

ОБЛАСТНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
ЦЕНТР ОРГАНИЗАЦИИ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОЙ МЕДИЦИНСКОЙ
ПОМОЩИ
«ЧЕЛЯБИНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ИНСТИТУТ ЛАЗЕРНОЙ
ХИРУРГИИ»

На правах рукописи

КУРАКИНА
Ирина Сергеевна

Экспериментальное обоснование протезирования
брюшной стенки с применением композиционного
имплантата и высокоинтенсивного лазерного излучения

14.01.17 – хирургия

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научные руководители:
доктор медицинских наук
Пряхин А.Н.
доктор медицинских наук
профессор Гиниатуллин Р.У.

Челябинск - 2011

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	4
ВВЕДЕНИЕ.....	5
Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	11
1.1. Материалы, используемые для герниопластик.....	11
1.2. Способы расположения эндопротезов при герниопластике..	24
1.3. Методы диссекции тканей и остановки кровотечения, используемые в герниологии.....	28
Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	38
2.1. Характеристика групп животных.....	38
2.2. Выбор приборов и оптимальных режимов воздействия на ткани передней брюшной стенки.....	40
2.3. Методики экспериментальных операций.....	43
2.4. Морфологические методы исследования.....	46
2.5. Методы статистической обработки результатов.....	48
Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ОПЕРАЦИЙ.....	50
3.1. Особенности техники операций.....	50
3.2. Особенности послеоперационного периода.....	53
Глава 4. ОСОБЕННОСТИ ТКАНЕВЫХ РЕАКЦИЙ В ПЕРЕДНЕЙ БРЮШНОЙ СТЕНКИ НА ИМПЛАНТАЦИЮ СИНТЕТИЧЕСКИХ ПРОТЕЗОВ.....	61
4.1. Морфологические изменения в тканях на 1-е сутки после имплантации эндопротезов.....	61
4.2. Морфологические изменения в тканях на 7-е сутки после имплантации эндопротезов.....	66
4.3. Морфологические изменения в тканях на 14-е сутки после имплантации эндопротезов.....	75

4.4. Морфологические изменения в тканях на 30-е сутки после имплантации эндопротезов.....	84
4.5. Морфологические изменения в тканях на 90-е сутки после имплантации эндопротезов.....	94
4.6. Степень редукции эндопротезов в тканях передней брюшной стенки.....	104
4.7. Результаты системы балльных оценок.....	107
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	108
ВЫВОДЫ.....	117
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	118
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	119
ПРИЛОЖЕНИЕ.....	150

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ВИЛИ	высокоинтенсивное лазерное излучение
ВЧЭ	высокочастотная электроэнергия
ДИ	доверительный интервал
ГАГ	гликозаминогликаны
ИТ	инородное тело
ТМО	твердая мозговая оболочка
УЗС	ультразвуковой скальпель
PTFE	политетрафлюорэтилен

ВВЕДЕНИЕ

АКТУАЛЬНОСТЬ ПРОБЛЕМЫ

Наружные грыжи живота являются одной из самых распространенных хирургических патологий, встречаясь у 3–7% населения [1, 142, 222, 227]. В настоящее время, по меньшей мере, 10% лапаротомий сопровождается образованием грыжи, а после ургентных операций 18–58%. Каждый год в мире выполняется более двадцати миллионов различных герниопластик [89, 105, 122, 138, 152].

В литературе описаны более 200 способов коррекции грыж и их модификаций, большинство из которых основаны на применении собственных тканей [1, 245, 253]. Важнейшим недостатком аутопластических операций является неизбежное натяжение тканей, которое приводит к развитию атрофических изменений последних. Следствием этого является высокая частота рецидивов, достигающая 10%, а при сложных видах грыж – 35% и более [46, 100, 209, 274].

