

А.А. ЛЫЗИКОВ

**ПРИМЕНЕНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ ПРОТЕЗОВ В РЕКОНСТРУКЦИЯХ СОСУДОВ**УО «Гомельский государственный медицинский университет»,  
Республика Беларусь

Статья посвящена обзору современных сосудистых протезов. Изложена история развития, достоинства и недостатки применяемых кондуитов. Детально описаны биологические реакции сосудистых протезов на разных сроках наблюдения. Подробно изложены осложнения, возникающие при применении искусственных протезов в ранние и отдаленные сроки. Описана распространённость инфицирования сосудистых кондуитов, а также изложены возможные пути возникновения и присоединения инфекций с описанием возможного инфекционного агента. Сформулированы требования, предъявляемые к идеальному протезу. Проанализированы положительные и отрицательные свойства различных типов аллогенных, ксеногенных и аутогенных кондуитов. Определены критерии выбора и подготовки сосудистого протеза к имплантации, указаны возможные проблемы, возникающие при этом. Изложены пути улучшения функциональных характеристик существующих искусственных протезов.

*Ключевые слова:* искусственный сосудистый протез, политетрафторэтилен (ПТФЭ), инфекция сосудистого протеза, выбор сосудистого протеза, осложнения при применении сосудистых протезов

The article is devoted to the review of modern vascular prostheses. The history of development, advantages and disadvantages of the conduits in use are described. Biological reactions of vascular conduits at different stages of searching are depicted. Complications of vascular prostheses use at different terms are described in details. Spread of vascular prostheses infection is analyzed with the description of possible infectious agent and contamination pathways. Requirements to «ideal» prosthesis are determined. Merits and demerits of various types of allogeneous, xenogeneous and autogeneous conduits are analyzed. Criteria of choice of the prostheses and preparation to implantation and possible problems and complications are determined. Ways and methods of improvement of functional characteristics of existing artificial vascular prostheses are described

*Keywords:* artificial vascular prosthesis, PTFE, vascular graft infection, choice of vascular graft, complications of vascular graft use

Атеросклеротические поражения сердечно-сосудистой системы являются наиболее распространённой патологией в мире. Сердечно-сосудистые и цереброваскулярные заболевания признаны наиболее частой причиной смертности, а поражения периферических артерий - наиболее частой патологией, приводящей к инвалидности в зрелом возрасте. В США ежегодная частота встречаемости перемежающейся хромоты составляет около 20 на 1000 населения старше 55 лет. Учитывая актуальную для Беларуси, как и для большинства

европейских стран, тенденцию к старению населения, количество больных, страдающих данной патологией, будет неуклонно расти высокими темпами. Следовательно, окклюзионные заболевания периферических артерий будут постоянно увеличивающейся причиной инвалидности в РБ.

Более того, заболевания периферических артерий наносят весьма существенный экономический ущерб.

Частота встречаемости критической ишемии нижних конечностей, требующей активной хирургической тактики, находит-

ся в пределах 500-1000/миллион населения/год. Особую сложность составляет контингент больных с несостоятельностью дис-тального русла, проведение реконструктивных операций которым невозможно. Это обуславливает частоту высоких ампутаций от 126/10000 до 226/100 000 населения.

Большинство реконструктивных операций на сосудах немыслимо без применения разного рода кондуитов.

## Обзор протезов

Несмотря на тот факт, что первая операция по поводу артериальной аневризмы была проведена Matas в 1888 году, а первый сосудистый анастомоз был произведён Murphy в 1897, настоящее рождение сосудистой хирургии произошло 50 годами позднее с использованием первого артериального протеза. Множество потенциальных сосудистых протезов было испытано и отвергнуто в последующие полвека.

В эти первые годы развития сосудистых протезов были сформулированы характеристики идеального протеза [1]. Идеальный протез должен быть постоянно доступен во всем ассортименте размеров и длин и подходить для использования в любом участке тела. Он должен выдерживать долговременную имплантацию в организм и не обладать токсическими или аллергическими побочными эффектами. Функциональные свойства идеального протеза должны включать эластичность, адаптивность, гибкость, лёгкость прошивания, исключать разволокнение линии отреза протеза и складывание в месте изгиба. Поверхность просвета должна быть гладкой, аправматич-ной для форменных элементов крови, резистентной к инфекции и атромбогенной. Протез должен быть доступен по умеренной цене и с возможностью многократной стерилизации без повреждения.

В настоящее время ни один современ-

ный материал для изготовления сосудистых протезов не отвечает вышеприведённым требованиям, что объясняет множество применяемых альтернатив. В своём обзоре мы попытались изложить характеристики и биологические реакции различных артериальных заместителей, показания к применению и основные осложнения.

