

И. В. Кузнецова, И. В. Майбородин, А. И. Шевела, М. И. Баранник, А. А. Манаев, А. И. Бромбин и В. И. Майбородина

ОСОБЕННОСТИ ТКАНЕВЫХ РЕАКЦИЙ ПРИ РЕЗОРБЦИИ ЛИЗИРУЕМЫХ ШОВНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Центр новых медицинских технологий (зав. — проф. А. И. Шевела), Институт химической биологии и фундаментальной медицины СО РАН, г. Новосибирск

Методом световой микроскопии изучена реакция окружающих тканей через 1, 2, 6 и 12 мес после имплантации лизируемых шовных материалов (нити простого кетгута, DemeTECH полиглактин 910, Surgilactin — полиглактин 910) в подкожную основу крыс. Показано, что реакция тканей на вживление разных лизируемых шовных материалов протекает по общей схеме, характерной для раневого процесса и реакции на инородное тело. К 1-му месяцу наблюдения во всех группах животных стадия травматического перифокального воспаления сменялась пролиферативной фазой с новообразованием сосудов и соединительной ткани. Во всех группах наблюдения была отмечена тенденция к снижению активности продуктивного воспаления от 1-го месяца к 12-му. К 12-му месяцу полная дегенерация материала с окончательным восстановлением гистоархитектоники окружающих тканей (реституция) была обнаружена лишь при имплантации полиглактина 910 (DemeTECH).

Ключевые слова: продуктивное воспаление, лизируемые шовные материалы, деградация, имплантация

В современной медицине существуют две основные категории шовных материалов: рассасывающиеся (резорбируемые, лизируемые, биодеградируемые) и нерассасывающиеся (нерезорбируемые). Считается, что лизируемые шовные материалы рассасываются по мере заживления раны вследствие процессов гидролиза или протеолиза, нерассасывающиеся шовные материалы остаются в тканях навсегда.

Резорбируемые шовные материалы подразделяют на натуральные и синтетические. Простой кетгут (шовный материал натурального происхождения) не используют для ушивания тканей, процесс заживления в которых протекает медленно. Длительная деградация может способствовать инкапсуляции, а не разрушению материала. Относительно низкая стоимость кетгутовой нити все еще является аргументом в приоритетности ее практического применения в отечественной хирургии, хотя мировая практика от него почти отказалась. Высокая реактогенность кетгута сравнима с иммунной реакцией при трансплантации чужеродных тканей. При ушивании чистой раны кетгутом достаточно внесения 100 микробных тел стафилококка, чтобы вызвать гнойное воспаление. Кетгутовая нить, как гетерогенный белок, может вызывать местную тканевую реакцию даже при отсутствии микробов, вплоть до асептических

некрозов тканей. Сроки потери прочности и рассасывания кетгута непредсказуемы [1, 3, 7].

Рассасывание синтетических шовных материалов происходит вследствие гидролиза, процесса, при котором вода постепенно проникает в волокна шовного материала и обуславливает разрушение полимерных цепей. Гидролиз вызывает менее выраженную реакцию тканей, чем протеолиз. Синтетические рассасывающиеся шовные материалы делятся на два типа: полифиламентные и монофиламентные. В частности, к полифиламентным хирургическим шовным материалам, состоящим из сополимеров — гликолида (90%) и L-лактида (10%), относят полиглактин 910 [13]. Синтетические полифиламентные рассасывающиеся шовные материалы гораздо прочнее кетгута и обладают меньшей тканевой реактогенностью [16], но и при их применении воспалительная реакция может быть значительно выраженной и длиться до полного рассасывания материала [15]. Кроме того, показаны негативное воздействие на регенерирующие ткани продуктов распада полиглактина 910 [14] и возможность длительного сохранения остатков шовного материала в организме с их инкапсуляцией плотной волокнистой соединительной тканью, а также нарушением функции тканей [5, 10, 11].

Сведения об авторах:

Кузнецова Ирина Владимировна, Майбородин Игорь Валентинович (e-mail: imai@mail.ru), Шевела Андрей Иванович, Баранник Михаил Иванович, Манаев Андрей Александрович, Бромбин Александр Иванович, Майбородина Виталина Игоревна, Центр новых медицинских технологий, Институт химической биологии и фундаментальной медицины СО РАН, 630090, Новосибирск, пр. акад. Лаврентьева, 8

Различные осложнения, связанные с неправильным использованием шовного материала, отягощают развитие основного заболевания, тем самым увеличивая сроки пребывания пациента в стационаре [2].