Внедрение в клиническую практику атензионных способов герниопластики с применением современных синтетических материалов привело к уменьшению количества рецидивов до 0,2–4% [64, 129, 167, 182, 183, 251, 262, 290]. Однако при их использовании в 10-50 % случаев наблюдаются серьезные осложнения – нагноения послеоперационных ран, инфильтраты, серомы, келоидные трансформации послеоперационных рубцов. У большинства больных они обусловлены реакцией организма на материал эндопротезов [3, 7, 65, 153, 164, 207, 218, 224, 270]. В связи с этим, изучение ответных реакций передней брюшной стенки на имплантацию различных материалов сегодня весьма актуально в герниологии.

Значительное влияние на отдаленные результаты ненатяжных герниопластик оказывает выбор способа имплантации эндопротезов – на апоневроз или под

апоневроз [41, 121, 111, 127, 266]. Принято считать, что методики имплантации протезов под апоневроз технически наиболее сложны, и по этому, недоступны широкому кругу хирургов. По мнению ряда авторов, подапоневротический способ герниопластики наиболее надежен и сопровождается наименьшим количеством раневых осложнений, так как синтетический материал плотно прижимается к брюшной стенке за счет внутрибрюшного давления и не контактирует с подкожно-жировой клетчаткой [32, 60, 78, 138, 104, 105, 229].

Не менее важным условием для приживления имплантата и профилактики местных осложнений является максимально бережная препаровка тканей и адекватный гемостаз. Механическое резание не обеспечивает необходимого гемостаза. В связи с этим большинство хирургов используют для остановки кровотечения высокочастотную электроэнергию. Однако, электрохирургическое воздействие на ткани приводит к возникновению обширной зоны коагуляционного некроза и вызывает выраженные воспалительные изменения в точке приложения, увеличивая тем самым сроки регенерации ран [18, 74, 110, 158, 177, 178, 194, 217]. Альтернативой электрохирургии является применение ультразвуковой диссекции и высокоинтенсивного лазерного излучения. Надежный гемостатический эффект, минимальное повреждение окружающих тканей, отсутствие токов, текущих через тело пациента – вот главные преимущества данных методик [6, 29, 55, 62, 63, 123, 155, 190, 191, 267]. Тем не менее, остаются не достаточно изученными морфофункциональные изменения тканей брюшной стенки, после применения различных методов диссекции тканей в присутствии синтетических эндопротезов.

Отсутствие комплексного подхода к выбору синтетического материала, оптимального места его имплантации и способа диссекции тканей в ходе протезирующих герниопластик, обуславливает высокую актуальность данной проблемы и требует дополнительного исследования.

Цель исследования

Улучшение результатов герниопластики путем применения высокоинтенсивного лазерного излучения для диссекции тканей и композиционного сетчатого имплантата.

Задачи исследования

1. Разработать на животных экспериментальную модель герниопластики вентральных грыж с применением высокоинтенсивного лазерного излучения и имплантацией синтетических эндопротезов под апоневроз.
2. Выявить особенности течения интра - и послеоперационного периодов у животных, морфологические изменения тканей брюшной стенки после их лазерной, электрохирургической и ультразвуковой диссекции в присутствии синтетических эндопротезов.
3. Провести сравнительный анализ послеоперационных осложнений, морфологических изменений тканей передней брюшной стенки в зависимости от вида имплантируемого материала (полипропилен, полиэстер, политетрафлюорэтилен, композиционные эндопротезы).
4. На полученных в ходе эксперимента данных предложить оптимальную комбинацию из способа диссекции тканей, синтетического материала и места его имплантации при протезировании передней брюшной стенки.

ПОЛОЖЕНИЯ, ВЫНОСИМЫЕ НА ЗАЩИТУ:

1. Наиболее оптимальным способом диссекции тканей при протезировании брюшной стенки является высокоинтенсивное лазерное излучение, которое способствует снижению количества послеоперационных осложнений в сравнении с высокочастотной электроэнергией и ультразвуковым скальпелем. Репаративные процессы характеризуются наиболее короткой и слабовыраженной экссудативной фазой, более ранним образованием

полноценной грануляционной ткани и формированием нежного соединительно-тканного рубца в зоне имплантации.

