP, van Rompey A, Vincent G, Engelmann E. Femoropopliteal bypass with a compliant, composite polyurethane/Dacron graft: short-term results of a multicentre trial. *Cardiovasc Surg.* 1993;1(5):499–503. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8076085>.
64. Ota K, Kawai T, Teraoka S, Sasaki Y, Nakagawa Y. Clinical application of a self-sealing poly(ether-urethane) graft applicable to blood access for hemodialysis. *Artif Organs.* 1989;13(6):498–503. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1989.tb01569.x>.
65. Nakagawa Y, Ota K, Sato Y, Fuchinoue S, Teraoka S, Agishi T. Complications in blood access for hemodialysis. *Artif Organs.* 1994;18(4):283–288. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1994.tb02196.x>.
66. Nakagawa Y, Ota K, Sato Y, Teraoka S, Agishi T. Clinical trial of new polyurethane vascular grafts for hemodialysis: compared with expanded polytetrafluoroethylene grafts. *Artif Organs.* 1995;19(12):1227–1232. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.1995.tb02290.x>.
67. Aldenhoff YB, van Der Veen FH, ter Woorst J, Habets J, Poole-Warren LA, Koole LH. Performance of a polyurethane vascular prosthesis carrying a dipyridamole (Persantin) coating on its luminal surface. *J Biomed Mater Res.* 2001;54(2):224–233. [https://doi.org/10.1002/1097-4636\(200102\)54:2<224::aid-jbm9>3.0.co;2-e](https://doi.org/10.1002/1097-4636(200102)54:2<224::aid-jbm9>3.0.co;2-e).
68. Walpoth BH, Rogulenko R, Tikhvinskaia E, Gogolewski S, Schaffner T, Hess OM, Althaus U. Improvement of patency rate in heparin-coated small synthetic vascular grafts. *Circulation.* 1998;98(19 Suppl.):II319–23. Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9852921>.
69. Sparks CH. Autogenous grafts made to order. *Ann Thorac Surg.* 1969;8(2):104–113. [https://doi.org/10.1016/s0003-4975\(10\)66217-0](https://doi.org/10.1016/s0003-4975(10)66217-0).
70. Weinberg CB, Bell E. Regulation of proliferation of bovine aortic endothelial cells, smooth muscle cells, and adventitial fibroblasts in collagen lattices. *J Cell Physiol.* 1985;122(3):410–414. <https://doi.org/10.1002/jcp.1041220311>.
71. Zilla P, von Oppell U, Deutsch M. The endothelium: a key to the future. *J Card Surg.* 1993;8(1):32–60. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8191.1993.tb00574.x>.
72. Dohmen PM, Lembcke A, Hotz H, Kivelitz D, Konertz WF. Ross operation with a tissue-engineered heart valve. *Ann Thorac Surg.* 2002;74(5):1438–1442. [https://doi.org/10.1016/s0003-4975\(02\)03881-x](https://doi.org/10.1016/s0003-4975(02)03881-x).

#### Вклад авторов:

Концепция и дизайн исследования – Г.А. Попель

Написание текста – Г.А. Попель, И.А. Моисеенко

Сбор и обработка материала – Г.А. Попель, И.А. Моисеенко

#### Contribution of authors:

Study concept and design – Gennadiy A. Popel

Text development – Gennadiy A. Popel, Ivan A. Maiseyenko

Collection and processing of material – Gennadiy A. Popel, Ivan A. Maiseyenko

#### Информация об авторах:

**Попель Геннадий Адольфович**, к.м.н., доцент, заведующий лабораторией хирургии сосудов, Республиканский научно-практический центр «Кардиология»; 220036, Республика Беларусь, Минск, ул. Р. Люксембург, д. 110б; [hropel@mail.ru](mailto:hropel@mail.ru)

**Моисеенко Иван Александрович**, врач-ангиохирург, младший научный сотрудник лаборатории хирургии сосудов, Республиканский научно-практический центр «Кардиология»; 220036, Республика Беларусь, Минск, ул. Р. Люксембург, д. 110б; [i.mois\\_19@mail.ru](mailto:i.mois_19@mail.ru)

#### Information about the authors:

**Gennadiy A. Popel**, Cand. Sci. (Med.), Associate Professor, Head of Vascular Surgery Research Laboratory, Republican Scientific and Practical Center of Cardiology; 110b, R. Luxemburg St, Minsk, 220036, Republic of Belarus; [hropel@mail.ru](mailto:hropel@mail.ru)

**Ivan A. Maiseyenko**, Vascular Surgeon, Researcher at Vascular Surgery Research Laboratory, Republican Scientific and Practical Center of Cardiology; 110b, R. Luxemburg St, Minsk, 220036, Republic of Belarus; [i.mois\\_19@mail.ru](mailto:i.mois_19@mail.ru)