## История развития

В таблице 1 кратко обобщена история создания материалов, используемых для сосудистых протезов. Хотя Carrel в 1906 году впервые продемонстрировал возможность применения гомологичных и гетеро-логичных артерий и и вен в качестве заменителей артерий в эксперименте на собаках, а Goyanes подтвердил возможность использования аутовены в качестве шунта у человека. Наиболее ранние работы по созданию искусственных протезов были сосредоточены на использовании инертных искусственных трубок [2]. Хотя эти протезы адекватно функционировали в качестве кратковременных пассивных кондуитов, их не имплантировали в организм хозяина и считали источником несостоятельности линии шва, тромбозов и дистальных эмболии. В 1948 году Gross вернулся к артериальным аллотрансплантатам и начал эру современной сосудистой хирургии [3]. С созданием Blakemore в 1952 году Виниона N родилась концепция пористого тканого артериального протеза. Три года спустя, введение «гофрирования» придало эластичность тканым протезам и увеличило срок их работы [4]. В последствии группой учёных во главе с DeBakey были использованы более совершенные текстильные материалы, такие, как дакрон, но основной принцип, сделавший революцию в сосудистой хирургии, остался неизменным. В 1966 году телячий гетеротрансплан-

**История сосудистых протезов**

1906	Carrel	Гомологичные и гетерологичные артериальные и венозные трансплантаты в эксперименте на собаках
1906	Goyanes	Первый аутологичный венозный трансплантат у человека
1915	Tuffier	Серебряные трубки с парафиновыми полосами
1942	Blakemore	Металлические трубки
1947	Hufuagel	Трубки из полированного метилакрилата
1948	Gross	Артериальные аллотрансплантаты
1949	Donovan	Полиэтиленовые трубки
1952	Voorhees	Винион N, первый фабричный протез
1955	Egdahl	Резина с силиконом
1955	Edwards и Tapp	Гофрированный нейлон
1957	Edwards	Тефлон
1960	DeBakey	Дакрон
1966	Rosenberg	Телячий гетеротрансплантат
1968	Sparks	Аутогенные фиброзные протезы с покрытием из дакрона
1972	Soyer	Политетрафторэтилен (ПТФЭ)
1975	Dardik	Вена пупочного канатика

тат создал новое поколение сосудистых протезов, т.е. коллагеновые трубки [5]. Хотя этот протез вскоре был запрещен из-за тенденции к формированию аневризматических расширений и тромбозу, он послужил прототипом к созданию аллотрансплантата из пупочной вены человека, который широко используется в настоящее время.

Политетрафторэтилен (тефлон, ПТФЭ) впервые был использован в качестве сосудистого протеза в 1957 году [6]. Этот материал оказался очень прочным и стал широко применяться в качестве заменителя артерий. В конце 60-х годов он был модернизирован с целью создания нетканого протеза, который обладал бы всеми преимуществами ПТФЭ без его недостатков. Такой протез был впервые испытан в клинике в 1972 году и в последствии приобрел широкое применение в качестве протеза для сосудов малого и среднего калибров [7].

**Биологические реакции сосудистых протезов**

Хотя большинство публикаций, посвященных искусственным сосудистым протезам, касаются их физических характери-

стик, при практическом использовании существует множество факторов, не связанных со структурой кондуита, которые определяют успех клинического применения. Важнейшим из них является неспособность материала протеза остановить базовые патологические процессы, которые являются основной причиной неудач при применении таких кондуитов. В дополнение к этому, отбор больных для операции и спектр выполнимых оперативных вмешательств являются исключительно важными для долговременного клинического успеха и могут объяснить некоторые расхождения в публикуемых результатах.

К тому же, поскольку большинство протезов первоначально испытываются на разнообразных экспериментальных моделях, необходимо учитывать разнообразие ответов организма реципиента на имплантируемый трансплантат. У человека протяженность эндотелиальной выстилки, начинающейся на анастомозе, значительно меньше, чем у свиней, телят или бабуинов. Более того, способность фибробластов к прорастанию протеза и свойство «заживления» внутренней поверхности часто определяется на животных, у которых эти

процессы протекают весьма интенсивно и могут завершаться в течение 4-8 недель [8].

Реакция на протез у собак наиболее тесно совпадает с таковой у человека, что делает собаку оптимальным животным для экспериментальной оценки сосудистых протезов. Эти различия необходимо учитывать при интерпретации различных экспериментальных данных.

