

ТРАВМАТОЛОГИЯ И ОРТОПЕДИЯ

TRAUMATOLOGY AND ORTHOPEDICS

УДК 617.3

doi: 10.21685/2072-3032-2023-4-4

Применение ксеноперикарда для пластики ахиллова сухожилия

С. В. Сиваконь¹, С. В. Сретенский², Е. А. Сретенская³, А. М. Васина⁴

^{1,2,3,4}Пензенский государственный университет, Пенза, Россия

¹sivakon@mail.ru, ²sretenskiy141084@mail.ru, ⁴nastya2011013@gmail.com

Аннотация. *Актуальность и цели.* Разрыв дистальной сухожильной части икроножной мышцы составляет 48 % от всех разрывов сухожильных структур тела человека. Проблема восстановления целостности сухожилия на сегодня далека от решения. Основным недостатком существующих видов пластики и швов ахиллова сухожилия является отсутствие решения вопроса, касающегося восстановления его гладкой поверхности. Целью исследования было улучшить результаты хирургического лечения закрытых подкожных дегенеративных разрывов ахиллова сухожилия. *Материалы и методы.* С целью определения возможности использования трансплантатов из ксеноперикарда для пластики дистальной части икроножной мышцы проведены две серии экспериментов. В первой серии экспериментов изучали биоинтеграцию трансплантатов из ксеноперикарда в ткани на животных. Во второй серии экспериментов проведено сравнительное исследование механической прочности кадаверного материала сухожильной части икроножной мышцы и трансплантатов из ксеноперикарда на разрыв и особенности прорезывания их шовным материалом. Разработали два новых способа пластики дистальной сухожильной части икроножной мышцы трансплантатами из ксеноперикарда для свежих и застарелых разрывов ахиллова сухожилия, на которые получены два патента РФ. *Результаты.* В ходе исследования доказано, что пластический материал биосовместим с живыми тканями. Ксеноперикард обладает вдвое большей прочностью на разрыв и прорезывание по сравнению с кадаверным материалом. Новыми способами прооперирован 21 пациент. Результаты лечения оценивали по методике, предложенной Leppilahti J. (1998). *Выводы.* Получены отличные (в 85,7 % случаев) и хорошие (в 14,3 % случаев) результаты у пациентов, в хирургическом лечении которых использовали пластический материал ксеноперикард. Это связано с полноценным восстановлением гладкой поверхности дистальной сухожильной части икроножной мышцы.

Ключевые слова: ахиллово сухожилие, пластика сухожилий, ксеноперикард

Для цитирования: Сиваконь С. В., Сретенский С. В., Сретенская Е. А., Васина А. М. Применение ксеноперикарда для пластики ахиллова сухожилия // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Медицинские науки. 2023. № 4. С. 30–41. doi: 10.21685/2072-3032-2023-4-4

© Сиваконь С. В., Сретенский С. В., Сретенская Е. А., Васина А. М., 2023. Контент доступен по лицензии Creative Commons Attribution 4.0 License / This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 License.

Using the xenopericardium for the Achilles tendon reconstruction

S.V. Sivakon¹, S.V. Sretenskiy², E.A. Sretenskaya³, A.M. Vasina⁴

^{1,2,3,4}Penza State University, Penza, Russia

¹sivakon@mail.ru, ²sretenskiy141084@mail.ru, ⁴nastya2011013@gmail.com

Abstract. *Background.* The rupture of the distal tendon part of the calf muscle accounts for 48% of all tendon structures of the human body. The problem of restoring the integrity of the tendon is far from being solved today. The main disadvantage of the existing types of plastic and sutures of the Achilles tendon is the lack of a solution to the problem of restoring the smooth surface of the tendon. The purpose of the study is to improve the results of surgical treatment of closed subcutaneous degenerative ruptures of the Achilles tendon. *Materials and methods.* In order to determine the possibility of using xenopericardium transplants for plastic surgery of the distal part of the calf muscle, 2 series of experiments were conducted. In the first series of experiments, its biointegration in animal tissues was investigated. In the second series of experiments, a comparative study of the mechanical strength of the cadaveric material of the tendon part of the calf muscle and xenopericardium grafts for rupture and the features of their eruption with suture material was carried out. We have developed two new methods of plasticizing the distal tendon part of the calf muscle with xenopericardium grafts for fresh and long-standing Achilles tendon ruptures for which two patents of the Russian Federation have been obtained. *Results.* As a result of the conducted research, it is proved that the plastic material is biocompatible with living tissues. The mechanical properties of the xenopericardium have twice the tear and eruption strength compared to the cadaveric material. 21 patients were operated with new methods. The results of treatment were evaluated according to the method proposed by Leppilahti J. (1998). *Conclusions.* Excellent (in 85.7% of cases) and good (in 14.3% of cases) results were obtained in patients whose surgical treatment used plastic material xenopericardium. This is due, in our opinion, to the full restoration of the smooth surface of the distal tendon part of the calf muscle.