Цель настоящего исследования — изучение особенностей тканевых реакций при деградации различных лизируемых шовных материалов.

Материал и методы. Исследование проведено на 6-месячных самцах крыс инбредной линии Wag массой 180–200 г. Все манипуляции с животными осуществляли под общим ингаляционным эфирным наркозом в условиях чистой операционной с соблюдением «Правил проведения работ с использованием экспериментальных животных». Все крысы были получены из вивария Института цитологии и генетики СО РАН, содержание и работу с животными проводили на базе данного вивария. На каждую точку исследования было использовано не менее 6 крыс.

После обработки кожи животных спиртом производили разрез в области шеи от основания черепа до лопаток длиной 1–2 см, куда имплантировали шовную нить. Использовали нити простого кетгута толщиной 0,75 мм (Россия), DemeTECH Полиглактин 910 (DemeTECH, США) и Surgilactin (полиглактин 910) (Surgilactin, Великобритания) с химической формулой $(C_2H_2O_2)_m(C_3H_4O_2)_n$.

Спустя 1, 2, 6 и 12 мес после операции имплантированные материалы биоптировали вместе с окружающими тканями, фиксировали в 4% растворе параформальдегида на фосфатном буфере (pH 7,4) не менее 24 ч, обезживали в серии этанола возрастающей концентрации, просветляли в ксилоле и заключали в гистопласт. Срезы толщиной 5–7 мкм окрашивали гематоксилином — эозином, изучали под световым микроскопом Axioimager M1 (Carl Zeiss, Германия) при увеличении до 1200 раз.

На срезах у всех животных по формуле $S=\pi\alpha\beta$, где S — площадь эллипса, $\pi=3,1415$, α — длина большей полуоси эллипса, β — длина меньшей полуоси эллипса, вычисляли площади гранул инородных тел и поперечных срезов нитей. Измеряли толщину капсул.

Результаты исследования. Через 1 мес после имплантации простого кетгута в месте вживления определялись как крупные деформированные участки нити с площадью поперечного среза приблизительно $0,3 \text{ мм}^2$, так и более мелкие $0,007 \text{ мм}^2$, вокруг которых отмечали умеренно выраженное продуктивное воспаление с активным ангиогенезом, новообразованием соединительной ткани, гигантоклеточной трансформацией и формированием гранул (площадью до $0,07 \text{ мм}^2$). Встречались гигантские клетки как с элементами кетгута в цитоплазме, так и без него. Вокруг крупных фрагментов нити определялись грануляции и формирующиеся соединительнотканые капсулы толщиной до 300 мкм. В капсулах были видны фибробласты и коллагеновые волокна, которые начинали формироваться в пучки (рис. 1, а).

Макрофаги, гигантские клетки, фибробласты, видимо, привлеченные ферментами нейтрофилов,

отделяли и изолировали более мелкие части кетгута от основной нити. Единичные нейтрофилы в этот период времени ещё обнаруживались на поверхности кетгута (см. рис. 1, б).

Через 1 мес после имплантации полилактина 910 (DemeTECH) вокруг него наблюдалось формирование соединительнотканых капсул толщиной до 100 мкм, разной степени зрелости с прорастанием коллагеновых волокон между филаментами нити. На поперечном срезе размеры нити достигали $0,3 \text{ мм}^2$. В центре шовного материала между филаментами находились остатки фибрина, по которому, видимо, мигрировали клетки, участвующие в воспалительной реакции. Перифокально и между филаментами нити были отмечены признаки умеренно выраженного продуктивного воспаления с гигантоклеточной трансформацией, образованием гранул (площадью до $0,05 \text{ мм}^2$), активным ангиогенезом, новообразованием соединительной ткани (см. рис. 1, в). Вокруг очага воспаления были обнаружены дистрофические изменения периферических нервов. Отмечена фрагментация нити с лизисом мелких её частей гигантскими клетками. Макрофаги и гигантские клетки окружали отдельные филаменты нити, отдаляя их друг от друга, таким образом разволокняя нить. Встречались гигантские клетки инородных тел как с элементами полимера внутри, так и без него (см. рис. 1, г).

