

Б.С. СУКОВАТЫХ, Ю.И. ВЕДЕНЕВ, А.О. РОДИОНОВ

## СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАНЕВОГО ПРОЦЕССА В АРТЕРИАЛЬНОЙ СТЕНКЕ ПОСЛЕ ИМПЛАНТАЦИИ СИНТЕТИЧЕСКОГО И БИОЛОГИЧЕСКОГО ЭНДОПРОТЕЗОВ

ГБОУ ВПО «Курский государственный медицинский университет»,  
Российская Федерация

**Цель.** Сравнить тканевую реакцию артериальной стенки на имплантацию синтетического и биологического эндопротезов.

**Материал и методы.** Проведен анализ экспериментального исследования, выполненного на 30 кроликах, разделенных на интактную, состоящую из 6 животных, и две опытные группы по 12 особей в каждой. В первой группе на стенку аорты имплантировался синтетический политетрафторэтиленовый протез, во второй – биологический из внутренних грудных артерий быка. Участки абдоминальной аорты вместе с имплантированным эндопротезом подвергались гистологическому исследованию на 3, 7, 14, 21, 30 и 60 суток после операции. Препараты изучались при световой микроскопии после окраски гематоксилин-эозином и по Ван Гизон. Проводилось морфометрическое исследование, заключающееся в определении количественного соотношения клеточного состава соединительной ткани.

**Результаты.** Как синтетический, так и биологический протезы при их имплантации вызывали острую воспалительную реакцию в течение 7 суток, которая была более выраженной под биологическим протезом на 3-е сутки в 3,2 раза, а на 7-е сутки в 1,2 раза. Через 2 недели после имплантации воспалительная реакция купировалась и в артериальной стенке начинали преобладать репаративные процессы с формированием молодой грануляционной ткани. В последующем была отмечена более высокая скорость формирования соединительно-тканной капсулы под синтетическим протезом. На 30 суток под ним формировалась зрелая соединительная ткань, а процесс завершения формирования капсулы оканчивался на 60 суток. Соединительно-тканная капсула под биологическим протезом на 30 суток эксперимента в 1,8 раза, а на 60 суток в 3,3 раза тоньше, чем под синтетическим протезом.

В соединительно-тканной капсуле вокруг синтетического протеза преобладают клеточные элементы, а вокруг биологического протеза – волокнистые структуры.

**Заключение.** Тканевая реакция артериальной стенки на имплантацию биологического эндопротеза менее выражена, чем на имплантацию синтетического протеза.

*Ключевые слова:* тканевая реакция, артерия, политетрафторэтиленовый протез, биологический протез

**Objectives.** To compare tissue reaction of an arterial wall to implantation of synthetic and biological endoprotheses.

**Methods.** The analysis of the experiment study on 30 rabbits divided into one intact group numbering 6 animals and two trial groups numbering 12 animals in each one has been carried out. In the first group the animals had implantation of the synthetic polytetrafluorethylene prosthesis on the aortic wall, whereas a biological vascular prosthesis made from the bovine internal chest arteries was implanted into the rabbit's aortic wall in the second group. The areas of the abdominal aorta together with the implanted endoprotheses were subjected to the histological study on the 3, 7, 14, 21, 30 and 60 days after the operation. The preparations were studied under light microscope after being stained with hematoxylin-eosin and on Van Gieson. Morphometric study to determine the proportion of cellular composition of the connective tissue was performed.

**Results.** Both synthetic and biological grafts at implantation caused an acute inflammatory reaction within 7 days, which was more expressed under the biological graft on the 3<sup>rd</sup> day (3,2 folds) and on the 7<sup>th</sup> day – 1,2 folds. 2 weeks after the implantation the inflammatory reaction was stopped and reparative processes of the new granulated tissue formation began to prevail in arterial wall. Faster formation of the connective tissue capsule under the synthetic graft was registered later. On the 30<sup>th</sup> day a mature connective tissue is formed and the capsular formation processes completes on the 60<sup>th</sup> day. On the 30<sup>th</sup> day of experiment the connective tissue capsule under the biological graft was 1,8 folds thinner, on the 60<sup>th</sup> day – 3,3 folds thinner than under the synthetic graft. The connective tissue capsule surrounded the synthetic vascular prosthesis contained more cellular elements whereas the fibrous structures prevail surrounded the biological prosthesis.