Keywords: Achilles tendon, plastic, xenopericard

For citation: Sivakon S.V., Sretenskiy S.V., Sretenskaya E.A., Vasina A.M. Using the xenopericardium for the Achilles tendon reconstruction. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Povolzhskiy region. Meditsinskie nauki = University proceedings. Volga region. Medical sciences.* 2023;(4):30–41. (In Russ.). doi: 10.21685/2072-3032-2023-4-4

Введение

Сухожилие дистальной части икроножной мышцы – одна из массивных анатомических структур сухожильного аппарата. Встречаемость нарушения его целостности составляет 48 % от разрывов всех сухожильно-связочных структур [1]. К проблематике восстановления сухожилия дистальной части икроножной мышцы можно отнести ненадежность шва, образование рубцов и спаек в области вмешательства, частые осложнения, отсутствие наиболее подходящего материала для пластики замещения дефекта в случаях с давностью травмы более 4 недель.

Замещение имеющегося прерывания целостности сухожильных структур на протяжении может выполняться как из собственных тканей сухожильного аппарата, так и чужеродными материалами [2].

Замещение дефектов собственными сухожильными тканями имеет недочеты. Способы, применяемые сегодня, приводят к нарушению хода продольно ориентированных волокон и в результате к образованию соедини-

тельнотканного конгломерата между сухожильными структурами и синовиальным ложем, а также к частым воспалительным осложнениям и длительному пребыванию сегмента в вынужденном положении из-за гипсовых повязок. Все это вызывает снижение силы и объема мышечного аппарата сегмента, ограничение и затруднение двигательной функции [3, 4].

Трансплантационные методы делят на два вида: одни применяют материалы, произведенные из синтетических веществ, другие – биологические материалы.

Биологические и механические свойства материалов из синтетических веществ существенно отличаются от свойств сухожилия дистальной части икроножной мышцы. При биологическом вживлении в ткани эти материалы не подвергаются процессу лизиса с последующим замещением соединительнотканых структур и в результате покрываются грубым рубцовым регенератом, который по своим механическим свойствам уступает связочным структурам сегмента. При дальнейших нагрузках во время реабилитации это приводит к неудовлетворительным результатам лечения [5, 6].

Гладкая поверхность сухожилия дистальной части икроножной мышцы обеспечивает легкое скольжение. В современной литературе проблематике ее восстановления не уделено должного внимания.

Использование нового материала, ранее применяемого в сосудистой хирургии из перикарда молодых телят, который подвержен ферментативной обработке, позволяет добиться восстановления гладкости дистальной сухожильной части икроножной мышцы или заместить наличие прерванной целостности сухожилия на протяжении [7].

Целью исследования являлось определение возможности использовать в качестве пластического материала трансплантат из перикарда для пластики дистальной сухожильной части икроножной мышцы.

Материалы и методы

Коллаген и эластин являются основными структурными единицами сухожильно-связочного аппарата. Сетчатая структура ферментативно обработанного перикарда молодых телят лучшим образом подходит для пластики сухожильно-связочных структур, так как в нем остаются только эти вещества, что позволяет трансплантату эффективно прижиться. Также с таким трансплантатом можно провести пластику при наличии нарушения целостности сухожильно-связочных структур на протяжении.

Трансплантат в виде пластины (производство ЗАО НПО «МЕДИНЖ» (торговое название – «пластина ксеноперикардальная»), Регистрационное удостоверение № ФСР 2010/07629; ГОСТ ISO 9001 и ГОСТ ISO 13485; Сертификат соответствия № РОСС RU.ИМ 0001.13ФК 73; Международный сертификат качества DINENISO 13485) обладает упругостью, эластичностью и имеет две поверхности – интактную и ворсинчатую.

Для проведения эксперимента было решено использовать кроликов породы фландр. Половозрелых самцов массой до 4 кг забирали из питомника. Общая группа состояла из 20 животных, которые в дальнейшем были разделены на 4 группы по 5 особей в каждой.

