

Структурная модификация аллогенного сухожильного биоматериала и морфологические особенности его замещения

Э.Р. МУЛДАШЕВ, С.А. МУСЛИМОВ, Ю.С. ХАСАНОВА

«Всероссийский центр глазной и пластической хирургии Федерального агентства по здравоохранению и социальному развитию Российской Федерации»

Уфа, Россия

РЕФЕРАТ. В статье представлен новый микропористый сухожильный биоматериал на основе соединительнотканых биоматериалов. Выявлены морфологические изменения, происходящие при физико-химической модификации сухожилия как аллогенного биоматериала. Установлено, что структурные изменения в сухожилии, происходящие в процессе изготовления модифицированной формы, заключаются в трансформации фиброархитектоники коллагеновых волокон с формированием микропористой структуры.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: пластическая хирургия, модифицированный сухожильный биоматериал.

ВВЕДЕНИЕ

Современная пластическая хирургия нуждается в самых различных видах трансплантационных материалов, удовлетворяющих достаточно жестким требованиям, предъявляемым к их структуре, источникам получения и замещению в организме после пересадки (Лопатин В.В., 2004; Адамян А.А., 2008; Lemperle G., 2003). Несмотря на значительное распространение в пластической хирургии биополимеров и синтетических материалов (Неробе-

ев А.И., 2003; Лопатин В. В., 2004; Адамян А.А., 2004; Cho В.С., 2007), они не могут заменить соединительнотканые трансплантаты из-за множества негативных факторов и осложнений после их применения, таких как нагноения, гематомы, гранулемы, дегенеративные изменения и т.п. (Крайник И.В., 2002; Чайковская Е.А., 2002; Острецова Т.И., 2003; Wang Y.B., 2003). Кроме того, пересаживаемые биоматериалы должны длительно сохраняться в организме реципиента, полностью заполнять объем дефекта ткани и замещаться полноценным регенератом, не вы-

зывая вышеуказанных осложнений (Лопатин В.В., 2003; Christensen L.H., 2003). Поэтому, поиск оптимальных биологических материалов для пластической и реконструктивной хирургии по-прежнему остается актуальной задачей теоретической и практической медицины (Мулдашев Э.Р., 2005; Стадников А.А., 2005; Денисов-Никольский Ю.И. с соавт., 2007).

Известно, что всеми описанными свойствами в полной мере обладают аллогенные соединительнотканые биоматериалы (Мулдашев Э.Р., 1994; Нигматуллин Р.Т., 1996; Муслимов С.А., 2000). К настоящему времени изучены закономерности перестройки и замещения трансплантатов фасций, дермы, подкожно-жировой клетчатки, сухожилий. Данные биоматериалы после пересадки полностью резорбируются и замещаются по законам репаративного гистогенеза (Салихов А.Ю., 2000; Каныков В.Н., 2001).

В свете описываемых проблем определенный интерес представляют трансплантаты сухожилий, находящие все более широкое применение в различных областях хирургии (Салихов А.Ю., 2003; Неробеев А.И., 2003; Фришберг И.А., 2005). Сухожилия обладают наибольшим пределом прочности, модулем упругости и длительно резорбируются в тканевом ложе организма реципиента (Нигматуллин Р.Т., 1996). После пересадки аллосухожилия не вызывают выраженной воспалительной реакции окружающих тканей и постепенно замещаются собственной соединительной тканью реципиента по фиброархитектонике идентичной трансплантату сухожилия (Демичев Н.П., 1970; Гурьянов А.С., 1993). Однако анатомически обусловленные размеры сухожилий являются существенным лимитирующим фактором, не позволяющим применять их при восстановлении обширных по площади или объему тканевых дефектов.

Поэтому, для увеличения объема сухожильного биоматериала нами была разработана технология его физико-химической модификации (Патент РФ на изобретение № 2310476 от 06.06.2006 г.), позволяющая получать пористый сухожильный биоматериал значительно большего объема по сравнению с исходным.

Однако, для научного обоснования применения нового трансплантационного материала в клинике и организации его серийного производства необходимо исследование структурных изменений, происходящих при модификации сухожилия и его биопластических свойств в эксперименте.