**Conclusions.** The tissue reaction of the arterial wall to the implantation of the biological graft is less expressed than to the implantation of the synthetic graft.

*Keywords:* tissue reaction, artery, polytetrafluorethylene prosthesis, biological prosthesis

Novosti Khirurgii. 2013 May-Jun; Vol 21 (3): 9-15

Comparative characteristics of the wound process in the arterial wall after implantation of synthetic and biological endoprotheses

B.S. Sukovatykh, Y.I. Vedenev, A.O. Rodionov

## Введение

При проведении реконструктивно-восстановительных операций на артериальных сосудах большое значение имеет выбор сосудистого протеза. В настоящее время в качестве пластического материала для замещения пораженных артерий в бедренно-подколенно-берцовом сегменте нижних конечностей используются аутовена, синтетический и биологический эндопротезы [1]. Наиболее пригодным пластическим материалом является аутовена, вследствие биологической совместимости с протезируемыми артериями [2]. Для замещения магистральных артерий нижних конечностей при отсутствии аутовены адекватного калибра, применяются синтетические протезы. Первые сосудистые текстильные протезы изготавливались из полиэтилентерефталата (дакрона, лавсана, терилена). Они оказались малоприспособными для замещения бедренной и подколенной артерий, вследствие быстрого их тромбоза [3, 4].

Наибольшее распространение для замещения инфраингвинальных артерий получили синтетические протезы из пористого тетрафторэтилена. Бесспорными их преимуществами являются высокая биоинертность, атромбогенность, каркасность, эстетичность, а основным недостатком – высокая стоимость изделия, делающая его недоступным для отечественного потребителя [5, 6].

Следует подчеркнуть, что современные синтетические протезы, изготовленные из различных материалов, продолжают по срокам функционирования значительно уступать аутовенозным трансплантатам [7, 8]. В восьмидесятых годах прошлого столетия за рубежом для замещения бедренной и подколенной артерий начал применяться биологический протез, изготовленный из вены пуповины человека. [9]. По своим гемодинамическим характеристикам зарубежный биологический протез сопоставим с синтетическим протезом, однако под влиянием артериального кровотока в стенке вены развиваются дегенеративные изменения, приводящие к ее варикозной трансформации [10]. Для предупреждения биодеградации вена обрабатывается глутаральдегидом и становится покрытой полиэстеровыми нитями наподобие сети, что удлиняет сроки функционирования биологического протеза [11]. Вместе с тем биологический протез из вены пуповины человека не нашел широкого распространения в реконструктивной сосудистой хирургии как в нашей стране, так и за рубежом. В последние годы в некоторых клиниках Сибирского федераль-

ного округа начали применять для пластики мелких артерий биопротез, изготовленный из внутренних грудных артерий быка. По мнению ряда авторов, результаты применения биопротеза в клинике не уступают по пластическим и биохимическим свойствам, а по длительности реваскуляризации ишемизированной конечности превосходят синтетический эндопротез [12]. Кроме этого, важным преимуществом отечественного биопротеза является отсутствие варикозной трансформации под влиянием артериального кровотока [13]. Однако до настоящего времени не проведено сравнительное изучение тканевой реакции артериальной стенки на имплантацию синтетического и биологического эндопротезов, что создает определенные трудности в выборе сосудистого протеза для пластики дегенеративно измененных мелких артерий в бедренно-подколенно-берцовой позиции.

**Цель** исследования: сравнить тканевую реакцию артериальной стенки на имплантацию синтетического и биологического эндопротезов.

## Материал и методы

Экспериментальное исследование выполнили в центральной научно-исследовательской лаборатории Курского государственного медицинского университета на 30 кроликах породы Шиншилла. Все животные были одного возраста и веса. Экспериментальные животные были разделены на интактную, состоящую из 6 кроликов, и две опытные группы по 12 особей в каждой.