Через 1 мес после имплантации нити Surgilactin ее нелизированных фрагментов обнаружено не было. В зоне вживления наблюдалось умеренно выраженное продуктивное воспаление: грануляции с признаками формирования плотной соединительной ткани, от слабой до умеренной, лимфогистиоцитарная инфильтрация, дистрофические изменения периферических нервов, полнокровие сосудов (см. рис. 1, д, е).

Через 2 мес после имплантации простого кетгута в месте его вживления у одного животного вокруг крупных фрагментов нити были отмечены соединительнотканые капсулы с очагами их частичной инволюции и истончения (до 100 мкм). Перифокально сохранялись признаки умеренного продуктивного воспаления с фиброзной трансформацией грануляционной ткани и очагами рубцевания. Встречались крупные гранулемы ($0,05 \text{ мм}^2$), в том числе и в отдалении от места имплантации (между мышечными волокнами).

Через 2 мес после имплантации полилактина 910 (DemeTECH) место вживления было обнаружено лишь у одного животного. Нелизированных фрагментов нити выявлено не было. Были отмечены перифокальный склероз с очагами рубцевания, слабо выраженное продуктивное воспаление

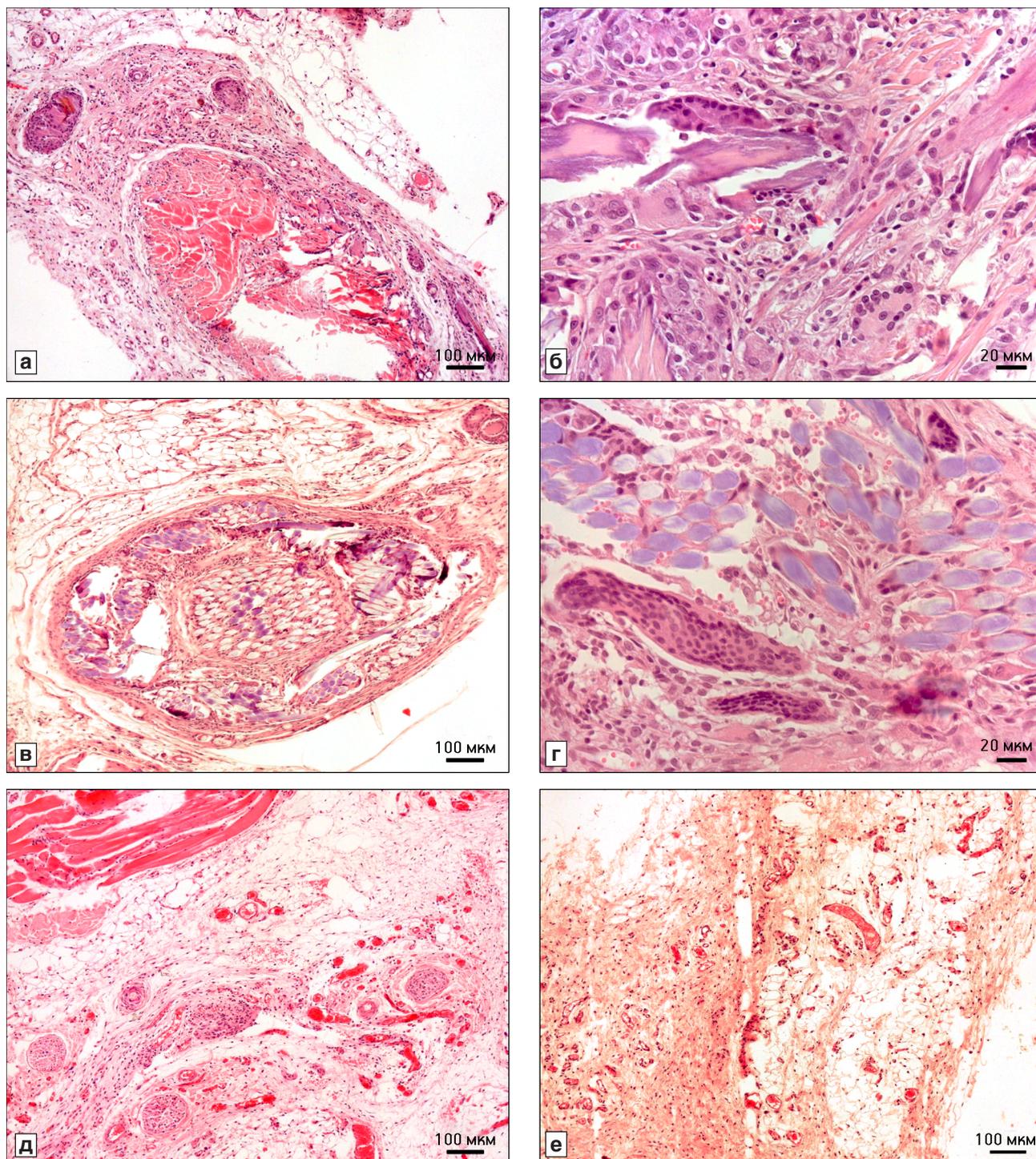


Рис. 1. Тканевые реакции вокруг нитей простого кетгута, полиглактина 910 (DemeTECH) и Surgilactin через 1 мес после имплантации.