2. Наиболее сбалансированным по свойствам имплантатом для протезирования передней брюшной стенки является монофиламентный композиционный (полипропилен 50% и монокрил 50%) протез, по сравнению с наиболее часто применяемыми полипропиленовыми, полиэстеровыми, политетрафлюороэтиленовыми эндопротезами.
3. Оптимальным сочетанием при протезировании передней брюшной стенки является применение высокоинтенсивного лазерного излучения для диссекции тканей, использование композиционного эндопротеза (полипропилен 50% и монокрил 50%) при подапоневротическом расположении, позволяющее избежать послеоперационных осложнений.

НАУЧНАЯ НОВИЗНА

Впервые разработан и применен в ходе экспериментального исследования способ моделирования протезирующей герниопластики срединных вентральных грыж (патент № 2362214), позволяющий имплантировать синтетические эндопротезы в переднюю брюшную стенку животным малого размера в положение под апоневроз.

Впервые на полученном экспериментальном материале достоверно доказано, что оптимальной комбинацией для протезирования передней брюшной стенки является применение высокоинтенсивного лазерного излучения для диссекции тканей, использование композиционного (полипропилен 50% и монокрил 50%) эндопротеза с подапоневротическим расположением имплантата.

ПРАКТИЧЕСКАЯ ЗНАЧИМОСТЬ И ВНЕДРЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

Применение разработанного экспериментального способа моделирования протезирующей герниопластики срединных вентральных грыж позволяет изучать на крысах морфофункциональные изменения тканей передней брюшной стенки после имплантации синтетических эндопротезов под апоневроз.

Результаты работы расширяют представления о морфологических изменениях в тканях брюшной стенки после воздействия высокоинтенсивным лазерным излучением, высокочастотной электроэнергией и ультразвуковым скальпелем и имплантации синтетических эндопротезов.

В ходе исследования определена оптимальная комбинация для протезирования передней брюшной стенки. Полученные экспериментальные данные имеют существенное значение для экспериментальной биологии, практической медицины и служат основанием для разработки новых и совершенствования существующих методик коррекции грыж живота. На основе результатов исследования разработан новый способ лапароскопической герниопластики пупочных грыж и грыж белой линии живота с применением высокоинтенсивного лазерного излучения.

Результаты работы применяются в научно-исследовательской работе ОГУЗ ЦОСМП «Челябинский государственный институт лазерной хирургии» для разработки новых методик герниопластик грыж живота на экспериментальных животных.

Результаты исследования используются в учебном процессе на кафедре хирургии и эндоскопии с курсами пластической хирургии, нейрохирургии и оториноларингологии ГОУ ДПО «Уральская государственная медицинская академия дополнительного образования Росздрава» и в дальнейшем могут быть рекомендованы к применению в клинических условиях.

АПРОБАЦИЯ РАБОТЫ

Основные положения по теме диссертации доложены и обсуждены на: Научно-практической конференции “Новые технологии в здравоохранении” (Челябинск, 2007); Научно-практической конференции с международным участием “Лазерная медицина XXI века” (Москва, 2009); 2-й Международной конференции “Современное состояние и перспективы герниологии” (Казань, 2009); заседании хирургического общества г. Челябинска в 2010 г.

ПУБЛИКАЦИИ

По теме диссертации опубликовано 7 научных работ, издано 1 учебное пособие для врачей, получен 1 патент на изобретение.

СТРУКТУРА И ОБЪЕМ ДИССЕРТАЦИИ

Диссертационная работа включает в себя введение, четыре главы, заключение, выводы, практические рекомендации, библиографический список из 300 источников (180 отечественных, 120 иностранных), приложение. Работа содержит 15 таблиц, 41 рисунок. Диссертация оформлена в программе Microsoft Word 2002, отпечатана на 163 страницах машинописного текста.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Материалы, используемые для герниопластик

В зависимости от применяемых материалов протезирующие пластики грыж живота объединяют в три группы:

1. аутопластические;
2. аллопластические – пластика с помощью дополнительных биологических или синтетических материалов:
 - гомопластика;
 - гетеропластика;
 - эксплантация;
3. комбинированные (использование аутоканей и биоматериалов) [60, 109, 166, 168] .