Все эксперименты были проведены с соблюдением правил асептики и антисептики. В качестве анестезиологического средства использован фторотан, который ингаляционным путем подавался в дыхательные пути.

Животным первой (интактной) группы выполняли лапаротомию, выделяли брюшную аорту, проводили биопсию ее стенки. Животным первой опытной группы выполняли лапаротомию, выделяли брюшную аорту и на ее стенку имплантировали политетрафторэтиленовый эндопротез размерами 0,4×0,8 см. Фиксацию эндопротеза выполняли отдельными узловыми швами. Аналогичным образом проводили экспериментальное исследование у животных второй опытной группы, которым имплантировали таких же размеров биологический эндопротез. Kontakta протезов с кровью животных не было.

Все исследования проводили с соблюдением принципов, изложенных в Конвенции

по защите прав позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других целей (г. Страсбург, Франция, 1986), и согласно правилам лабораторной практики РФ (приказ МЗ РФ №267 от 19.06.2003). В течение всего периода эксперимента проводили динамическое наблюдение за общим состоянием животных и заживлением послеоперационных ран. Из эксперимента животных выводили путем передозировки средств для наркоза на 3, 7, 14, 21, 30 и 60 сутки после операции.

После выведения животных из эксперимента участки абдоминальной аорты вместе с имплантированным эндопротезом подвергались гистологическому исследованию. Парафиновые срезы толщиной 5-10 мкм окрашивали гематоксилин-эозином и по Ван Гизон. При микроскопии обращали внимание на выраженность патологических изменений вокруг имплантатов, в толще артериальной стенки, оценивали степень зрелости соединительной ткани путем выявления качественных особенностей коллагеновых волокон и клеточного состава соединительнотканых капсул вокруг эндопротезов.

Кроме этого проводили морфометрическое исследование, заключающееся в определении количественного соотношения клеточного состава соединительной ткани. Подсчету подвергались клетки воспалительного экссудата (нейтрофилы, лимфоциты, эозинофилы, базофилы) и клетки гистиоцитарного ряда (макрофаги, полибласты, фибробласты, фиброциты). Подсчет клеточных элементов проводили в непосредственной близости к нитям эндопротеза в 10 полях зрения при увеличении  $\times 280$ .

Микроскопирование и микрофотосъемку осуществляли с помощью оптической системы, состоящей из светового микроскопа Leica CME, цифровой окуляр-камеры DCM-500 и программы FUTURE WINJOE, входящей в комплект поставки окуляр-камеры.

Для объективной оценки состояния раневого процесса использовали разработанный нами клеточный индекс, который вычисляли с учетом роли отдельных клеточных элементов и распространенности патологических изменений по следующей формуле:

$$\text{Клеточный индекс} = \frac{M + P + \Phi B + \Phi C}{N + L + \Theta + B} \times S,$$

где M – макрофаги, P – полибласты,  $\Phi B$  – фибробласты,  $\Phi C$  – фиброциты, N – нейтрофилы, L – лимфоциты,  $\Theta$  – эозинофилы, B

– базофилы, S – распространенность процесса (0,5 – диффузный характер, 0,75 – диффузно-очаговый характер, 1 – очаговый характер).

При значении клеточного индекса  $<1$  делали вывод о преобладании воспалительных изменений, характерных для I фазы течения раневого процесса, при значении  $>1$  говорили о преобладании репаративных тенденций, характерных для II фазы.

С целью подтверждения статистической значимости отличий в составе клеточного инфильтрата в сравниваемых группах животных после определения значений среднего арифметического и среднего квадратического отклонения нами проводилось вычисление значений доверительного интервала при заданном значении  $p \leq 0,05$ . Полученные данные отображены в формате «среднее  $\pm$  стандартное отклонение». Статистическую обработку результатов исследований проводились с использованием приложения Excel 2010 и «Statistica 6,0». Достоверность различий определяли с помощью критерия Стьюдента.

## Результаты

Средние значения количественных морфологических показателей на разные сутки эксперимента представлены в таблице.

Анализ качественных и количественных изменений морфологических показателей показал следующее.