Цель исследования:

Экспериментально-морфологическое обоснование применения модифицированного сухожильного биоматериала в пластической и реконструктивной хирургии.

Задачи исследования

1. Изучить структуру нативного пяточного сухожилия человека и экспериментальных животных.
2. Исследовать фиброархитектонику модифицированной формы аллогенного сухожильного биоматериала.
3. В эксперименте изучить сравнительную динамику резорбции и замещения аллогенного сухожильного трансплантата и его модифицированной формы.
4. На основе результатов экспериментально-морфологических исследований разработать рекомендации по клиническому применению модифицированного сухожильного биоматериала.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для анатомического исследования производили забор пяточного сухожилия у 15 трупов мужского пола во II периоде зрелого возраста длиной до 10 см и толщиной 5-8 мм, а также пяточных сухожилий 20 крыс длиной 1 см и толщиной 2 мм. Полученные сухожилия подвергали обработке по технологии Аллоплант в тканевом банке Всероссийского центра глазной и пластической хирургии в соответствии с нормативными актами Закона РФ «О трансплантации органов и тканей» и приказом МЗ РФ № 189 от 10.08.93 г. и № 470 от 10.12.96 г. Каждый образец сухожилия был разделен на две части: из одной части готовили материал для гистологического исследования, а другую часть использовали для изготовления модифицированной формы сухожильного биоматериала (патент РФ № 2310476 от 06.06.2006 г.) с включением этапа дополнительной гидратации, криоструктурирования, сублимации в лиофилизаторе DryWinner DW-6 (Heto Holten, Дания), а также этапа структурной стабилизации. Полученный таким образом биоматериал представлял собой эластичную и достаточно прочную микропористую губку.

В сравнительном аспекте производилось макро- и микроскопическое исследование структуры обо-

их видов человеческих биоматериалов. Гистологические срезы окрашивали по Ван Гизону, а также импрегнировали серебром по методу Минигазимова Р.С. (1996), проводилась поляризационная и сканирующая электронная микроскопия. Определяли степень увеличения объема цельного сухожилия после изготовления модифицированной формы, для чего производили расчет степени увеличения массы биоматериала по количеству поглощаемой жидкости. Учитывая, что содержание воды в исходном сухожилии составляет примерно 80% (Слущкий Л.И., 1969), а объем одного грамма воды составляет 1 см³ была приблизительно рассчитана степень увеличения объема модифицированного сухожилия.

На втором этапе исследования проводили эксперименты по подкожной имплантации 60 крысам породы Wistar аллогенного сухожилия (контрольная группа) и модифицированного сухожильного биоматериала (опытная группа). Трансплантационный материал готовили путем препаровки с выделением фрагментов пяточных сухожилий и технологической обработки от 40 крыс. В контрольной серии использовали трансплантаты стандартного размера 2 × 10 мм, которые имплантировали крысам под кожу бедра правой конечности. У животных опытной группы аналогичную операцию проводили с использованием модифицированного сухожильного биоматериала размером 10×7×5 мм. Непосредственно после операции в проекции имплантированного биоматериала визуально контурировалось возвышение. Операции проводили под эфирным наркозом. На кожу накладывали по два шва. Материал для исследования забирали в сроки 3, 7, 30, 90, 120 суток после имплантации. Образцы для морфологического исследования иссекали с окружающей тканью.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты проведенных исследований показали, что фиброархитектника модифицированного сухожильного биоматериала принципиально отличается от таковой нативного сухожилия. В структуре сухожилия выделяют пучки первого и второго порядка, между которыми располагаются более тонкие солитарные пучки. Ширина пучков первого порядка по данным разных авторов варьирует в пределах от 4 до 5 мкм, а ширина пучков второго порядка колеблется от 30 до 50 мкм. Коллагеновые

волокна сухожилий состоят из фибрилл, соединенных между собой протеогликановыми комплексами и плазменными белками. Указанное строение коллагеновых волокон и пучков, по-видимому, обуславливает анизотропию, выявляемую при поляризационной микроскопии.

Модифицированный биоматериал, изготовленный из сухожилия человека, макроскопически имел вид губки светло-желтого цвета (рис. 1). При детальном рассмотрении указанная губка состояла из множества пор различного диаметра, разделенных тонкими волокнистыми перемычками. При погружении в дистиллированную воду биоматериал размером 10×7 мм впитывал до 3-5 мл физиологического раствора и удерживал его в течение нескольких минут.