а — инкапсулированная нить кетгута с умеренным перифокальным гранулематозным воспалением. В капсуле 2 крупные гранулемы инородного тела, грануляционная ткань разной степени зрелости; в толще нити клетки воспаления (лимфоциты, макрофаги) и мелкие тонкостенные сосуды; б — деформированная и разволокненная нить простого кетгута, между волокнами — единичные нейтрофилы, макрофаги, гигантские многоядерные клетки; в — инкапсулированная нить полиглактина 910 (DemeTECH), умеренно выраженное перифокальное гранулематозное воспаление с формированием гранулемы инородного тела и гигантоклеточной трансформацией, воспалительные изменения определяются и в толще нити; г — между филаментами нити полиглактина 910 (DemeTECH) макрофаги, гигантские многоядерные клетки, фибробласты, новообразованные сосуды; гигантские клетки инородного тела с заключенными в них отдельными филаментами нити; д — зона имплантации нити полиглактина 910 Surgilactin; грануляционная ткань с полнокровными сосудами и очагами более зрелой соединительной ткани, дистрофия периферических нервов, умеренно выраженное продуктивное воспаление; е — зона имплантации нити полиглактина 910 Surgilactin; грануляционная ткань с полнокровными сосудами и очагами созревания, склероз соединительной ткани, слабо выраженное продуктивное воспаление. Окраска гематоксилином—эозином