На 3 сутки эксперимента в зоне имплантации синтетического протеза ткань была разрушена за счет отека, отмечалась выраженная диффузная инфильтрация нейтрофилами, лимфоцитами и гистиоцитарными (преимущественно макрофагальными) клеточными элементами. Новообразования волокнистых структур не отмечено. В зоне имплантации биопротеза выявлены выраженный отек, расширение лимфатических капилляров, выраженная диффузная лейкоцитарная инфильтрация ткани. Инфильтрат был представлен сохранными и распадающимися нейтрофилами, значительным количеством макрофагальных клеточных элементов, лимфоцитов. По периферии очагов лейкоцитарной инфильтрации встречались единичные тонкостенные сосудистоподобные щели – элементы формирующейся незрелой грануляционной ткани, единичные новообразованные сетчато-волокнистые структуры.

При сравнении количественных морфологических показателей воспалительной и репаративной реакций на имплантаты отмечено, что на данном сроке преобладала острая фаза

Средние значения количественных морфологических показателей на разные сутки эксперимента представлены в таблице

| Показатели          | Группы животных | Сроки имплантации |           |          |           |           |           |
|---------------------|-----------------|-------------------|-----------|----------|-----------|-----------|-----------|
|                     |                 | 3 сут             | 7 сут     | 14 сут   | 21 сут    | 30 сут    | 60 сут    |
| Удельная площадь, % | 1-я опытная     | 5,6±0,4           | 5,4±0,3   | 3,4±0,1  | 2,2±0,0   | 0,6±0,2   | 0,3±0,1   |
|                     | 2-я опытная     | 17,9±0,8*         | 6,6±0,4*  | 4,1±0,1* | 1,7±0,0*  | 1,3±0,2*  | 0,8±0,2*  |
| Нейтрофилы          | 1-я опытная     | 14,2±0,9          | 11,0±0,4  | 6,4±0,7  | 0,6±0,2   | 0,2±0,2   | 0,2±0,2   |
|                     | 2-я опытная     | 24,0±0,7*         | 13,2±0,8* | 3,8±0,4* | 2,2±0,4*  | 1,4±0,2*  | 0,4±0,2   |
| Эозинофилы          | 1-я опытная     | 0,2±0,2           | 0,2±0,2   | 0,0±0,0  | 0,0±0,0   | 0,0±0,0   | 0,0±0,0   |
|                     | 2-я опытная     | 0,4±0,2           | 0,4±0,2   | 0,4±0,2  | 0,4±0,2   | 0,2±0,2   | 0,2±0,2   |
| Базофилы            | 1-я опытная     | 8,6±0,9           | 2,6±0,7   | 1,4±0,2  | 0,4±0,2   | 0,4±0,2   | 0,2±0,2   |
|                     | 2-я опытная     | 11,0±0,9          | 4,8±0,8   | 1,8±0,2  | 1,0±0,3   | 0,4±0,2   | 0,4±0,2   |
| Лимфоциты           | 1-я опытная     | 34,8±1,1          | 23,2±1,2  | 13,0±0,8 | 12,4±1,9  | 7,2±1,5   | 1,8±0,6   |
|                     | 2-я опытная     | 23,8±1,7*         | 12,8±1,1* | 13,6±1,1 | 14,0±2,5  | 8,2±0,6   | 4,4±0,7   |
| Макрофаги           | 1-я опытная     | 22,2±0,8          | 28,8±1,2  | 24,6±0,5 | 22,2±1,4  | 9,4±1,4   | 1,4±0,4   |
|                     | 2-я опытная     | 22,4±0,7          | 30,8±1,5  | 21,0±0,9 | 15,8±1,0* | 11,2±1,1  | 3,6±0,8   |
| Полибласты          | 1-я опытная     | 10,0±1,0          | 6,4±0,7   | 9,6±0,6  | 7,4±0,7   | 4,6±0,6   | 3,4±0,2   |
|                     | 2-я опытная     | 9,6±1,1           | 10,4±0,7  | 10,4±0,5 | 9,0±0,7   | 7,4±0,6   | 5,4±1,0   |
| Фибробласты         | 1-я опытная     | 9,0±0,8           | 27,0±1,4  | 41,6±0,8 | 49,4±2,5  | 57,2±4,7  | 19,8±4,2  |
|                     | 2-я опытная     | 8,4±1,0           | 26,2±1,2  | 45,2±1,4 | 49,8±2,9  | 60,6±1,2  | 16,0±4,0  |
| Фibroциты           | 1-я опытная     | 1,0±0,3           | 0,8±0,4   | 3,4±0,5  | 7,6±0,6   | 21,0±2,6  | 73,2±3,6  |
|                     | 2-я опытная     | 0,4±0,2           | 1,4±0,5   | 3,8±0,6  | 7,8±1,4   | 10,6±1,5* | 69,6±3,2  |
| Клеточный индекс    | 1-я опытная     | 0,4±0,0           | 1,3±0,1   | 2,9±0,2  | 7,1±1,1   | 16,3±5,0  | 72,3±17,2 |
|                     | 2-я опытная     | 0,3±0,0           | 1,1±0,1   | 3,1±0,2  | 4,1±0,9   | 9,0±0,7   | 22,2±4,8* |