Рис. 1 Модифицированный сухожильный биоматериал. Макропрепарат.

При сжатии трансплантат легко меняет свою форму, значительно уменьшаясь в размере, и восстанавливает свой объем после прекращения сдавливающего усилия. При исследовании с использованием отраженной микроскопии в структуре модифицированного сухожильного биоматериала определялись сравнительно однородные тяжи продольно ориентированных волокон толщиной 10-15 мкм, промежутки между которыми варьировали в пределах 100-110 мкм. Описанные волокнистые тяжи соединяли поперечно расположенные более тонкие пучки, расстояние между которыми варьировало от 40 до 500 мкм. Промежутки между волокнистыми пучками формировали своеобразные ячейки, что и обуславливало пористое строение биоматериала. Большинство ячеек биоматериала сообщались между собой. Такая модификация фиброархитектоники не приводила к каким-либо

изменениям в структуре коллагеновых волокон, так как они не теряли присущую им анизотропию.

Таким образом, модифицированный сухожильный биоматериал терял исходную пучковую структуру нативного сухожилия и характерный полиморфизм пучков коллагеновых волокон. Однако необходимо отметить, что коллагеновые волокна, формирующие каркас модифицированного сухожильного биоматериала сохраняли тинкториальные свойства, присущие нативным, т.е. не претерпевали изменений в макромолекулярной организации.

При отраженной микроскопии импрегнированных нитратом серебра препаратов и малом увеличении обнаруживалось ячеистое строение биоматериала. При сканирующей электронной микроскопии можно было определить, что ячейки сообщаются между собой, а их стенки образованы волокнистыми тяжами плоской и округлой формы. Одни тяжи имели мелкофибрилярную структуру, а другие состояли из плотно упакованных пучков коллагеновых волокон.

На гистологических срезах модифицированного биоматериала, выполненных в разных плоскостях, определялись некоторые различия, свидетельствующие о структуре исходного сухожилия. На продольных срезах выявлялись преимущественно пучки коллагеновых волокон однонаправленной ориентации, а на поперечных – коллагеновые волокна и пучки формировали сетчатую структуру.

Данные по изменению объема модифицированного сухожильного биоматериала по сравнению с исходным сухожилием показали, что в процессе физико-химической модификации сухожилия происходит значительное увеличение объема. Расчет