Тканые сосудистые протезы радикально отличаются от предшествующих им ригидных металлических и пластиковых трубок. Фактически все протезы покрываются изнутри слоем фибрина различной толщины. К тому же, образуется эндотелиальная выстилка, которая покрывает место анастомоза и внутреннюю поверхность протеза. В непористых протезах фибрин внутри просвета не может быть организован за счёт прорастания поверхности фиб-робластами, а растущий эндотелиальный слой не адгезируется на протезе, что является причиной возможной дистальной эм-болизации фрагментами фибрина или ин-тимальной пролиферации и, как следствие, окклюзии протеза. Напротив, на пористых тканых протезах образуется тонкий слой фибрина, постепенно замещаемого зрелым коллагеном, прорастающим с наружной поверхности протеза, приводя к образованию прочной, относительно атромбогенной поверхности. Во многих экспериментальных моделях этот слой затем быстро покрывался эндотелием, растущим со стороны анастомозов. Преимуществами подобного «приживания» искусственных протезов, в дополнение к сказанному выше, являются повышенная резистентность к поздней гематогенной инфекции и улучшенной переносимостью низкоскоростного кровотока [9].

К сожалению, увеличение пористости протеза с целью улучшения приживания сопровождалось увеличением частоты как ранних, так и поздних кровотечений так

же, как и повышением фрагментации волокон и, как следствие, формированием аневризм [10]. Таким образом, при разработке сосудистых протезов необходимо соблюсти баланс между относительно низкой имплантационной пористостью и высокой биологической порозностью, позволяющее тканевое вращание.

Некоторые современные разработки в этой области отличаются улучшенным приживлением за счёт применения широкой волокнистой пряжи во всем протезе или за счёт добавления текстурной велюровой поверхности к стандартным протезам из дакрона [11, 12]. Подобные тканые велюровые протезы покрываются более тонким слоем фибрина и более вероятно подвергаются трансмуральному приживлению, создавая таким образом благоприятную ситуацию для эндотелизации поверхности просвета. Несмотря на наличие таких модификаций, полная эпителизация длинных кондуитов у людей ещё не достигнута [13,14].

В последнее время в кровь, используемую для замачивания протезов, стали добавлять аутогенные эндотелиальные клетки [13]. В экспериментах на собаках это позволило добиться полной и быстрой эпи-телизации просвета и открыть перспективу для создания действительно приживляемого сосудистого кондуита у человека. Однако эти разработки в настоящее время находятся на доклинической стадии [12,15].

Ещё одной характеристикой искусственного протеза, которая может существенно влиять на долговременность функционирования протеза, является его эластичность. Несмотря на тот факт, что многие современные протезы обладают первоначальной эластичностью, сопоставимой с нативной артерией, фактически все они подвергаются фиброзному прорастанию и становятся ригидными. Исключениями из этого правила являются только аутовена и аутоартерия, которые сохраняют нормаль

ную эластичность даже при долговременной имплантации. Это снижение эластичности протеза приводит к потере свойства дмоочистения» его интимальной поверхности и может быть причиной прогрессирующего смещения просветного фибрина, что происходит в большинстве протезов [16]. К тому же, несоответствие в эластичности между протезом и анастомози-руемой артерией создает напряжение анастомоза, что способствует развитию ложных аневризм и неоинтимальной фиброп-лазии [16, 17].

### Выбор и подготовка сосудистых протезов

Ни один из существующих в настоящее

время протезов не является универсальным, и выбор адекватного кондуита осуществляется индивидуально в зависимости от ситуации. В таблице 2 приведены существующие заменители сосудов и показания к их применению.

Аутоартерия является практически идеальным заменителем сосудов [18]. К сожалению, только очень ограниченное количество артерий большого калибра в организме можно изъять для последующей трансплантации без серьёзных последствий, что существенно ограничивает их применение, делая аутоартерию доступной только для коротких сегментарных реконструкций сосудов малого и среднего калибра [19]. С другой стороны аутовена, особенно большая подкожная вена, обычно

Протезы сосудов и показания к их применению

Таблица 2

Показания к применению	биологические			Тип протеза искусственные			
	Аутотрансплантат		Аллотрансплантат	текстильный		нетекстиль	
	артерия	вена		дакрон	тефлон	ПТФЭ	
			пупочная вена			телячий	вязаный
грудная аорта или разрыв аневризмы					О	О	А
инфраренальная аорта					О	А	А
аортовисцеральный сегмент	О	О	А		А		А
бедренно-подколенный сегмент		О	А		А		А
бедренно-заднеберцовый сегмент		О	А				А
подмышечно-бедренный сегмент					О		О
бедренно-бедренный сегмент					О		О
экстраторакальное шунтирование сосудов дуги аорты					О		О
коронарные артерии		О					
артериовенозная фистула			А	О	А		О
сонные артерии	О	О			А		А
вмешательства на венах		О			А		А

Примечание: О – оптимально, А-альтернатива

доступна для более обширных реконструкций. Несмотря на наличие медиальнофиброзной и интимальной пролиферации, а также дегенерации при длительном использовании, большая подкожная вена признана надёжным и исключительно долгоживущим заместителем, особенно при реконструкциях сосудов конечностей [20,21]. К сожалению, у 3СМ0% больных большая подкожная вена либо отсутствует, либо неадекватна по размеру, либо плохого качества: возникает необходимость поиска альтернативного шунта [22, 23]. Относительно недавно произошло возрождение интереса к использованию подкожных вен "in situ" для реконструкций сосудов нижних конечностей. Это направление дало в результате не только увеличение утилизации (более 90%) вен, но также улучшило отдалённые результаты [24, 25].