Примечание. \* –  $p < 0,05$  по сравнению с синтетическим протезом.

воспаления, которая в 3,2 раза была более выраженной под биопротезом. Достоверность различий по признакам удельного объема воспалительного инфильтрата и содержанию нейтрофилов очень высокая ( $p < 0,0001$ ). Репаративные тенденции были невыраженными, поскольку значения клеточного индекса были менее 1 и составляли 0,4 для экофлонового и 0,3 для биопротеза. Содержание фибробластов и фиброцитов в инфильтрате было незначительным. Достоверность различий между первой и второй опытными группами по признакам содержания фибробластов, фиброцитов и клеточному индексу лежит за пределами статистической значимости.

На 7 сутки после имплантации синтетического эндопротеза определялся воспалительный инфильтрат диффузно-очагового характера с преобладанием лимфоцитарно-макрофагальных скоплений, многочисленными фибробластами. Отмечалось новообразование сосудистоподобных щелевидных пространств, тонковолокнистых структур с тенденцией к упорядоченности коллагеновых волокон. В участках с более заметным коллагеногенезом фибробласты имели веретеновидную форму и

располагались, преимущественно, по ходу волонистых структур. Морфологическая структура в целом соответствовала очагово формирующейся грануляционной ткани.

Под биопротезом воспалительный инфильтрат по-прежнему носил диффузный характер, однако его удельная площадь снизилась почти в 3 раза и составила 6,6%. Изменился и качественный состав инфильтрата, в котором, по сравнению с 3-ми сутками, преобладали макрофагальные и фибробластические клеточные элементы. В целом структура зоны имплантации соответствовала формирующейся грануляционной ткани. В зонах имплантации протезов по-прежнему преобладали островоспалительные изменения, выраженность которых в 1,2 раза превалировала в препаратах с биопротезом. В пользу этого свидетельствовали достоверно более высокие показатели удельного объема воспалительного инфильтрата и содержания нейтрофилов в нем ( $p = 0,04$ ). Однако на данном сроке отмечались репаративные тенденции, о чем свидетельствовало нарастание по сравнению с 3-ми сутками содержания фибробластов ( $p = 0,008$ ), появление грануляционной ткани и значение клеточ-

ного индекса, превышающее 1. Формально не представляется возможным высказаться о преобладании репаративных тенденций в случае экофлонового, или биологического протезов, поскольку достоверных статистических различий по показателю содержания фибробластов и уровню клеточного индекса не было. Отмечалась высокая фагоцитарная активность, также, приблизительно, одинаково выраженная в обеих группах. Но, при этом, нельзя не отметить выявленные существенные различия в динамике снижения интенсивности островоспалительной реакции в сроки с 3-и по 7-е сутки. В случаях с биопротезами было выражено резкое уменьшение средней площади воспалительного инфильтрата (на 11%) и содержания доли нейтрофилов в нем, тогда как динамика средних значений данных показателей в случаях синтетического протезирования значительно была менее выраженной. Это свидетельствует о более активном течении воспалительного процесса под биологическим имплантатом и о более высокой реактогенности сосудистой стенки на него.