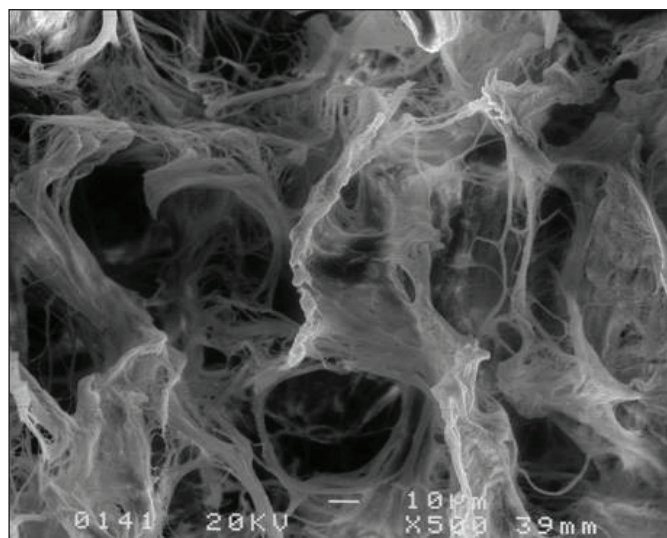


Рис. 2 Электронная сканограмма. Ув. $\times 500$

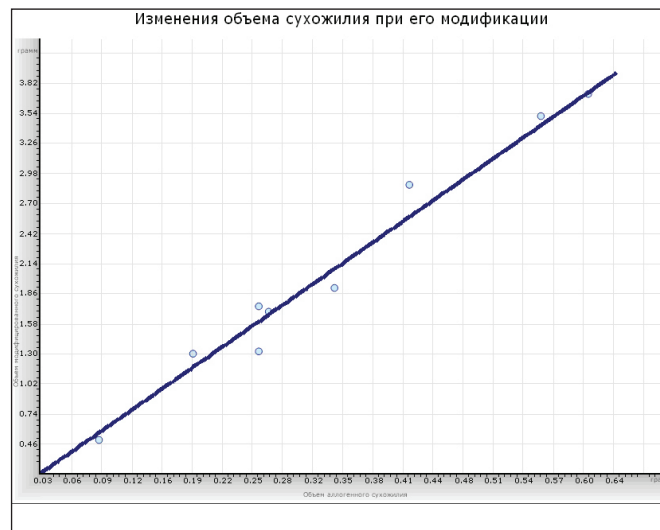


Рис. 3 Изменение объема сухожилия при его физико-химической модификации

производился по разнице между массой исходного сухожилия и массой модифицированного сухожильного биоматериала с поглощенной жидкостью. Данный показатель является объективным критерием увеличения объема модифицированной формы сухожилия в сравнении с исходными данными. Зависимость увеличения объема модифицированного биоматериала от объема исходного сухожилия показана на рисунке 3. Выявлено, что увеличение объема исходного сухожилия подчиняется законам линейной регрессии

$M(мб) = 6,35 \times M(ис) - 0,08$, где $M(мб)$ – масса модифицированного биоматериала, $M(ис)$ – масса исходного сухожилия. Коэффициент корреляции объема исходного сухожилия и его объема после модификации $r=0,986 \pm 0,18$.

Результаты эксперимента с имплантацией обоих видов биоматериалов выявили, что динамика морфологических изменений при резорбции и замещении модифицированного сухожильного биоматериала отличается от таковой при пересадке трансплантата сухожилия.

В контрольной группе животных после пересадки аллогенного сухожилия динамика морфологических изменений не отличалась от описанной другими исследователями (Нигматуллин Р.Т., 1996; Муслимов С.А., 2000; Салихов А.Ю., 2004). В ранние сроки после операции клеточный инфильтрат вокруг трансплантата в основном был представлен макрофагами и юными фибробластами, а также полиморфноядерными лейкоцитами. Однако клеточная инфильтрация была незначительной и имела характер реакции на операционную травму без признаков выраженного воспаления. В по-

следующем происходило набухание коллагеновых волокон пересаженного сухожилия, наблюдалось серозное пропитывание пучков коллагеновых волокон, их гомогенизация и постепенный лизис. В дальнейшем зона гомогенизации коллагеновых волокон увеличивалась, начиналось замещение лизированных фрагментов сухожилия с периферии к центру вдоль пучков коллагеновых волокон. Процесс резорбции трансплантата происходил за счет фагоцитоза макрофагами предварительно лизированных фрагментов коллагеновых волокон. В этих же участках трансплантата наблюдались скопления фибробластов, мигрирующих по ходу коллагеновых волокон трансплантата, наблюдались признаки новообразования капилляров. В последующие сроки указанные процессы затрагивали всю толщу биоматериала и в процесс резорбции были вовлечены все большие участки трансплантата. Соответственно увеличивался и объем регенерата, который начинал формироваться на месте резорбированных фрагментов биоматериала. В упомянутых фрагментах обнаруживались новообразованные коллагеновые волокна с характерными тинкториальными свойствами. Архитектоника новообразованных волокон и формирующихся пучков повторяла таковую трансплантата, так как лизируемые макрофагами коллагеновые фибриллы синхронно замещались новообразованными. В целом пересаживаемый биоматериал был фрагментирован продольно расположенными прослойками новообразованной ткани, которая отличалась большей плотностью клеточных элементов и новообразованных сосудов. Через 90 суток с момента операции процессы резорбции трансплантата и регенерации соединительной ткани достигали своего максимума, на гистологических препаратах уже трудно было дифференцировать границы имплантированного биоматериала и новообразованной ткани. Аллотрансплантат сухожилия был практически замещен новообразованной соединительной тканью. В пространствах между коллагеновыми волокнами обнаруживались фибробласты, макрофаги, сеть новообразованных кровеносных капилляров. Регенерат, заместивший биоматериал, был представлен плотно оформленной соединительной тканью.