Протезы как из пупочной вены, так и из телячьих гетеротрансплантатов, доступны любой длины, однако их диаметр составляет от 5 до 8 мм, что обуславливает их использование только для реконструкций сосудов малого и среднего калибров. Поскольку они не содержат живых элементов, то постепенно теряют эластичность по мере замещения коллагеном реципиента. Телячий гетеротрансплантат изначально использовался во множестве клинических ситуаций. Однако в силу частых поздних осложнений его применение в сосудистой хирургии ограничено. Применение вены пупочного канатика показывает в настоящее время отличные результаты, однако количество материалов, касающихся отдалённых результатов, ограничено, что не позволяет с уверенностью утверждать, удастся ли этому кондукту избежать судьбы телячьего гетеротрансплантата.

Несмотря на то, что ППФЭ широко использовался для реконструкций малого и среднего калибра, относительно недавнее появление бифуркационных протезов позволило

использовать его при реконструкциях аорты, особенно в случае разрыва аневризм. Также этот протез популярен при создании артериовенозных шунтов для гемодиализа [26].

Выбор протеза основывается не только на его физических характеристиках, но и на клинических данных. Крайне важным является размер сосуда, который предстоит шунтировать или протезировать. Поскольку на настоящий момент не найден ауотрансплантат, подходящий для реконструкций аорты или полых вен, то возникает необходимость использования искусственных протезов, которые в силу большого диаметра и высокой скорости кровотока демонстрируют удовлетворительные результаты. Напротив, вследствие частых тромбозов большинства синтетических протезов при реконструкциях сосудов малого калибра, оптимальным для таких ситуаций является использование ауоткани.

Применение протезов избыточного диаметра приводит к образованию избыточного слоя фибрина внутри просвета, ухудшенному приживлению и увеличению частоты тромбозов протеза [27,28]. Таким образом, важнейшей задачей хирурга является выбор протеза, достаточно большого по диаметру, чтобы пропустить увеличенный объём крови при реактивной гиперемии, но вместе с тем достаточно малого, чтобы обеспечить адекватную скорость кровотока в покое, что позволит избежать образования избыточного фибрина. Ряд исследований демонстрирует, что эта скорость тромботического порога варьирует в зависимости от материала протеза и времени, прошедшего после имплантации [26]. В настоящее время не существует синтетической поверхности, резистентной к низкоскоростному кровотоку, в отличие от высланных эндотелием аутососудов, что обуславливает применение последних в ситуациях, когда отток ограничен.

Необходимо учитывать также возраст пациента. Протезы для детей и подростков должны быть способны расти. В таких ситуациях максимально широко должны использоваться аутоотканы.

В присутствии инфекции или обширного загрязнения раны, что часто бывает при сосудистой травме, следует избегать использования искусственных протезов из-за риска инфицирования [29, 30].

Ограничение времени операции также может влиять на выбор протеза. Пожилые больные с тяжёлой сопутствующей патологией могут не перенести увеличения времени операции. В таких обстоятельствах предпочтителен искусственный протез, применение которого позволяет сэкономить время на взятии аутоветны.

### **Осложнения**

История существования искусственных протезов полна примерами, когда функционирование протеза изначально было удовлетворительным, вплоть до развития поздних осложнений. Проблемы с протезом могут не проявляться в течение нескольких лет, поэтому все новые искусственные протезы необходимо тестировать не менее пяти лет до начала их широкого клинического применения.

Существуют две категории осложнений при применении искусственных протезов:

прямые - связанные с повреждением непосредственно протеза;

непрямые - связанные с протезом, но не ухудшающие его функционирование.

Наиболее распространённое прямое осложнение - это тромбоз. Хотя часто это идиопатическое событие, для коррекции которого достаточно простой тромбэктомии, обычно тромбоз является следствием прогрессирования заболевания и нуждается в некоторой хирургической коррекции. По литературным данным, большинство

искусственных протезов дилатируются под воздействием артериального давления [31, 32]. Иногда это расширение достигает размеров истинной аневризмы и изредка может заканчиваться разрывом [33,34]. Ауто-вена подвергается постепенному медиальному фиброзу также как и интимальной пролиферации в ответ на воздействие артериального давления [35, 36]. К тому же, вена может поражаться атеросклерозом, что приводит к развитию стеноза и последующему тромбозу.