На 14 сутки после имплантации синтетического протеза воспалительный инфильтрат носил диффузно-очаговый характер, выраженность его еще больше снизилась, составив 3,4%. Клеточный состав характеризовался преобладанием макрофагов, фибробластов, немногочисленных фиброцитов. Наряду с фиброзно-грануляционной тканью отмечалось наличие очагов волокнистой соединительной ткани, образованной переплетающимися коллагеновыми пучками. Фиброархитектоника была мозаичной, с чередованием рыхлых и плотных участков. На 14 сутки зона имплантации биопротеза была представлена фиброзно-грануляционной тканью. В ее структуре преобладал неупорядоченный волокнистый компонент, образованный переплетающимися коллагеновыми пучками. Фиброархитектоника была также мозаичной, с чередованием рыхлых и плотных участков, при этом преобладали рыхлые участки. В клеточном составе воспалительного инфильтрата, который имел диффузно-очаговый характер, преобладали фибробласты веретеновидной формы, относительно крупных размеров и немногочисленные фиброциты. Наряду с этим встречались небольшие скопления малодифференцированных фибробластов. По-прежнему, достаточно отчетливо была выражена макрофагальная реакция. Островоспалительная реакция в обеих группах практически купировалась к этому сроку. Однако сохранялись достоверные различия по показателям удельного объема ин-

фильтрата и ряда его структурных составляющих. Удельный объем (распространенность) инфильтрата под биологическим протезом был больше, чем под синтетическим. В структуре инфильтрата под биопротезом, главным образом, преобладали лимфоциты, полибласты и фибробласты, доля которых значимо превышала аналогичные показатели для синтетического протеза. Количество нейтрофилов под биопротезом, было достоверно меньшим, чем под синтетическим, что свидетельствует о более выраженном стихании острого воспаления к данному сроку в случаях с биопротезированием. Репаративные тенденции на сроке имплантации 14 суток достаточно хорошо были выражены в обеих группах, о чем свидетельствовали соответствующие показатели клеточного индекса и статистическая недостоверность различий между ними.

На 21 сутки зона имплантации синтетического протеза, в целом, имела структуру плотной оформленной соединительной ткани, с небольшими участками рыхлой неоформленной ткани без отчетливых границ, содержащей фибробластические клетки с митозами. Клеточный инфильтрат был очаговым, представлен в основном макрофагами, полибластами, большим количеством коллагенообразующих клеток. В зоне имплантации биологического протеза отмечалось существенное снижение клеточной инфильтрации. В составе инфильтрата преобладали фибробласты, довольно многочисленным оставалось содержание макрофагов. Формирующаяся капсула имела структуру грануляционной ткани, с небольшими участками рыхлой соединительной ткани, содержащей фибробластические клетки с митозами. Проявлений острого воспаления не отмечалось в обеих группах. Репаративные процессы в обеих группах преобладали. При этом выявлена тенденция к большей их интенсивности, в 1,2 раза, под синтетическим протезом, чем под биологическим. В пользу этого свидетельствовало то, что среднее значение клеточного индекса в случаях синтетического протезирования большее, чем в случаях с биологическим протезом ( $p=0,07$ ). Удельный объем инфильтрата под синтетическим протезом составлял 2,2%, что на 0,5% больше чем под биопротезом ( $p<0,0001$ ). Однако инфильтрат под синтетическим протезом был представлен, главным образом, лимфоцитарно-макрофагальными и коллагенпродуцирующими клеточными элементами. Следует отметить, что долевые значения вышеуказанных клеточных элементов в обеих группах практически были одинаковыми.

На 30 сутки проявлений острого воспаления в обеих группах не было выявлено. Отмечался активный коллагеногенез в обеих группах, более выраженный под синтетическим протезом. В целом, в случае синтетического протезирования можно говорить о завершающем этапе формирования соединительнотканного рубца. В случае биопротезирования отмечалось менее интенсивное снижение лимфоцитарно-макрофагальной реакции и меньшее содержание в инфильтрате фибробластов и фиброцитов. Репаративные процессы под синтетическим протезом в 1,8 раза были выше, чем под биопротезом.