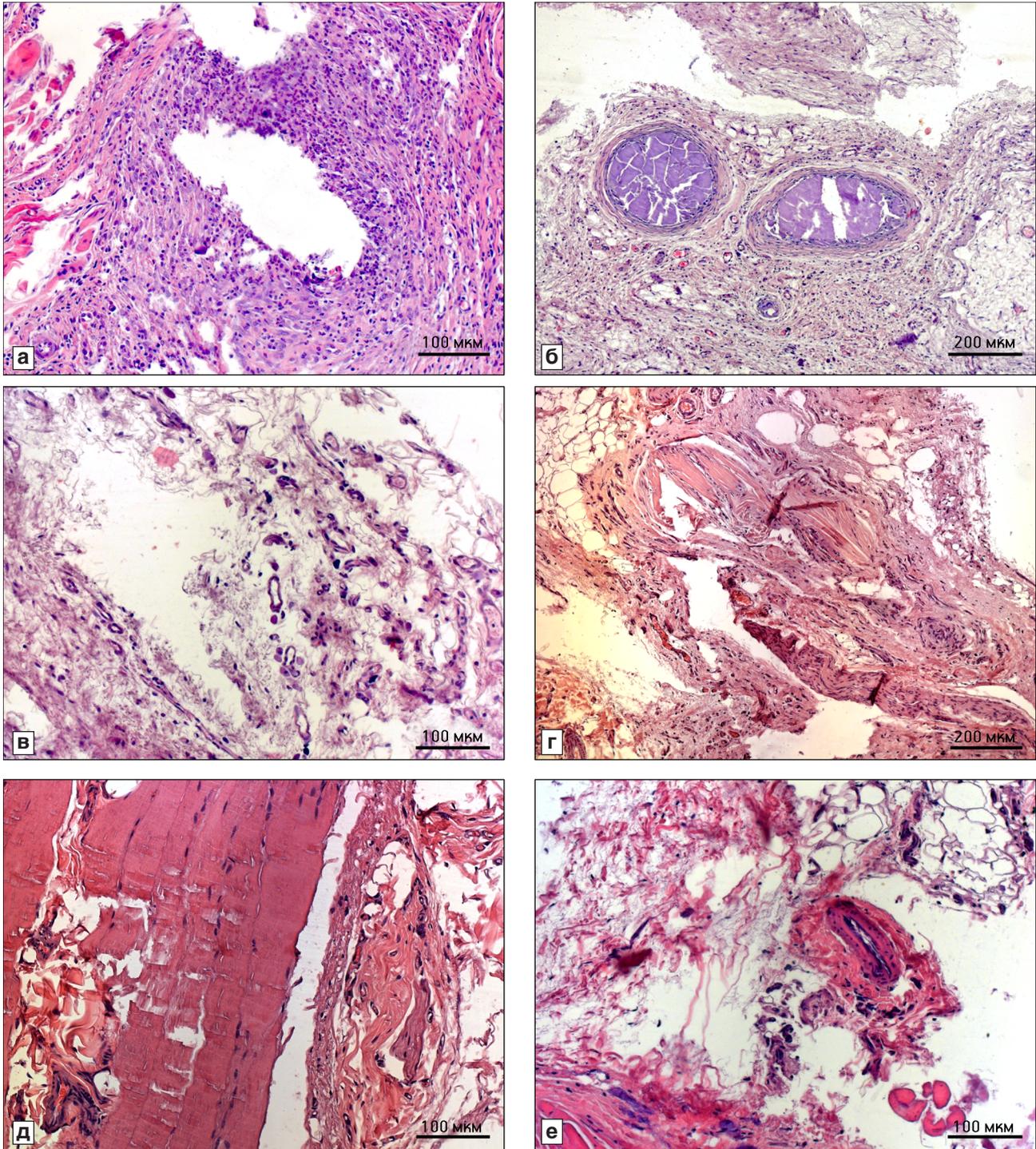


Рис. 2. Тканевая реакция вокруг нитей простого кетгута, полиглактина 910 (DemeTECH) и Surgilactin в различные сроки после имплантации.

а — очаг гнойного расплавления нити через 2 мес на фоне продуктивного гранулематозного воспаления после имплантации полиглактина 910 (DemeTECH); б — инкапсулированная нить Surgilactin через 2 мес после имплантации; слабое перифокальное гранулематозное воспаление с формированием гранулемы инородного тела и гигантоклеточной трансформацией; в — псевдокисты в месте имплантации нити Surgilactin через 2 мес после операции; грануляционная ткань с формирующимися очагами склероза; сосуды со склерозированными стенками; г — деформированная нить кетгута через 12 мес после имплантации; перифокальное слабое продуктивное воспаление, рубцовая трансформация грануляционной ткани и дистрофией периферического нерва; д — зона имплантации простого кетгута через 12 мес, склероз стенок сосудов и дистрофические изменения периферических нервов, очаги рубцевания; е — место имплантации нити Surgilactin через 12 мес после операции; зона фиброза, толстостенный склерозированный сосуд. Окраска гематоксилином — эозином

с несколькими гигантскими клетками, грануляции, полнокровие. Был обнаружен очаг гнойного расплавления нити (рис. 2, а), что может быть связано с повреждением места имплантации и вторичным инфицированием. При этом соединительнотканная капсула была сформирована. Встречались гранулемы площадью до 0,03 мм².

Через 2 мес после имплантации нити Surgilactin место вживления было обнаружено лишь у двух животных из шести. В 1-м из этих двух случаев были выявлены нелизированные фрагменты нити разных размеров (с площадью поперечных срезов до 0,06 мм²), окружённые фиброзированными соединительнотканными капсулами толщиной до 50 мкм. На поверхности нити располагались адгезированные макрофаги. Перифокально отмечалось слабо выраженное гранулематозное воспаление с гигантоклеточной трансформацией и признаками фиброзирования грануляционной ткани (см. рис. 2, б). Гранулемы чаще были параваскулярными и достигали 0,02 мм². В другом случае были обнаружены псевдокисты с минимальным продуктивным воспалением и фиброзной трансформацией грануляционной ткани перифокально (см. рис. 2, в).

Через 6 мес после операции место имплантации кетгута, нитей полиглактина 910 (DemeTECH) и Surgilactin не обнаруживалось ни у одного животного.