Непрямые осложнения могут появляться и требовать хирургической коррекции, несмотря на продолжающееся функционирование протеза. Вероятно, наиболее частое из них это формирование ложной аневризмы по линии швов. Инфицирование протеза обычно является катастрофой и требует удаления протеза, либо анастомоза. Поздняя инфекция в середине протеза изредка может поддаваться консервативному лечению и позволяет сохранить шунт [37, 38, 39]. Причиной дистальных эмболов может быть либо плохая фиксация про-светного фибрина, либо аневризма протеза. Если покрытие протеза окружающими тканями было неадекватно, то возможно формирование соустья с прилежащими органами, что приводит к септицемии или кровотечению.

Таким образом, из анализа литературы возможно сделать следующие выводы:

- Несмотря на разнообразие существующих искусственных протезов, идеал протеза не достигнут.

- Протезы большого диаметра с высокими скоростями кровотока обладают хорошей выживаемостью, но на протяжении всего срока функционирования являются мишенью для инфекции. С другой стороны, протезы малого диаметра, например, применяемые на нижних конечностях, тромбируются с непозволительно высокой частотой [26].

В дополнение к поиску новых материалов для изготовления протезов, современные исследования в этой области сконцентрированы как на создании резистентных к инфекции кондуитов путём введения антибиотиков и различных антисептиков непосредственно в протез, так и на снижении тромбогенности протезов малого диаметра путём добавления эндотелиобластов в процессе замачивания протеза [40,41].

### **Инфекция и искусственные протезы сосудов**

#### *Распространённость*

Наиболее грозным осложнением при использовании искусственных сосудистых протезов является их нагноение. Хотя частота инфицирования протезов низка, но в большинстве случаев имеет место летальный исход или потеря конечности. Определение истинной частоты инфицирования протезов является проблемным, поскольку это осложнение относительно редкое и может протекать латентно в течение многих лет после имплантации. Наиболее правдоподобные данные могут быть получены при ретроспективном анализе больших групп больных, причем срок наблюдения должен превышать пять лет. Средняя частота варьирует от 1,34% при ограничении исследования аортальными реконструкциями до 6% при включении в наблюдение бедренно-подколенных шунтирований [42]. При этом летальность составляет около 75% при вовлечении аортального сегмента, а 75% выживших больных потеряли конечности [43].

#### *Пути инфицирования*

Наиболее распространённой причиной инфицирования является контаминация кондуита во время имплантации, обычно из-за неадекватной стерилизации протеза или инструментов. Инфицирование также может возникать в результате интраоперационных технических ошибок [44]. Протез

может контаминироваться из-за контакта с кожей [45]. Инфицирование раны со стороны кожных покровов обычно эффективно подавляется защитными силами организма, однако распространение микроорганизмов с поверхности кожи на искусственный протез нельзя расценивать как доброкачественное состояние, поскольку кондуит является инертным, не имеет кровотока и является волокнистым инородным телом. Риск контаминации протеза со стороны кожных покровов возрастает при поверхностном расположении реконструируемых артерий как, например, при бедренных и подколенных анастомозах. Другим источником инфицирования могут быть воспалённые лимфатические узлы и сосуды. Бедренные доступы особенно рискованны в этом отношении, особенно при наличии инфекции или гангрены нижней конечности [46].

Хотя прямая контаминация протеза является наиболее распространённой причиной инфицирования, также существует другой потенциальный путь. Инфекция может развиваться из-за гематогенной имплантации бактерий на поверхность протеза. В эксперименте было показано, что однократное внутривенное введение  $10^7$  организмов *Staphylococcus aureus* непосредственно перед шунтированием инфра-ренального отдела аорты сопровождается 100% инфицированием протеза. Последующие исследования показали, что инфицируемость сосудистого протеза обратно пропорциональна длительности интервала между введением бактерий и имплантацией кондуита [47]. Это уменьшение частоты прямо коррелирует со степенью развития псевдоинтимы: однако восприимчивость к инфекции при стандартном содержании микроорганизмов в крови сохраняется в течение года с момента имплантации протеза. В эксперименте частота развития инфекции, связанной с нали-