После пересадки модифицированной формы сухожильного биоматериала вначале также наблюдалась клеточная инфильтрация окружающей биоматериал ткани, происходило серозное пропитывание ячеек биоматериала, а в последую-

щие сроки – инвазия макрофагов и фибробластов вдоль волокон биоматериала и заполнение клетками его ячеек. Вокруг волокон обнаруживались фибробласты веретенообразной формы, активно синтезирующие коллаген. В результате просвет ячеек постепенно заполнялся сетью тонких коллагеновых волокон, окрашивающихся по Ван Гизону в розовый цвет. Через месяц после имплантации все ячейки модифицированного аллосухожильного биоматериала были заполнены фибробластами и коллагеновыми волокнами, между которыми определялись новообразованные микрососуды, что свидетельствует об адекватной васкуляризации регенерата. Через 90 суток стенки ячеек биоматериала были по-прежнему сохранены, а их полость была полностью заполнена новообразованной тканью. Лишь на периферии имплантата обнаруживались признаки лизиса коллагеновых волокон, формирующих стенки ячеек биоматериала. Тем не менее, такая своеобразная гетерогенная структура представляла собой единое целое. В целом новообразованная соединительная ткань (регенерат) по объему уже превалировала над оставшейся частью биоматериала.

Формирование регенерата, представленного плотной неоформленной соединительной тканью, заканчивалось только через 120 суток после имплантации модифицированного аллосухожильного биоматериала.

Результаты экспериментальных исследований по определению зрелости регенерата в опытной и контрольной группе оценивались методом измерения толщины пучков коллагеновых волокон в разные сроки эксперимента (рис. 4). К сроку 3 суток толщина волокон соответствовала волокнистым структурам тканевого ложа. В опытной серии на сроке 3 суток коллагеновые волокна регенерата массивнее (11,5 мкм в опыте, в контроле – 7,2 мкм), синтез коллагена происходит внутри ячеистых структур, без ограничивающих образований, быстрее. К сроку 30 суток, в опытной серии, толщина волокон регенерата оказывается почти в полтора раза больше, нежели в контрольной серии (в опыте – 20,3 мкм, в контроле – 16,5 мкм). Однако через 3 месяца в опытной серии коллагеновые волокна регенерата не успевают полностью сформировать окончательную фибриллярную архитектуру, в отличие от контроля, где наблюдается полное созревание регенерата с окончательным формированием зрелого коллагена (в опыте – 23,4 мкм, в контроле – 28,8 мкм).

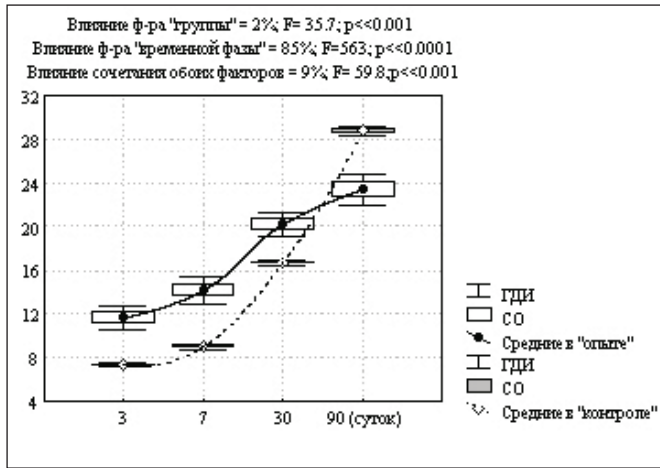


Рис. 4 Изменение толщины волокон регенерата в опытной и контрольной серии в разные сроки эксперимента. На оси ординат показаны данные по измерению толщины волокон в микронах. ГДИ - граница доверительного интервала, СО - стандартная ошибка, по оси абсцисс - сроки эксперимента.

В контрольной серии эксперимента изменение толщины волокон регенерата происходило значительно быстрее, по мере лизиса структур биоматериала и созревания коллагеновых волокон. В опытной серии созревание коллагеновых волокон происходило медленнее, по мере заполнения полости ячеек волокнами сформированного регенерата.