Под общей анестезией у каждого животного выделяли скакательное сухожилие. Затем выполняли нарушение его целостности на протяжении. Из трансплантата формировали трубку, соответствующую размеру поперечного

сечения скакательного сухожилия, и имплантировали ее в область диастаза. Интактная поверхность трансплантата была обращена к синовиальному ложу, а ворсинчатая – в сторону скакательного сухожилия. Производили послойное ушивание раны. Гипсовая иммобилизация осуществлялась в течение трех недель.

Каждую группу животных выводили из эксперимента через каждые последующие 3 месяца. Регенерат, содержащий в себе зону пластики, извлекали для дальнейшего гистологического исследования. На разных сроках изучали, что происходит с толщиной трансплантата.

В течение первого месяца трансплантат подвергается пролиферативным процессам. В зоне, окружающей трансплантат, визуализируются вновь образованные кровеносные сосуды. Сам трансплантат представляет собой однородную биоструктуру. Снаружи наблюдается зона инфильтрации лимфоцитами и гистиоцитами. В области контакта трансплантата с собственными тканями скакательного сухожилия видны очаги вновь образованных коллагеновых волокон.

Через 3 месяца в области пластики визуализируется грубоволокнистая соединительная ткань. В связи с тем, что гипсовая иммобилизация у животных выполнялась в течение трех недель, а затем нагрузка на конечность постепенно наращивалась, происходила переориентация вновь образованных коллагеновых волокон параллельно ходу скакательного сухожилия. С наружной стороны трансплантат стимулирует появление гигантских клеток инородных тел, в результате чего процесс фагоцитоза блокируется. Толщина трансплантата составила $892,8 \pm 25,4$ мкм (рис. 1).

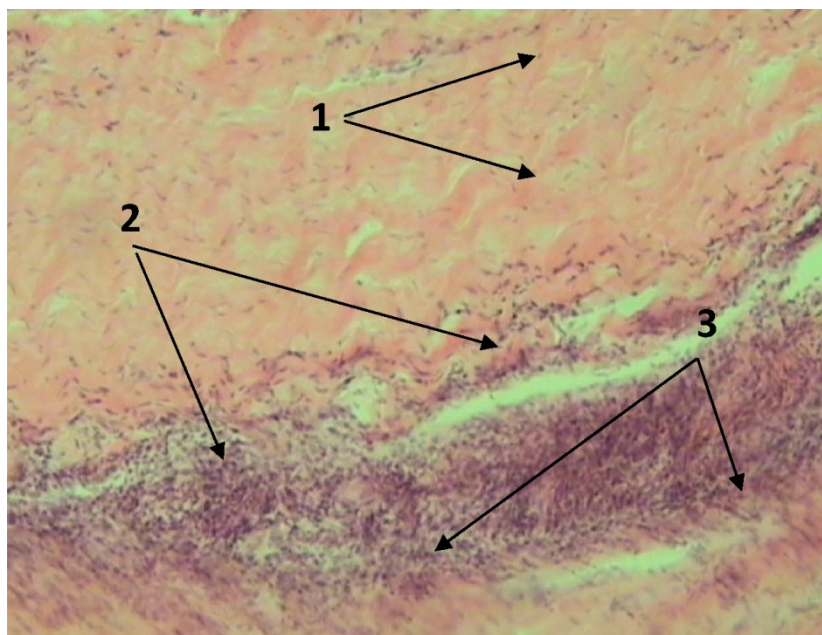


Рис. 1. Гистологическая картина трансплантата через 3 месяца после имплантации (наружная поверхность, продольный срез, окраска гематоксилин-эозином), увеличение $\times 100$: 1 – частично фрагментированные пучки ксеноперикарда; 2 – пучки ксеноперикарда, инфильтрированные небольшим количеством лимфоцитов и макрофагов; 3 – бурная пролиферация фибробластов

Через 6 месяцев происходит полная трансформация трансплантата с интеграцией соединительнотканых структур со стороны ворсинчатой поверхности. Интактная сторона остается неподверженной интеграции соединительной тканью. Толщина трансплантата составила $621,3 \pm 8,6$ мкм (рис. 2).