Аутологичная пластика

Использование аутофасций. Впервые широкую фасцию бедра для закрытия больших грыжевых ворот применил в 1907 году В.А. Боголюбов. Выкроенный на бедре лоскут из широкой фасции бедра вместе с мышцей, напрягающей фасцию, проводили под кожей и подшивали к краям дефекта. В дальнейшем стали использовать свободный фасциальный лоскут [109, 112, 151]. В случаях, прослеженных на отдаленных сроках, было установлено значительное количество рецидивов, вызванных вторичным истончением и растяжением пересаженной фасции. Из отрицательных сторон этого метода следует иметь ввиду, что взятие имплантатов из широкой фасции бедра всегда утяжеляет операцию и в дальнейшем может привести к образованию мышечных грыж. Кроме того, при больших грыжах и диастазах прямых мышц

и связанных с ними обширных расслаблений и отвисаний брюшной стенки по техническим возможностям не всегда может быть получен необходимый лоскут широкой фасции бедра [60, 166, 252].

Использование аутокожи. Для аутодермопластики используется деэпителизированный кожный лоскут. Соединительнотканное перерождение кожного лоскута с сохранением и переориентацией по сухожильному типу фибриллярных структур стало главным аргументом сторонников аутодермальной пластики в пользу ее широкого применения [23, 96, 190]. Пик ее популярности приходится на 60-80-е года XX века. Основоположниками использования кожного лоскута являются Б.А. Барков, А.И. Кот, В.Н. Янов, Т.П. Макаренко и соавт., В.И. Малярчук и соавт., В.И. Железный, С.П. Шиловцев, Renn и др. [109, 151].

Аутодермальные трансплантаты обладают целым рядом положительных качеств, которые выгодно отличают их от других пластических материалов: достаточная прочность во всех направлениях, обладание большой силой натяжения, устойчивость к давлению, малая опасность инфекционных осложнений в ране, отсутствие риска отторжения трансплантата, способность не разволокняться при тракциях [12,23]. Авторы, применявшие аутодермопластику, получали хорошие результаты при лечении грыж, отличающиеся минимальным количеством рецидивов [12, 96]. Морфологические исследования показали, что погруженный под апоневроз (способ Шиловцева) или под брюшину (способ Мачабели) рубцово-кожный лоскут полностью приживается и надежно укрепляет брюшную стенку в области грыжевого дефекта [60, 151, 180].

Вместе с положительными отзывами об аутодермопластике существует немало сообщений и о послеоперационных осложнениях. Так, по данным О.С. Кочнева и соавт., аутодермопластике часто сопутствуют нагноение подкожно-жировой клетчатки, образование гранулем и эпителиальных кист,

лигатурных свищей и длительная лимфорея. Пересадка кожного лоскута иногда сопровождается его некрозом с последующим нагноением [81, 108, 132, 279].

Сложная техника подготовки кожных лоскутов отнимает много времени. Не всегда при повторных операциях можно выкроить достаточный по размеру лоскут кожи в области грыжевого мешка, что влечет за собой необходимость забора лоскута с бедра, увеличивая операционную травму [96, 151].

Основной причиной неудач аутопластики являются дегенеративные процессы, происходящие в используемых для закрытия грыжевых дефектов тканях, что приводит к их замещению соединительной (рубцовой) тканью, обладающей меньшей механической прочностью. Натяжение тканей при грыжесечении усиливает нарушение микроциркуляции в тканях, нарушает их трофику, что усугубляет дистрофические процессы [80, 81, 131, 279].