Динамику созревания регенерата также отражает показатель двойного лучепреломления коллагеновых волокон. При определении коэффициента анизотропии стенок ячеек модифицированного биоматериала наблюдалось его снижение в сроки от 30 до 120 суток. Через 90 суток он составлял 60% от исходного уровня. На 7 сутки фиксировался начальный уровень оптической активности вновь синтезированного коллагена, который окрашивался в бледно-оранжевый цвет. К 30 суткам отмечалось увеличение степени анизотропии до 0,045, к 90 суткам увеличивалось на 25% от первоначального уровня. К 120 суткам новообразованные коллагеновые волокна проявляли оптические свойства зрелого коллагена. При определении коэффициента анизотропии волокон регенерата после подкожной пересадки аллосухожильного трансплантата через 7 суток волокна регенерата практически не проявляли оптической активности, через месяц эти значения составляли 0,05 на всем протяжении по ходу волокон трансплантата. Через 30 суток – 0,07, через три месяца – 0,09.

Приведенные данные свидетельствуют о том, что созревание волокон регенерата после подкож-

ной пересадки аллосухожильного трансплантата происходило значительно быстрее, по сравнению с опытной группой.

Таким образом, можно заключить, что биоматериалы, идентичные по своему биохимическому составу и источнику происхождения, но различные по фиброархитектонике, при трансплантации в идентичное тканевое ложе проявляют различные свойства при замещении и регенерации. Биоматериал с однонаправленной структурой пучков коллагеновых волокон (сухожилие) замещается по каркасу (Мацкеплишвили Т.Я., 1975; Seiffert K.E., 1970), с формированием идентичного по фиброархитектонике регенерата. Сухожильный биоматериал с модифицированной фиброархитектоникой замещается регенератом, который по структуре больше напоминает тканевое ложе, т.е. неоформленной плотной соединительной тканью. Полученные данные подтверждаются показателем ориентации коллагеновых волокон в обеих сериях эксперимента. Пример одного замера приведен ниже:

При исследовании степени однонаправленной ориентации волокон сформированного регенерата после пересадки аллосухожильного биоматериала, данный показатель можно оценивать даже визуально.

а) при перпендикулярном расположении секущей линии: $\alpha_1 = 10/12 \cdot 100\% = 83\%$

б) при продольном расположении секущей линии: $\alpha_2 = 1/12 \cdot 100\% = 8,3\%$
 $\gamma = 83 - 8,3 = 74,7\%$

При исследовании аналогичного показателя при замещении модифицированного аллосухожильного биоматериала степень однонаправленной ориентации визуально не определяется, т.к. волокна имеют разное направление. При произвольном расположении секущих линий получается следующее: $\alpha_1 = 10/14 \cdot 100\% = 71\%$;
 $\alpha_2 = 8/14 \cdot 100\% = 57\%$
 $\gamma = 71 - 57 = 14\%$

После статистической обработки данных нами были получены следующие данные: степень параллельности пучков коллагеновых волокон в регенерате в контрольной серии $\gamma = 13,5 \pm 1,26\%$; степень параллельности пучков коллагеновых волокон в регенерате в опытной серии $\gamma = 73,9 \pm 1,19\%$;

Данные результаты согласуются с гистологической картиной: в контроле образуется плотная оформленная волокнистая соединительная ткань, в опыте – плотная неоформленная волокнистая соединительная ткань.

Результаты нашего исследования подтверждают ранее установленную закономерность о том, что вариации в характере замещения биоматериалов зависят от особенностей их структуры и фиброархитектоники (Мулдашев Э.Р. и соавт., 1994; Muldashev E.R. et al., 1999).

При трансплантации аллогенных биоматериалов индукторами резорбции и замещения биоматериала, а также регенерации ткани являются, как известно, продукты распада коллагеновых волокон (коллаген, гликозаминогликаны, протеогликианы, и гликопротеины), а также цитокины (факторы роста), секретируемые макрофагами (Серов В.В., Шехтер А.Б., 1981; Муслимов С.А. 2000; Digelman R.F., 1981; Shekhter A.B., 1986). От экспрессии различных факторов роста во многом зависит структура новообразованной ткани. Показано, что повышение активности трансформирующего фактора роста- $\beta 1$ индуцирует пролиферацию фибробластов и синтез коллагена, т.е. фиброз (Kelly M. et al., 2003), а фактор некроза опухоли конкурентно ингибирует экспрессию трансформирующего фактора роста, и таким образом препятствует развитию фиброза (Abraham D.J. et al., 2000). Сбалансированная активность обоих вышеуказанных факторов, которая наблюдается при резорбции и замещении аллогенных биоматериалов, обеспечивает оптимальную фиброархитектонику регенерата (Лебедева А.И., 2004; Muldashev E.R. et al., 2005).