нием псевдоинтимальных дефектов, составила 30% после однократного внутривенного введения колонии бактерий через год после имплантации протеза. Значение подобного механизма в клинической практике изучено недостаточно, но не вызывает сомнения существование потенциала для развития транзиторной бактериемии в послеоперационном периоде из таких источников как мочевые катетеры, внутривенные канюли и наличие нагноительных заболеваний дыхательной системы. Данный механизм также имеет место в развитии отдаленных гнойных осложнений при реконструкциях сосудов эксплантатами. Причины этих осложнений до недавнего времени не имели объяснения. Гнойные осложнения со стороны протеза могут проявляться в срок от пяти до семи лет с момента первичной операции: в настоящее время не имеет объяснения тот факт, что патогенные бактерии остаются дремлющими в обстоятельствах, при которых единственным механизмом инфекции шунта была интраоперационная контаминация [48]. Наличие дефектов формирования псевдоинтимы, существующих многие годы после имплантации и восприимчивых к воздействию инфекций таких как одонто-генные и т.п., может обуславливать бактериальное обсеменение просветной поверхности протеза и развитие позднего нагноения протеза.

### Выводы

Из анализа доступной нам литературы можно сделать вывод, что идеальный сосудистый протез должен удовлетворять следующим требованиям:

1. Широкая доступность по размерам.
2. Пригодность для использования в различных частях тела.
3. Долговременная выживаемость с сохранением функциональных качеств.

4. Неаллергенность и нетоксичность

5. Функциональные свойства идеального протеза должны включать эластичность, адаптивность, гибкость, лёгкость прошивания, исключать разволокнение линии отреза протеза и складывание в месте изгиба.

6. Поверхность просвета должна быть гладкой, атравматичной для форменных элементов крови, резистентной к инфекции и атромбогенной.

7. Протез должен быть доступен по умеренной цене и с возможностью многократной стерилизации без повреждения.

Не вызывает сомнения то, что наиболее удовлетворяют этим требованиям ауто-логичные ткани.

Сложной проблемой сосудистой хирургии в настоящее время является инфекция. Наиболее потенциально опасной группой в этом отношении являются больные с трофическими нарушениями тканей нижних конечностей, т.е. больные с критической ишемией нижних конечностей, относящиеся к группе 3-4 по классификации А.В. Покровского.

Нередко проведение хирургического лечения таких больных сопровождается развитием гнойных осложнений, что в 75% случаев приводит к летальному исходу или потери конечности. Применение искусственных протезов в данной ситуации часто невозможно, поскольку даже наличие удаленного источника инфекции приводит к инфицированию протеза с последующим его отторжением. Единственной альтернативой в такой ситуации является применение аутоканей. Однако их применение ограничено малым диаметром доступных для реконструкции артерий и вен. Таким образом, если в отношении сосудов малого калибра возможно решение этой проблемы, то поражение аорто-подвздошного сегмента не имеет путей хирургического лечения в условиях высокого риска

нагноения. Поэтому в большинстве случаев первичной операцией является ампутация.

Исходя из вышеизложенного, очевидно:

1. Невозможно применение искусственных протезов при окклюзирующих поражениях аорто-подвздошного сегмента в условиях высокого риска инфицирования.

2. В настоящее время не определён альтернативный аутогенный кондуит, адекватный по диаметру инфраренальному отделу аорты.

3. Не существует оптимального способа консервации аутологических кондуитов при подготовке к реконструктивным операциям.

4. Не существует эффективного способа, позволяющего предотвратить формирование аневризматического расширения аутоаорты при включении их в артериальный кровоток.

5. Отсутствует оптимальный и эффективный способ хирургического лечения окклюзирующих поражений аортоподвздошного сегмента у больных с высоким риском инфицирования.

## ***ЛИТЕРАТУРА***

1. Scales, J.T. Tissue reactions to synthetic materials / J. T. Scales // Proc. R. Soc. Med. - 1953. - Vol. 46. - P. 647.
2. Goyanes, D. J. Substitution plastica de las arterias por las venas, o arterioplastica venosa, aplicada, como nuevo metodo, al tratamiento de los aneurismas / D. J. Goyanes // El Siglo Medico. - 1906. - Vol. 1. -P. 346. '
3. Preliminary observations on the use of human arterial grafts in the treatment of certain cardiovascular defects / R. E. Gross [et al.] // N. Engl. J. Med. - 1948.- Vol. 239. - P. 578.
4. Edwards, W. S. Chemically treated nylon tubes as arterial grafts / W. S. Edwards, J. S. Tapp // Surgery. -1955. - Vol. 38. - P. 61.
5. The use of segmental arterial implants prepared by enzymatic modification of heterologous blood vessels / N. Rosenberg [et al.] // Surg. Forum. - 1955. - Vol. - P. 242.
6. Edwards, W. S. Three years' experience with

peripheral arterial grafts of crimped nylon and Teflon / W. S. Edwards, C. Lyons // Surg. Gynecol. Obstet. -1958.-Vol. 107.-P. 62.