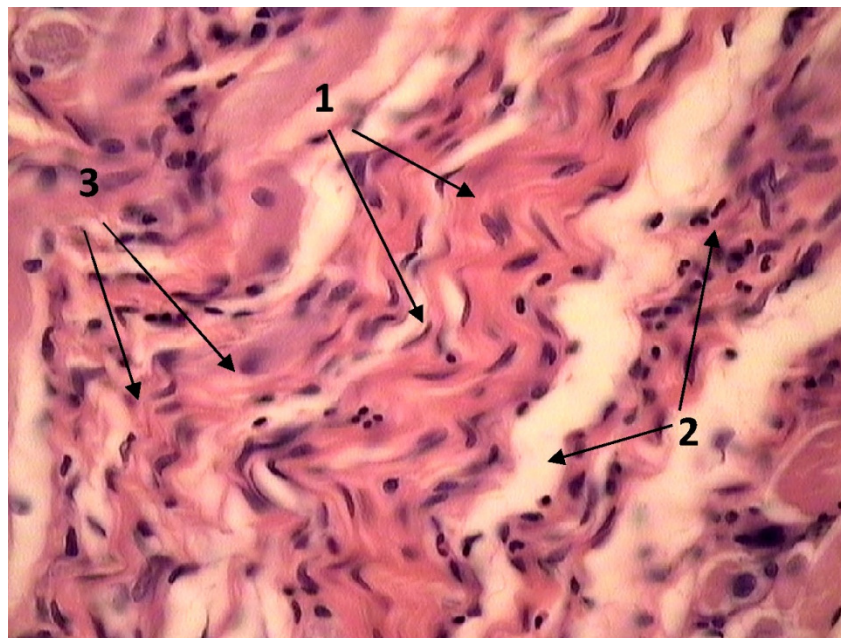


Рис. 2. Гистологическая картина трансплантата через 6 месяцев после имплантации (продольный срез, окраска гематоксилин-эозином), увеличение $\times 400$: 1 – частично фрагментированные пучки ксеноперикарда; 2 – остатки фрагментированных пучков ксеноперикарда, инфильтрированные небольшим количеством лимфоцитов и макрофагов; 3 – новообразованные пучки коллагеновых волокон между фрагментированными ксеноперикардальными волокнами

Через 12 месяцев происходит полное замещение трансплантата соединительной тканью. При этом интактная сторона остается не подверженной интеграции соединительнотканых структур. Макропрепарат мало чем отличается от сухожилия. Толщина трансплантата составила $300,6 \pm 7,4$ мкм (рис. 3).

После имплантации вокруг трансплантата наблюдается картина асептического воспаления. Преобладают лимфоциты и гистиоциты, происходит новообразование сосудов, бурно пролиферируют фибробласты. В течение последующих 3 месяцев количество клеток лимфоидного ряда прогрессивно уменьшается, сосуды запустевают, фибробласты, продуцируя новообразованный коллаген, замещаются фиброцитами. Материал трансплантата через 6 месяцев после имплантации начинает разрушаться и замещаться коллагеном.

Опираясь на данные морфометрии, можно отметить, что процесс истончения трансплантата свидетельствует о постепенном замещении его на соединительную ткань.

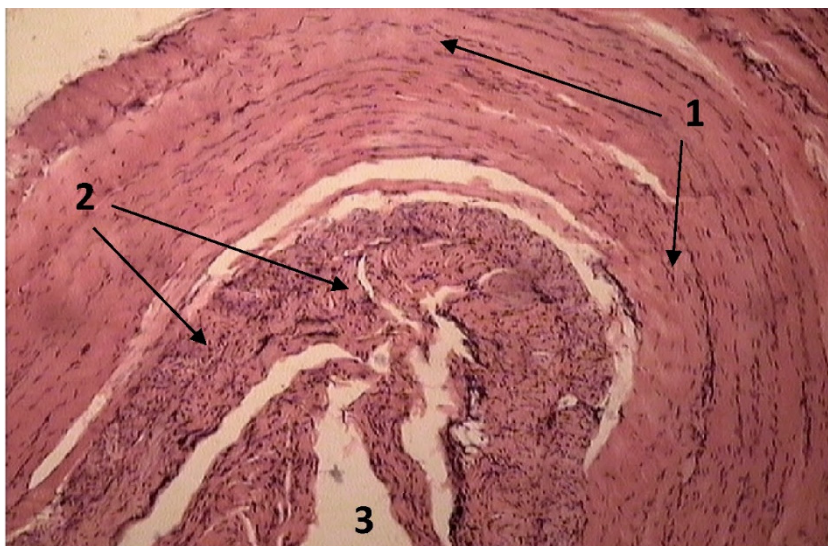


Рис. 3. Гистологическая картина трансплантата через 1 год после имплантации (продольный срез, окраска гематоксилин-эозином), увеличение $\times 100$:

1 – новообразованные коллагеновые волокна, грубоволокнистая соединительная ткань по типу сухожильной ткани; 2 – соединительная ткань, распространяющаяся по внутренней поверхности трансплантата; 3 – просвет трубки трансплантата

Данные эксперимента позволяют сделать вывод, что трансплантат обладает биосовместимостью и, соответственно, может применяться для пластики дистальной сухожильной части икроножной мышцы.