Через 12 мес после имплантации простого кетгута в одном из 6 выявленных мест вживления были обнаружены крупный деформированный нелизированный инкапсулированный фрагмент нити со слабым перифокальным продуктивным воспалением, рубцовой трансформацией соединительной ткани, дистрофические изменения периферических нервов (см. рис. 2, г). В остальных случаях наблюдали псевдокисты, окруженные волокнистой соединительной тканью с большим количеством сосудов, с перифокальным склерозом, минимальным продуктивным воспалением, дистрофические изменения периферических нервов (см. рис. 2, д).

Через 12 мес после имплантации нити полиглактина 910 (DemeTECH) место вживления не было обнаружено ни у одного животного, а нити Surgilactin — лишь у 1 животного. Оно было представлено зоной фиброза с толстостенными склерозированными сосудами (см. рис. 2, е).

Обсуждение полученных данных. Отсутствие в зоне имплантации полиморфно-ядерных лейкоцитов, серозной и фибринозной экссудации уже к 1-му месяцу наблюдения у большинства животных говорит о завершении

альтеративной реакции тканей на инородное тело. Активный ангиогенез, новообразование соединительной ткани, гигантоклеточная трансформация с формированием гранул свидетельствуют о наступлении фазы продуктивного (гранулематозного) воспаления. Присутствие вокруг кетгута единичных нейтрофилов подтверждает их основную роль в межклеточном взаимодействии при хроническом, в том числе гранулематозном, воспалении. Продукты секреции и распада нейтрофилов активируют, кроме системы комплемента, также хемотаксис макрофагов, взаимодействуют с IgG и IgA, калликреин-кининовой системой, системой свертывания и лизиса фибрина, фактором Хагемана, производными арахидоновой кислоты, влияют на бласттрансформацию лимфоцитов, вызывают дегрануляцию тучных клеток [6]. Полиморфно-ядерные лейкоциты воздействует также на пролиферацию и хемотаксис фибробластов, продуцируя лейкотриен В4 и фибробластактивирующий пептид. На межклеточный матрикс нейтрофилы воздействуют путем секреции коллагеназы, эластазы, нейтральных протеаз, кислых гидролаз, катепсинов. Коллаген и продукты его распада (пептиды), в свою очередь, влияют на хемотаксис макрофагов и фибробластов [16]. В разволокнении нитей простого кетгута и полиглактина 910 (DemeTECH) ведущую роль, видимо, играют макрофаги [5].

Структура формирующихся соединительнотканых капсул вокруг нитей простого кетгута и полиглактина 910 (DemeTECH) была близка к окружающей волокнистой соединительной ткани, т. е. наблюдалась тенденция к гистотипическому восстановлению области имплантации. Более крупные гранулемы и более толстые соединительнотканые капсулы, сформированные вокруг нитей кетгута, по сравнению с таковыми при использовании полиглактина (DemeTECH), вероятно, свидетельствуют о разной иммуногенности данных материалов, что, в свою очередь, связано не только с химическим составом инородных тел, но и с их формой и размером, а также со способом их получения [9]. Пучки коллагеновых волокон в фиброзных капсулах вокруг кетгута были гораздо толще и занимали практически весь их объем.

К концу 2-го месяца наблюдения происходило созревание соединительнотканых капсул вокруг шовных материалов, которое выражалось в их уплотнении и истончении с преобладанием коллагеновых волокон, что является признаком благоприятного развития процесса. Толстая фиброзная капсула с недостаточным кровоснабжением может способствовать инфицированию материала, что, вероятно, и произошло в случае с

использованием полиглактина 910 (DemeTECH). Учитывая факт, что это был единственный случай обнаружения места имплантации в данной группе животных, можно предположить, что активное воспаление затормозило процесс биодеградации нити полиглактина 910 (DemeTECH). У остальных животных этой группы, видимо, произошла реституция, т. е. полное функциональное и морфологическое восстановление исходной ткани.

В группе животных с имплантированным кетгутом отмечалась тенденция к уменьшению размеров гранулем по сравнению с предыдущим периодом наблюдения, что, является показателем снижения активности гранулематозного воспаления.

При вживлении нити Surgilactin меньший размер гранулем и более тонкие соединительнотканые капсулы вокруг нити, чем при имплантации простого кетгута в этот период наблюдения, вероятно, свидетельствуют о разной иммуногенности данных материалов, что, в свою очередь, может быть связано не только с их химическим составом, но с формой и размером, а также со способом их получения [9, 12].

Через 6 мес во всех группах животных в районе имплантации, вероятно, произошло полное восстановление окружающих тканей, вследствие чего нам не удалось обнаружить мест вживления.