Еще одним фактором, отличающим модифицированный материал от сухожильного трансплантата, является более низкая скорость резорбции после имплантации, а также способность в отдаленные сроки сохранять достигнутый в результате операции объем замещаемой ткани. Было обнаружено, что замещение аллогенного сухожильного трансплантата и созревание коллагеновых волокон регенерата происходили быстрее, нежели у животных опытной группы. Регенерат после имплантации модифицированного биоматериала формировался на месяц позже, чем при имплантации аллогенного сухожилия.

Что касается объема регенерата, то при имплантации аллогенного сухожилия сформированный регенерат составлял 26,9% от объема исходного трансплантата, а при имплантации модифицированного сухожильного биоматериала – 67,32% от объема исходного биоматериала (рис. 5).

Известно, что при использовании трансплантатов для восстановления объемных дефектов тканей в отдаленные сроки наблюдается значительное

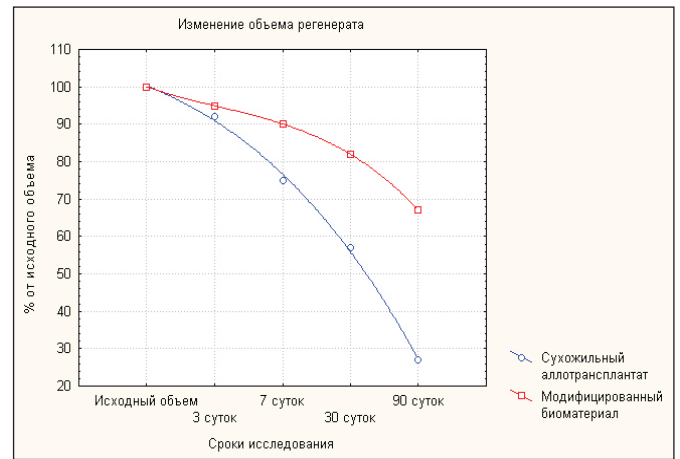


Рис. 5 Изменение объема сформированного регенерата в процессе замещения аллогенного сухожильного трансплантата и модифицированного сухожильного биоматериала в разные сроки эксперимента.

уменьшение достигнутого в результате операции объема (Мулдашев Э.Р., 1980; Kononas T.C. и соавт., 1993), связанное, вероятно, с преобладанием процесса резорбции над замещением. Удлинение периода резорбции модифицированного сухожильного биоматериала, по-видимому, обусловлено большей устойчивостью коллагеновых волокон биоматериала к действию коллагенолитических ферментов, достигнутой в результате технологической обработки.

Идея регулирования резорбируемости коллагеновых волокон с помощью химических агентов была в свое время опубликована в работе А.М. Хилькина и соавт. (1976). Авторами было показано, что рессываемость коллагеновой губки можно, к примеру, регулировать с помощью альдегидов, увеличивающих количество поперечных сшивок в макромолекулярной структуре коллагена.

Исследование соотношения объемов пересаженного биоматериала и замещающего его регенерата, проведенное в динамике эксперимента, показало, что процесс резорбции модифицированного биоматериала и формирование на его месте регенерата происходят более сбалансированно, чем в контроле. Поэтому при имплантации модифицированного сухожильного биоматериала в значительно большей степени обеспечивалось сохранение достигнутого в результате операции объема ткани.

Основываясь на результатах эксперимента по способности модифицированного сухожильного биоматериала длительно сохранять свой объем в организме реципиента, а также формировать регенерат из плотной неоформленной волокнистой соединительной ткани, можно заключить, что

данный биоматериал можно использовать для замещения объемных дефектов в пластической и реконструктивной хирургии, а также в качестве покрытия для восстановления длительно незаживающих раневых поверхностей.