Для того чтобы доказать возможность применения трансплантатов из нового материала при дегенеративном повреждении дистальной сухожильной части икроножной мышцы, было проведено исследование по определению прочности. Трансплантаты и кадаверный материал исследовали на разрыв и на прорезывание лигатурой.

Эксперимент проводили на базе Саратовского государственного университета им. Н. Г. Чернышевского на разрывных машинах INSTRON-3342 и INSTRON-5944 BIO PULS со встроенным пакетом прикладных программ BLUEHILL-3 INSTRON, выполняющих автоматическую статистическую обработку.

Забор кадаверного материала производился не позднее 24 ч с момента смерти от 10 трупов разного пола и возраста (всего 20 образцов). Дистальная сухожильная часть икроножной мышцы материала стандартизировалась по длине и составила 60–65 мм. Диаметр поперечного сечения образцов был равен 10–11 мм.

Объем трансплантата из нового материала определяли следующим образом. Вначале вычисляли площадь поперечного сечения дистальной сухожильной части икроножной мышцы. Площадь поперечного сечения образцов составила 78,5–113 мм², в среднем $95,7 \pm 0,8$ мм² ($p < 0,05$). Расчет проводили по формуле $S = \pi r^2$ (где S – площадь поперечного сечения; $\pi = 3,14$; r – радиус поперечного сечения).

Трансплантат из нового материала представляет собой пластину размером 100 × 100 мм, а его толщина может варьироваться в зависимости от по-

требности от 0,3 до 1 мм. Для вычисления ширины трансплантата применяли формулу $U = S / a$ (где S – средняя площадь поперечного сечения сухожилия ($95,7 \pm 0,8 \text{ мм}^2$); a – толщина образца трансплантата). Пластины сворачивали в рулоны. Длину рулона стандартизировали в соответствии с образцами дистальной сухожильной части икроножной мышцы. Исследовали 20 образцов.

Исследование было разделено на два этапа. На каждом этапе было по 10 образцов кадаверного материала и по 10 образцов трансплантатов из нового материала. На первом этапе исследовали прочностные свойства образцов. На втором изучали способность образцов выдерживать нагрузки при прошивании лигатурой. Причем лигатурный материал подбирался с заведомо большей прочностью, чем исследуемые образцы.

Целью эксперимента было определение следующих параметров:

1. **Прочность** – способность материала сопротивляться разрушающему воздействию внешних сил. Прочность определяется разрывной нагрузкой (выражаемой в ньютонах (Н)) и пределом прочности (выражается в мегапаскалях (МПа)).

2. **Растяжимость** – способность материала удлиняться при действии растягивающей силы. Выражается в процентах (мм/мм).

3. **Упругость** – свойство изменять форму и размеры при воздействии нагрузок и самопроизвольно восстанавливать исходную конфигурацию при прекращении внешних воздействий. Характеризуется эластичностью и жесткостью. Выражается модулем Юнга в мегапаскалях (МПа).

В ходе эксперимента скорость перемещения зажимов разрывной машины составляла 50 мм/с. На первом этапе концы исследуемых образцов зажимались зажимами, а на втором растяжение проводилось с одной стороны за концы лигатуры, а с другой – за исследуемый образец. По завершении эксперимента разрывная машина выдавала график средних значений автоматически.

Результаты первого этапа эксперимента представлены в табл. 1.

Таблица 1
Сравнительные данные разрывных нагрузок первого этапа экспериментов

Материал	Разрывная нагрузка, Н	Предел прочности, МПа	Растяжимость, мм/мм	Модуль Юнга, МПа
Кадаверный материал	65,18	0,46	1,11	1,64
Трансплантат	97,40	2,86	0,47	9,14

Как видно из данных табл. 1, образцы трансплантата показали большую прочность и жесткость, чем кадаверный материал. Такие параметры, как разрывная нагрузка, предел прочности, растяжимость и упругость у образцов из трансплантата в разы больше, чем у кадаверного материала. Исключение составляет растяжимость.