На 60 сутки структура рубца под синтетическим протезом представлена фиброзной тканью. Клеточный инфильтрат сохранялся. Преобладающую долю в инфильтрате занимали фибробласты и фиброциты, а макрофаги и лимфоциты — единичные. Клеточный коэффициент очень высокий, что свидетельствовало о завершенности репаративного процесса. В соединительнотканной капсуле вокруг синтетического протеза преобладали клеточные элементы (фиброциты). Волокнистые структуры были менее выражены. Структура рубца в зоне имплантации биопротеза была представлена васкуляризированной волокнистой соединительной тканью с очаговыми слабовыраженными клеточными инфильтратами (суммарно удельная площадь менее единицы). Соединительнотканная капсула в 3,3 раза тоньше и более мягкая, чем вокруг синтетического протеза.

### Обсуждение

Проведенный анализ патоморфологических изменений артериальной стенки на разных сроках имплантации протезов показал, что как синтетический политетрафторэтиленовый, так и биологический протезы при их имплантации вызывают острую воспалительную реакцию в течение 7 суток, которая более выражена под биологическим протезом на 3-е сутки в 3,2 раза, а на 7-е сутки в 1,2 раза. Через 2 недели после имплантации воспалительная реакция купировалась и в артериальной стенке начинали преобладать репаративные процессы с формированием молодой грануляционной ткани. В последующем отмечена более высокая скорость формирования толщины соединительно-тканной капсулы под синтетическим протезом. На 30 сутки под ним формируется зрелая соединительная ткань, а процесс завершения формирования капсулы оканчивается на 60 сутки. Соединительнотканная капсула

под биологическим протезом на 30 сутки эксперимента в 1,8 раза, а на 60 сутки в 3,3 раза тоньше, чем под синтетическим протезом.

Предметом дискуссии является влияние выраженности репаративных процессов в зоне формирования протезо-артериального анастомоза на длительность функционирования шунта. Из литературных источников известно, что длительность функционирования политетрафторэтиленового протеза в бедренно-подколенной позиции в среднем составляет 12 месяцев [14], а при применении биологических протезов, обработанных рутинно гепарином, у 70% пациентов срок их функционирования превышает 18 месяцев [15]. Проведенные нами исследования, позволяют считать, что ведущей причиной раннего прекращения функционирования синтетического протеза является избыточное развитие соединительнотканной капсулы в стенке артерий. Очень интенсивный репаративный процесс приводит к увеличению жесткости сосуда, что ухудшает гемодинамику в зоне анастомозов и способствует прогрессированию атеросклеротических изменений. Избыточное развитие соединительнотканной капсулы вокруг протеза повышает турбулентность кровотока в области анастомоза, что приводит к уменьшению длительности его функционирования.

### Выводы

1. Биологический протез на 3 сутки имплантации на артериальную стенку вызывает в 3,2 раза, а на 7-е сутки в 1,2 раза более выраженную воспалительную реакцию, чем политетрафторэтиленовый протез.

2. Через 30 дней после имплантации синтетического протеза выраженность репаративных соединительнотканых процессов в артериальной стенке в 1,8 раза, а через 60 суток в 3,3 раза выше, чем после имплантации биологического протеза на тех же сроках.

3. В соединительнотканной капсуле вокруг синтетического протеза преобладают клеточные элементы, а вокруг биологического протеза — волокнистые структуры.

### Конфликт интересов отсутствует

### ЛИТЕРАТУРА

1. Клиническая ангиология : в 2 т. / А. В. Покровский [и др.] ; под ред. А. В. Покровского. — М. : Медицина, 2004. — Т. 1. — 808 с.
2. Покровский А. В. Хирургическое лечение критической ишемии нижних конечностей / А. В. По-

кровский, В. И. Дан, А. В. Чупин // *Ангиология и сосуд. хирургия.* – 1998. – № 2. – С. 198–199.

3. Бокерия Л. А. Новые отечественные сосудистые протезы «Витафлон» из пористого политетрафторэтилена / Л. А. Бокерия, В. А. Веретенин, А. Ю. Городков // *Грудная и сердеч.-сосуд. хирургия.* – 1996. – № 1. – С. 4–9.