ВЫВОДЫ

В процессе технологической обработки, включающей этапы дополнительной гидратации, криоструктурирования, сублимации и структурной стабилизации коллагеновых волокон сухожильного биоматериала происходит значительное изменение объема и фиброархитектоники сухожилия с формированием микропористой структуры.

В модифицированном биоматериале происходит потеря полиморфизма и однонаправленной ориентации пучков коллагеновых волокон, характерных для нативного сухожилия; при этом сохраняется структура коллагеновых волокон и повышается их устойчивость к действию коллагенолитических ферментов.

Сухожильный модифицированный биоматериал после имплантации более длительно замещается регенератом по сравнению с аллогенным сухожилием, что позволяет в отдаленные сроки сохранить достигнутый в результате операции объем замещаемой ткани.

Замещение модифицированного сухожильного биоматериала происходит поэтапно, с формированием регенерата из плотной неоформленной волокнистой соединительной ткани с адекватной для тканевого ложа реципиента архитектоникой.

Выявленные особенности фиброархитектоники, а также биопластические свойства позволяют использовать модифицированный сухожильный биоматериал для замещения объемных дефектов в реконструктивной хирургии, а также в качестве покрытия для восстановления длительно незаживающих раневых поверхностей.

Модифицированный сухожильный биоматериал рекомендуется использовать для восполнения объемных дефектов мягких тканей, а также в качестве покрытия длительно незаживающих раневых поверхностей.

Повышенная устойчивость коллагеновых волокон модифицированного сухожильного биоматериала к резорбции, а также его пористая структура дает основание рекомендовать его в хирургии гнойных ран для дренирования раневых поверхностей и возможности длительной концентрации в ране антибактериальных средств.

Рекомендуется использовать модифицированный аллосухожильный биоматериал на различных этапах хирургического лечения ран для стимуляции регенерации тканей, а также профилактики послеоперационного рубцевания и спаечного процесса.

ЛИТЕРАТУРА

1. Хасанов, Р. А. Структурные модификации аллогенного сухожильного трансплантата / Ю. С. Хасанова // Морфологические ведомости. – Москва-Берлин, 2006. -№1-2, приложение №1. –С. 312-315.
2. Хасанова, Ю. С. Морфологические основы замещения сухожильного аллотрансплантата и его модифицированной формы // Морфологические ведомости. -2006. -№1-2, приложение №1. –С. 315-317.
3. Мулдашев, Э. Р. Экспериментальное обоснование применения биоматериалов Аллоплант в инъекционной эстетической медицине [Электронная версия] / Р. Т. Нигматуллин, Р. А. Хасанов, Ю. С. Хасанова // Электронный журнал Regenerative surgery. – 2004. – № 3-4 – Доступно по URL: www.reg-surgery.ru
4. Мухамедьянова, Ю. С. Модифицированные виды биоматериала Аллоплант в контурной пластике лица (экспериментальное исследование) / Р. А. Хасанов // Новые технологии микрохирургии глаза. – Оренбург, 2002. –Материалы XIII Российской ежегодной научно-практической конференции. – С.77-80.
5. Мулдашев, Э. Р. Структурные модификации аллогенного сухожильного трансплантата и морфологические основы его замещения / О. Р. Шангина, Р. А. Хасанов, Ю. С. Хасанова // Вестник оренбургского государственного университета. Материалы Российской научно-практической конференции, посвященной 65-летию проф. В. Н. Канюкова– Оренбург, 2006. –С.218-221.

СПИСОК ИЗОБРЕТЕНИЙ

1. А.с. 2310476 А 61 L 31/14 Способ получения губчатого биоматериала для пластической и реконструктивной хирургии / Э. Р. Мулдашев, Р. А. Хасанов, О. Р. Шангина, Р. Т. Нигматуллин, Ю. С. Хасанова. – опубл. 20.11. 2007.
2. А.с. 2224549 А 61 P 29/00 Способ получения комбинированного биоматериала с противоспаечным эффектом / А.Х. Муштафин, Р. А. Хасанов, М. А. Нартайлаков, Р. М. Буляков, Г.Т. Мустафина, Ю. С. Мухамедьянова, Д. С. Губин. – опубл. 20.07.2004.