Результаты проведения второго этапа эксперимента (прорезывание лигатурой) представлены в табл. 2.

При прорезывании лигатурой также наблюдается превосходство трансплантата над кадаверным материалом. Исключением также является параметр растяжимости.

Можно сделать вывод, что для прорезывания трансплантата лигатурой требуется гораздо большая сила. Это обусловлено его решетчатой структу-

рой, в то время как дистальная сухожильная часть икроножной мышцы представляет собой продольно ориентированные коллагеновые волокна.

Таблица 2

Сравнительные данные механических свойств
экспериментальных образцов на прорезывание лигатурой

Материал	Разрывная нагрузка, Н	Предел прочности, МПа	Растяжимость, мм/мм	Модуль Юнга, МПа
Кадаверный материал	30,56	0,16	0,51	0,44
Трансплантат	62,24	1,81	0,48	5,21

На основе результатов наших предыдущих исследований о биосовместимости и механической прочности трансплантатов из новых материалов нами были предложены два способа применения этого материала.

Первый способ позволяет добиться восстановления гладкости поверхности дистальной сухожильной части икроножной мышцы за счет наличия интактной поверхности у трансплантата. Его применяли в случаях, когда наблюдался свежий разрыв дистальной сухожильной части икроножной мышцы под кожей. Массивный участок разволокнения концов, ведущий в дальнейшем к нарушению целостности гладкой поверхности сухожилия после выполнения шва, устраняется путем оборачивания трансплантата вокруг сухожилия. Трансплантат располагается таким образом, чтобы его интактная сторона была снаружи, а ворсинчатая – внутри (рис. 4). Преимуществом данного способа является отсутствие спаечного процесса в зоне пластики. На способ получен патент РФ № 2766400.

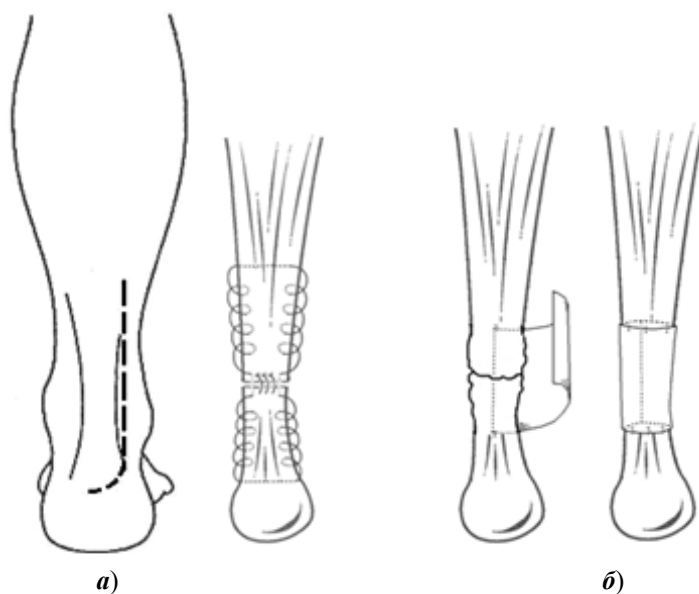


Рис. 4. Схема операции изолирующей пластики ахиллова сухожилия:
а – хирургический доступ и шов сухожилия; *б* – подшивание пластины ксеноперикарда к передней поверхности сухожилия и оборачивание сухожилия пластиной ксеноперикарда с фиксацией ее к сухожилию

Вдвое большая по сравнению с кадаверными образцами прочность трансплантата из нового материала позволяет замещать неустранимый диастаз. При использовании второго способа надежно замещается участок дефекта на протяжении дистальной сухожильной части икроножной мышцы с давностью травмы более 4 недель.

Свернутый в рулон трансплантат вшивается в расщепы проксимального и дистального концов дистальной сухожильной части икроножной мышцы. Специально выкроенная из рулона трансплантата манжета также оборачивает зону пластики, располагаясь интактной стороной кнаружи, а ворсинчатой – внутрь (рис. 5). Это позволяет добиться отсутствия спаечного процесса в области пластики. На способ получен патент РФ № 2768495.