Через 12 мес после вживления простого кетгута лишь у одного из 6 животных обнаружили небольшой сильно деформированный фрагмент нити. Подобная задержка биодеградации материала, возможно, была связана с повреждением афферентных периферических нервных волокон, нарушением трофики, изменением активности мононуклеарных фагоцитов, а соответственно, и интенсивности пролиферативного воспаления в зоне вживления. Косвенным подтверждением этого предположения являются обнаруженная дистрофия периферических нервов и снижение интенсивности продуктивного воспаления вокруг места имплантации. Пролиферативный процесс, особенно интенсивный на периферии очага воспаления, где в большей степени и регенерируют нервные волокна, характеризуется высокой интенсивностью анаболизма, контролируемого трофическими нервными влияниями. В нейронах депрессия генов, обеспечивающих синтез трофогенов созревания клеток-мишеней, сопровождается репрессией генов, вызывающих синтез трофогенов пролиферации клеток-мишеней [4]. Возможно, в связи с этим в зоне имплантации не произошло полной биодеградации кетгута и репаративной регенерации. В свою очередь это может

привести к нарушению функционирования тканей [5, 9–11].

Обнаружение места имплантации у одного из животных с вживленной нитью Surgilactin свидетельствует о субституции в этом очаге. Развитие склеротических изменений в зоне имплантации может привести к нарушению функций тканей [5, 10]. Учитывая, что Surgilactin — это мононить, можно предположить, что такая структура материала менее удобна для биодеградации, чем полинить, т. е. полиглактин DemeTECH, при имплантации которого мест вживления не обнаружили уже через 6 мес наблюдения [8].

Итак, установлено, что реакция тканей на имплантацию различных хирургических материалов протекает по общей схеме, характерной для раневого процесса и реакции на инородное тело: альтерация, экссудация, пролиферация (гранулематоз). К 6–12-му месяцу полная деградация материала с окончательным восстановлением гистоархитектоники окружающих тканей у всех животных произошла лишь при имплантации полиглактина 910 (DemeTECH). Показана возможность завершения процесса биодеградации изучаемых материалов как с полным восстановлением гистоархитектоники ткани (реституцией), так и субституцией с развитием перифокального склероза или рубца, что может негативно отразиться на функции органов и тканей.

ЛИТЕРАТУРА

1. Александров К. Р. Изучение антибактериального хирургического шовного материала капромед в эксперименте и клинике: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 1991.
2. Бонцевич Д. Н. Хирургический шовный материал. М., Интеграция, 2005.
3. Карпов В. В., Ненахов А. А., Новиков Д. М. и Липатов В. А. Морфологические изменения в брюшной полости при использовании кетгута и лавсана для наложения гемостаза. В кн.: Молодежная наука и современность. Материалы 71-й итоговой межвузовской конференции студентов и молодых ученых. Ч. 1. Курск, изд. КГМУ, 2006, с. 115–116.
4. Крыжановский Г. Н. Общая патофизиология нервной системы. Пат. физиол., 1989, № 2, с. 63–71.
5. Майбородин И. В., Майбородина Е. И., Якимова Н. В. и др. Абсорбируемый шовный материал в организме. Арх. пат., 2008, т. 70, № 2, с. 51–53.
6. Маянский А. Н. и Маянский Д. Н. Очерки о нейтрофиле и макрофаге. Новосибирск, Наука, 1989.
7. Олейник С. В., Будина Л. Н. и Лохнова Т. В. Модификация метода подготовки шовного материала. Вестн. хир., 1990, № 10, с. 128–130.
8. Струков А. И. и Кауфман О. Я. Гранулематозное воспаление и гранулематозные болезни. М., Медицина, 1989.
9. Третьяк С. И., Маркевич Е. В. и Буравский А. В. Хирургический шовный материал, Минск, изд. БГМУ, 2011.