7. A new venous prosthesis / T. Soyer [et al.] // Surgery. - 1972.-Vol. 72.-P. 864.

8. Kassab, G. S. Biomechanical Considerations in the Design of Graft: The Homeostasis Hypothesis / G. S. Kassab, J. A. Navia//Annu. Rev. Biomed. Eng. -2006. - Vol. 242. - P. 19.

9. Tissue engineering of vascular conduits / K. H. Yow [et al.] // Br. J. Surg. - 2006. - Vol. 93, N 6. - P. 652-661.

10. Litwinski, R. A. Pseudoaneurysm Formation following Carotid Endarterectomy: Two Case Reports and a Literature Review / R. A. Litwinski, K. Wright, P. Pons // Ann. Vase. Surg. - 2006. - Vol. 291. - P. 27.

11. An external velour surface for porous arterial prostheses / L. R. Sauvage [et al.] // Surgery. - 1971.- Vol. 70. - P. 940.

12. Ogle, B. M. Manipulation of remodeling pathways to enhance the mechanical properties of a tissue engineered blood vessel/B. M. Ogle, D. L. Mooradian // J. Biomech. Eng. - 2002. - Vol. 124, N 6. - P. 724-33.

13. Cardiovascular tissue engineering: state of the art / D. S. Vara [et al.] // Pathol. Biol. (Paris). - 2005. -Vol. 53, N10.-P. 599-612.

14. Cardiovascular tissue engineering: state of the art / D. S. Vara [et al.] // Pathol. Biol. (Paris). - 2005. -Vol. 53, N 10. - P. 599-612.

15. Immediate seeding of enzymatically derived endothelium in Dacron vascular grafts / L. M. Graham [et al.] // Arch. Surg. - 1980. - Vol. 115. - P. 1289.

16. Edwards, W. S. Arterial grafts. Past, present and future / W. S. Edwards // Arch. Surg. - 1978. - Vol. 113.-P. 1225.

17. Gaylis, H. Pathogenesis of anastomotic aneurisms / H. Gaylis // Surgery. - 1981. - Vol. 90. - P. 509.

18. Wylie, E. J. Vascular replacement with arterial autografts / E. J. Wylie // Surgery. - 1965. - Vol. 57.- P. 14.

19. Right gastroepiploic artery for revascularization of the right coronary territory in off-pump total arterial revascularization: strategies to improve patency / K. B. Kim [et al.] // Ann. Thorac. Surg. -2006. - Vol. 81, N 6. - P. 2135-2141.

20. Biologic fate of autogenous vein implants as arterial substitutes: clinical, angiographic and histopathologic observations in femoropopliteal operations for atherosclerosis / D. E. Szilagyi [et al.] // Ann. Surg. - 1973. - Vol. 178. - P. 232.

21. Crural artery bypass with the autogenous greater saphenous vein / H. Van Damme [et al.] // Eur. J. Vase. Endovasc. Surg. - 2003. - Vol. 26, N 6. - P. 635-642.

22. Leather, R. P. Infrapopliteal bypass for limb salvage: increased patency and utilization of the saphenous vein, used "in situ" / R. P. Leather, D. M. Shah, A. M. Karmody // Surgery. - 1981. - Vol. 90. - P. 1000.