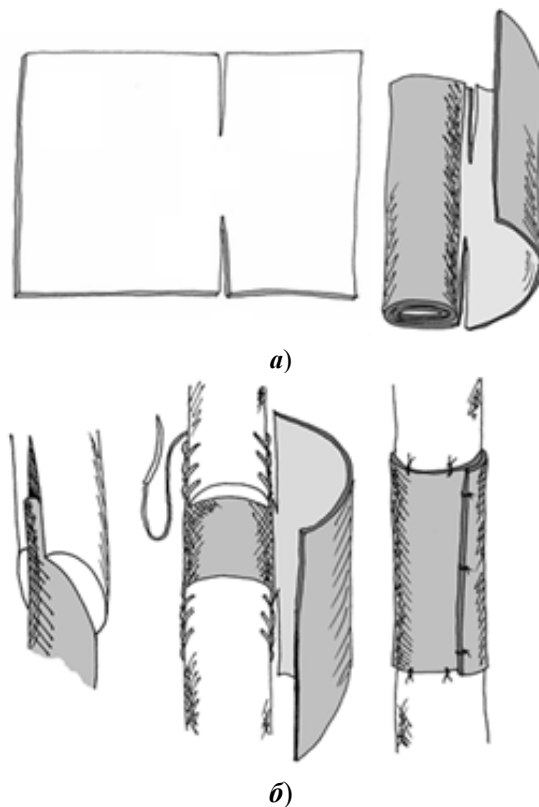


Рис. 5. Схема замещающей пластики ахиллова сухожилия: *а* – раскройка пластины из ксеноперикарда и формирование протеза; *б* – помещение рабочей части протеза в расщеп сухожилия, фиксация рабочей части протеза к сухожилию обвивным или узловыми швами. Область пластики укрывается манжеткой для восстановления скользящей поверхности.

Послеоперационный период при обоих способах пластики не отличается. На конечность по передней поверхности накладывается гипсовая иммобилизация на срок до 4 недель в положении сгибания в коленном суставе под углом 120° и при максимальном сгибании в голеностопном суставе. Далее постепенно выводят из иммобилизации коленный и голеностопный суставы. Через 6 недель с момента операции иммобилизация прекращается, и пациен-

ты приступают к разработке движений в суставах. Через 2,5 месяца они возвращаются к привычному образу жизни.

Результаты

Разработанными способами прооперирован 21 пациент. Оценку результатов лечения проводили через год с момента операции, используя методику J. Leppilahti, K. Forsman (1998). По этой методике оцениваемые параметры могут быть отличными, хорошими, удовлетворительными и неудовлетворительными в зависимости от количества набранных баллов. Результаты, полученные при исследовании пациентов, прооперированных с использованием трансплантата из ксеноперикарда, представлены в табл. 3.

Таблица 3

Качество отдаленных результатов по методике
J. Leppilahti, K. Forsman в группе пациентов,
прооперированных с применением протезов из ксеноперикарда

Оценка	$n = 21, p < 0,05$
Средние баллы	94,1; 12
Отлично	85,7 % ($n = 18$)
Хорошо	14,3 % ($n = 3$)
Удовлетворительно	0
Неудовлетворительно	0

Пациенты, которым выполняли пластику дистальной сухожильной части икроножной мышцы новыми трансплантатами, имели только отличные и хорошие результаты.

Заключение

Полученные результаты свидетельствуют о хорошей биосовместимости трансплантатов из нового материала с тканями. Высокая механическая прочность позволяет применять трансплантаты для пластики дистальной сухожильной части икроножной мышцы.

Образцы трансплантатов из нового материала при растяжении и прорезывании шовным материалом ведут себя аналогично образцам кадаверного материала, однако обладают гораздо большей прочностью.

Разработаны способы пластики для лечения разрывов дистальной сухожильной части икроножной мышцы, которые технически просты и позволяют восстановить гладкую поверхность сухожилия, а следовательно, улучшить результаты лечения пациентов с данной патологией.

Список литературы

1. Bullock M. J., Mourelatos J., Mar A. Achilles impingement tendinopathy on magnetic resonance imaging // J Foot Ankle Surg. 2017. Vol. 56 (3). P. 555–563.
2. Dederer K. M., Tennant J. N. Anatomical and functional considerations in Achilles tendon lesions // Foot Ankle Clin. 2019. Vol. 24 (3). P. 371–385.
3. Gendera H. A., Lambers-Heerspink F. O., Bruls V. E. [et. al.]. Extensive Achilles tendon ossification: repair using a fascia lata graft // Foot (Edinb). 2020. Vol. 43. P. 101–663.