4. Современные возможности и перспективы хирургического лечения больных с критической ишемией нижних конечностей / А. В. Гавриленко [и др.] // *Ангиология и сосуд. хирургия.* – 1998. – Т. 8, № 4. – С. 80–86.

5. Покровский А. В. Отдаленные результаты и показания к использованию протеза «Gore-Tex» в бедренно-подколенной позиции у больных с атеросклеротическим поражением артерий нижних конечностей / А. В. Покровский [и др.] // *Ангиология и сосуд. хирургия.* – 2004. – Т. 10, № 2. – С. 91–98.

6. Бедренно-подколенное шунтирование выше щели коленного сустава протезом ПТФЭ: выбор диаметра протеза / А. В. Покровский [и др.] // *Ангиология и сосуд. хирургия.* – 2007. – Т. 13, № 3. – С. 149–154.

7. Bypass versus Angioplasty in Severe Ischaemia of the Leg (BASIL) trial: Analysis of amputation free and overall survival by treatment received / A. W. Bradbury [et al.] // *J Vasc Surg.* – 2010 May. – Vol. 51, N 5. – Suppl. – P. 18–31.

8. Conte M. S. Bypass versus Angioplasty in Severe Ischaemia of the Leg (BASIL) and the (hoped for) dawn of evidence-based treatment for advanced limb ischemia / M. S. Conte // *J Vasc Surg.* – 2010 May. – Vol. 51, N 5. – Suppl. – P. 69S–75S.

9. Mural degeneration in the glutaraldehyde tanned umbilical vein graft / J. E. Hasson [et al.] // *J Vasc Surg.* – 1986 Sep. – Vol. 4, N 3. – P. 243–45.

10. Extended study of aneurysm formation in umbilical grafts / W. S. Karkow [et al.] // *J Vasc Surg.* – 1986 Nov. – Vol. 4, N 5. – P. 486–88.

11. Comparative decades of experience with glutaraldehyde-tanned human umbilical cord vein graft for lower extremity revascularization: an analysis of 1275 cases / H. J. Bordik [et al.] // *J Vasc Surg.* – 2002 Jan. – Vol. 35, N 1. – P. 64–71.

12. 12-летний опыт использования биопротезов для замещения инфраингвинальных артерий / Л. С. Барбараш [и др.] // *Ангиология и сосуд. хирургия.* – 2006. – Т. 12, № 3. – С. 91–97.

13. Опыт применения сосудистых биопротезов «Кемангиопротез» в реконструктивной хирургии магистральных артерий нижних конечностей / В. А. Сафонов [и др.] // *Ангиология и сосуд. хирургия.* – 2009. – Т. 15, № 2. – С. 103–106.

14. Результаты использования отечественных сосудистых протезов «Экофлон» / А. В. Гусинский [и др.] // *Вестн. хирургии им И. И. Грекова.* – 2002. – Т. 161, № 1. – С. 11–15.

15. Сравнительный анализ применения биопротезов артерий с различной антитромботической модификацией / Л. С. Барбараш [и др.] // *Ангиология и сосуд. хирургия.* – 2012. – № 2. – С. 21–25.

#### Адрес для корреспонденции

305041, Российская Федерация,  
г. Курск, ул. К. Маркса, д. 3,  
ГБОУ ВПО «Курский государственный  
медицинский университет»,  
кафедра общей хирургии,  
тел. раб.: 4712 52-98-62,  
e-mail: SukovatykhBS@kursksmu.net,  
Суковатых Борис Семенович

#### Сведения об авторах

Суковатых Б.С., д.м.н., профессор, заведующий кафедрой общей хирургии ГБОУ ВПО «Курский государственный медицинский университет».

Веденев Ю.И., заведующий патологоанатомическим отделением Областного бюджетного учреждения

здравоохранения городской клинической больницы скорой медицинской помощи г. Курска.

Родионов А.О., очный аспирант кафедры общей хирургии ГБОУ ВПО «Курский государственный медицинский университет».

*Поступила 8.02.2013 г.*