10. Хромова В. Н. Морфологическое обоснование выбора тактики лечения рецидивирующих лигатурных осложнений передней брюшной стенки. Медицинские науки, 2011, № 10, ч. 2, с. 400–402.
11. Ascherman J. A., Hunter C. J. and Bickers D. R. Refractory eczematous dermatitis associated with retained suture material. Ann. Plast. Surg., 2006, v. 56, № 2, p. 205–207.
12. Dunn M. G., Avasarala P. N. and Zawadsky J. P. Optimization of extruded collagen fibers for ACL reconstruction. J. Biomed. Mater. Res., 1993, v. 27, № 12, p. 1545–1552.
13. Hakimi O., Chaudhury S., Murphy R. and Carr A. Differential growth on sutures of tendon cells derived from torn human rotator cuff. J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater., 2012, v. 100, № 3, p. 685–692.
14. Mirković S. and Mirković T. D. Influence of different types of surgical suture materials on mechanical damage of oral mucosa. Med. Pregl., 2011, v. 64, № 3–4, p. 157–160.
15. Murat Samli M., Demirbas M., Guler C. and Aktepe F. Testicular tissue histology in rabbit testes after transparenchymal suturing with six different types of suture material. Int. Urol. Nephrol., 2010, v. 42, № 4, p. 991–997.
16. Postlethwaite A. E. and Kang A. H. Fibroblast. In Inflammation basic principle and clinical correlation. N. Y., Raven Press, 1988, p. 577–597.

Поступила в редакцию 26.04.2013
Получена после доработки 04.06.2013

PECULIARITIES OF TISSUE REACTIONS DURING RESORPTION OF BIODEGRADABLE SUTURE MATERIALS

I. V. Kuznetsova, I. V. Maiborodin, A. I. Shevela, M. I. Barannik, A. A. Manayev, A. I. Brombin and V. I. Maiborodina

The reaction of the surrounding tissues to the implantation of biodegradable suture materials (plain catgut threads, DemeTECH polyglactin 910, Surgilactin — polyglactin 910) into the subcutaneous adipose tissue of rats, was studied using light microscopy 1, 2, 6 and 12 months after grafting. It was shown that the tissue reactions to implantation of different biodegradable suture materials followed the general pattern characteristic of wound healing and foreign body reaction. By the first month of observation, in all the animal groups, the stage of traumatic perifocal inflammation was replaced by a proliferative phase with the new growth of the blood vessels and connective tissue. In all the animal groups, there was a trend to reduction of productive inflammation activity from the 1st month till the 12th month. By the 12th month the total degeneration of the material with full recovery of structure of surrounding tissues (restitution) was recorded only after the implantation of polyglactin 910 (DemeTECH).

Key words: *productive inflammation, biodegradable suture material, degradation, implantation*

The Center of New Medical Technologies, Institute of Chemical Biology and Fundamental Medicine, RAS Siberian Branch, Novosibirsk

© И. В. Гайворонский, М. П. Кириллова, 2013
УДК 611.714.6.019

И. В. Гайворонский и М. П. Кириллова

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА МОРФОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ВХОДА В ГЛАЗНИЦУ У МУЖЧИН И ЖЕНЩИН

Кафедра нормальной анатомии (зав. — проф. И. В. Гайворонский), Военно-медицинская академия им. С. М. Кирова, Санкт-Петербург

С целью разработки комплексной морфометрической оценки входа в глазницу (ВВГ) и сравнительного анализа его параметров у мужчин и женщин проведено исследование черепов 100 взрослых людей обоего пола. Применены краниоскопические и краниометрические методы, а также цифровая фотограмметрия. Получены данные о размерах ВВГ и его пространственной организации. Показано, что абсолютные значения размеров больше в мужской выборке, при этом пропорции у мужчин и женщин схожи. Доказано наличие половых различий ВВГ, в частности, показателя открытости глазниц. У мужчин отмечены большие значения наклона ВВГ, у женщин — открытости глазниц. На основании проведенного исследования, выделены формы ВВГ и межглазничного пространства, определены категории значений углов пространственной организации.

Ключевые слова: *глазница, вход в глазницу, лицевой череп, краниология, межглазничное пространство*

В большинстве краниологических программ изучения лицевого черепа и, в частности, глазницы традиционно используются три параметра глазни-

цы: ширина глазницы (Март. 51), высота глазницы (Март. 52) и их процентное отношение — орбитный указатель (Март. 52:51) [1–3, 5–9, 11–13].

Сведения об авторах:

Гайворонский Иван Васильевич (e-mail: gjv_anatom@yandex.ru), *Кириллова Мария Петровна* (e-mail: manatomy@yandex.ru), кафедра нормальной анатомии, Военно-медицинская академия им. С. М. Кирова, 194044, Санкт-Петербург, ул. Академика Лебедева, 6