4. Никольский В. И., Федорова М. Г., Титова Е. В. [и др.]. Что происходит с ксеноперикардом в отдаленные сроки после имплантации? // Хирургия. Журнал им. Н. И. Пирогов. 2013. № 7. С. 69–70.
5. Maffulli G., Buono A. D., Richards P. [et al.]. Conservative, minimally invasive and open surgical repair for management of acute ruptures of the Achilles tendon: a clinical and functional retrospective study // *Muscles Ligaments Tendons J.* 2017. Vol. 7 (1). P. 46–52.
6. Innocenti M., Tani M., Carulli C. [et al.]. Radial forearm flap plus Flexor Carpi Radialis tendon in Achilles tendon reconstruction: Surgical technique, functional results, and gait analysis // *Microsurgery.* 2015. Vol. 35 (8). P. 608–614. doi: 10.1002/micr.22481
7. Okoroha K. R., Ussef N., Jildeh T. R. [et. al.]. Comparison of tendon lengthening with traditional versus accelerated rehabilitation after Achilles tendon repair: a prospective randomized controlled trial // *Am J Sports Med.* 2020. Vol. 48 (7). P. 1720–1726.

References

1. Bullock M.J., Mourelatos J., Mar A. Achilles impingement tendinopathy on magnetic resonance imaging. *J Foot Ankle Surg.* 2017;56(3):555–563.
2. Dederer K.M., Tennant J.N. Anatomical and functional considerations in Achilles tendon lesions. *Foot Ankle Clin.* 2019;24(3):371–385.
3. Gendera H.A., Lambers-Heerspink F.O., Bruls V.E. et. al. Extensive Achilles tendon ossification: repair using a fascia lata graft. *Foot (Edinb).* 2020;43:101–663.
4. Nikol'skiy V.I., Fedorova M.G., Titova E.V. et al. What happens to the xenopericardium in the long term after implantation? *Khirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogov = Surgery. Journal named after N.I. Pirogov.* 2013;(7):69–70. (In Russ.)
5. Maffulli G., Buono A.D., Richards P. et al. Conservative, minimally invasive and open surgical repair for management of acute ruptures of the Achilles tendon: a clinical and functional retrospective study. *Muscles Ligaments Tendons J.* 2017;7(1):46–52.
6. Innocenti M., Tani M., Carulli C. et al. Radial forearm flap plus Flexor Carpi Radialis tendon in Achilles tendon reconstruction: Surgical technique, functional results, and gait analysis. *Microsurgery.* 2015;35(8):608–614. doi: 10.1002/micr.22481
7. Okoroha K.R., Ussef N., Jildeh T.R. et. al. Comparison of tendon lengthening with traditional versus accelerated rehabilitation after Achilles tendon repair: a prospective randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2020;48(7):1720–1726.

Информация об авторах / Information about the authors

Станислав Владимирович Сиваконь
доктор медицинских наук, доцент,
заведующий кафедрой травматологии,
ортопедии и военно-экстремальной
медицины, Медицинский институт,
Пензенский государственный
университет (Россия, г. Пенза,
ул. Красная, 40)

E-mail: sivakon@mail.ru

Stanislav V. Sivakon
Doctor of medical sciences, associate
professor, head of the sub-department
of traumatology, orthopedics and military
extreme medicine, Medical Institute,
Penza State University (40 Krasnaya street,
Penza, Russia)

Сергей Владимирович Сретенский
старший преподаватель кафедры
травматологии, ортопедии и военно-
экстремальной медицины, Медицинский
институт, Пензенский государственный
университет (Россия, г. Пенза,
ул. Красная, 40)

E-mail: sretenskiy141084@mail.ru

Sergey V. Sretenskiy
Senior lecturer of the sub-department
of traumatology, orthopedics and military
extreme medicine, Medical Institute,
Penza State University (40 Krasnaya street,
Penza, Russia)

Екатерина Анатольевна Сретенская
ассистент кафедры медицинской
кибернетики и информатики,
Медицинский институт, Пензенский
государственный университет
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)

Ekaterina A. Sretenskaya
Assistant of the sub-department of medical
cybernetics and computer science,
Medical Institute, Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Анастасия Михайловна Васина
студентка, Медицинский институт,
Пензенский государственный
университет (Пенза, ул. Красная, 40)
E-mail: nastya2011013@gmail.com

Anastasiya M. Vasina
Student, Medical Institute,
Penza State University
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов / The authors declare no conflicts of interests.

Поступила в редакцию / Received 06.06.2023

Поступила после рецензирования и доработки / Revised 28.08.2023

Принята к публикации / Accepted 04.10.2023