23. Saphenous vein versus PTFE for above-knee femoropopliteal bypass. A review of the literature / P. Klinkert [et al.] // *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* - 2004. - Vol. 27, N 4. - P. 357-362.
23. Further experience with the saphenous vein, used "in situ" for arterial bypass / R. P. Leather [et al.] // *Am. J. Surgery.* - 1981. - Vol. 142. - P. 506.
24. Operative repair of popliteal aneurysms: effect of factors related to the bypass procedure on outcome / E. Blanco [et al.] // *Ann. Vasc. Surg.* - 2004. - Vol. 18, N 1. - P. 86-92.
25. Use of short PTFE segments (<6 cm) compares favorably with pure autologous repair in failing or thrombosed native arteriovenous fistulas / G. S. Georgiadis [et al.] // *J. Vasc. Surg.* - 2005. - Vol. 41, N 1. - P. 76-81.
26. The significance of graft diameter / R. J. Sanders [et al.] // *Surgery.* - 1980. - Vol. 88. - P. 856.
27. Infrapopliteal-lower extremity revascularization with prosthetic conduit: a 20-year experience / V. S. Kashyap [et al.] // *Vasc. Endovascular Surg.* - 2002. - Vol. 36, N 4. - P. 255-262.
28. Extremity vascular trauma in civilian population: a seven-year review from North India / S. R. Menakuru [et al.] // *Injury.* - 2005. - Vol. 36, N 3. - P. 400-406.
29. Lakhwani, M. N. Vascular trauma in Penang and Kuala Lumpur Hospitals / M. N. Lakhwani, B. H. Gooi, C D. Barras // *Med. J. Malaysia.* - 2002. - Vol. 57, N 4. - P. 426-432.
30. Nunn, D. B. Postoperative alterations in size of Dacron aortic grafts / D. B. Nunn, M. H. Freeman, P. C. Hudgins // *Ann. Surg.* - 1979. - Vol. 189. - P. 741.
31. Smoking and the patency of lower extremity bypass grafts: a meta-analysis / E. M. Willigendael [et al.] // *J. Vasc. Surg.* - 2005. - Vol. 42, N 1. - P. 67-74.
32. Berger, K. Late fiber deterioration in Dacron arterial grafts / K. Berger, L. R. Sauvage // *Ann. Surg.* - 1981. - Vol. 193. - P. 477.
34. Pressure distention compared with pharmacologic relaxation in vein grafting upregulates matrix metalloproteinase-2 and -9 / A. W. Chung [et al.] // *J. Vasc. Surg.* - 2005. - Vol. 42, N 4. - P. 747-756.
35. Different Vascular Smooth Muscle Cell Apoptosis in the Human Internal Mammary Artery and the Saphenous Vein. Implications for Bypass Graft Disease / K. Frischknecht [et al.] // *J. Vasc. Res.* - 2006. - Vol. 29, N 43 (4). - P. 338-346.
36. Fuchs, J. C. A. Postoperative changes in autologous vein grafts / J. C. A. Fuchs, J. S. Mitchener, P. Hagen // *Ann. Surg.* - 1978. - Vol. 188. - P. 1.
37. Kwaan, J. H. M. Successful management of prosthetic graft infection with continuous povidone-iodine irrigation / J. H. M. Kwaan, J. E. Conolly // *Arch. Surg.* - 1981. - Vol. 116. - P. 716.
38. Neo-aortic reconstruction for aortic graft infection: need for endovascular adjunctive therapies? / J. Faulk [et al.] // *Ann. Vasc. Surg.* - 2005. - Vol. 19, N 6. - P. 774-81.
39. Therapeutical options in partial infected aorto-bifemoral prosthetic grafts / C. Burcoveanu [et al.] // *Rev. Med. Chir. Soc. Med. Nat. Iasi.* - 2003. - Vol. 107, N 2. - P. 459-462.
40. Expression of early growth response gene-1 and its correlative genes in autogenous vein graft and significance thereof: an experiment with rats / C W. Liu [et al.] // *Zhonghua Yi Xue Za Zhi.* - 2005. - Vol. 21. - P. 85.
41. Simosa, H. F. Genetic therapy for vein bypass graft disease: current perspectives / H. F. Simosa, M. S. Conte // *Vascular.* - 2004. - Vol. 12, N 4. - P. 213-217.
42. Management of vascular graft infections with soft tissue flap coverage: improving limb salvage rates—a veterans affairs experience / F. A. Herrera [et al.] // *Am. Surg.* - 2009. - Vol. 75, N 10. - P. 877-881.
43. Iliac iterative aortic surgery: early and late morbi-mortality observed in 61 patients / M. Poirier [et al.] // *Ann. Vasc. Surg.* - 2009. - Vol. 23, N 6. - P. 729-737.
44. *Coxiella burnetii* vascular graft infection / L. Senn [et al.] // *BMC Infect Dis.* - 2005. - Vol. 7, N 5. - P. 109.
45. Tambara, K. Aortic root replacement as redo operation / K. Tambara, A. Amano // *Kyobu Geka.* - 2009. - Vol. 62, N 11. - P. 990-994.
46. Dhawan, S. S. Aorto-left atrial fistula—worsening heart failure after endocarditis of a recently placed prosthetic aortic valve / S. S. Dhawan // *Can. J. Cardiol.* - 2008. - Vol. 24, N 9. - P. 717.
47. Vascular allografts are resistant to methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* through indoleamine 2,3-dioxygenase in a murine model / A. Saito [et al.] // *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* - 2008. - Vol. 136, N 1. - P. 159-167.
48. Prosthetic vascular graft infection: a multi-center review of surgical management / E. Zetrenne [et al.] // *Yale J. Biol. Med.* - 2007. - Vol. 80, N 3. - P. 113-121.

#### Адрес для корреспонденции

246000 Республика Беларусь,  
г. Гомель, ул. Ланге, 5,  
Гомельский государственный  
медицинский университет,  
тел.моб.: +375 29 656-80-29,  
e-mail: lyzikov@mail.ru,  
Лызи́ков А.А.

Поступила 30.04.2010 г.