Аллогенная пластика

Гомопластика. При этом виде пластики применяются консервированные ткани человека. Наиболее перспективным аллогенным пластическим материалом является твердая мозговая оболочка (ТМО) [145, 151, 152, 171].

Распространению и применению ТМО целым рядом хирургов, особенно на Украине, сыграли работы К.Д. Тоскина и В.В. Жебровского. Важнейшим свойством является ее очень низкая иммунобиологическая активность. В клинической практике было замечено свойство ТМО противостоять инфекции, даже в очаге гнойного воспаления она способна длительное время не подвергаться протеолизу, не пропитывается гноем, не расплавляется [145, 151]. Ее отличает высокая прочность, эластичность, при соприкосновении с органами брюшной полости она не вызывает грубых спаечных процессов, т.к. не обладает адгезивными свойствами [171].

Трансплантат длительное время (от 2 до 6 месяцев) сохраняет соединительнотканную основу и лишь потом, постепенно дегенерируя, рассасывается, фрагментируется, параллельно замещаясь активно регенерирующими тканями реципиента. Таким образом, ТМО всегда

выполняет роль биологического протеза. Истинного приживления пластической ткани не происходит. Конечным результатом преобразований трансплантатов ТМО является возникновение на их месте полноценных тканей [72, 88].

Основным недостатком данной методики является сложность заготовки и хранения имплантатов [151, 152].

Ксеногенная пластика (гетеропластика). При этом виде пластики для закрытия больших дефектов передней брюшной стенки используется консервированная брюшина и фасции животных. Сдерживает их применение возможность тяжелых осложнений, связанных с белковой несовместимостью. В силу этого ксеногенная пластика брюшной стенки не получила широкого практического распространения [151, 293].

Многочисленные экспериментальные исследования свидетельствуют о том, что любой биологический трансплантат в процессе имплантации претерпевает выраженные воспалительно-деструктивные изменения, степень которых, варьируя от умеренной дистрофии до некроза, находится в прямой зависимости от природы самого пластического материала, его антигенности и способа обработки [49]. Наиболее адекватными для замещения дефекта брюшной стенки, несомненно, являются аутологичные ткани (аутофасция, аутокожа, аутоапоневроз). Биологическое родство при этом виде трансплантации позволяет добиться наиболее надежного приживления пластической ткани [39, 61, 173]. Однако и в этом случае отмечаются структурные изменения в трансплантате, которые обусловлены денервацией и нарушением кровообращения: в ранние сроки после пересадки наблюдаются выраженные воспалительные изменения, а в отдаленные – явления частичной атрофии и фиброза. Пересадка аллогенных и тем более ксеногенных тканей действительно всегда сопровождается реакцией трансплантационного иммунитета, которая приводит к гибели чужеродной ткани. Однако в тех случаях, когда пластическая ткань не обладает высокой антигенной

напряженностью, разрушения трансплантата происходит очень медленно и незаметно, причем одновременно с разрушением развиваются регенеративные процессы, замещающие погибшие участки трансплантата. В конечном итоге трансплантат полностью замещается тканями реципиента [39, 151, 152].

В тех же случаях, когда пластическая ткань обладает высокой антигенной активностью, разрушение трансплантата происходит гораздо быстрее, чем он замещается тканями реципиента. Как правило, пересадка заканчивается расхождением послеоперационной раны и отторжением некротизированных остатков пластической ткани. Все современные способы консервации в большей или меньшей степени изменяют структуру трансплантата, а, следовательно, и его биологический потенциал. Таким образом, попытка получить идеальный биологический трансплантат, который бы при замещении дефектов передней брюшной стенки выполнял роль функционирующей ткани, не увенчалась успехом [53, 60, 166].

При использовании биоматериалов нельзя сбрасывать со счетов опасность переноса возбудителей инфекционных заболеваний [109, 112, 136].

Эксплантатная аллопластика

Синтетические материалы для восстановления брюшных дефектов используются в хирургической практике почти столетие, но до сих пор не найден идеальный, отвечающий полностью всем требованиям современной герниологии. Ещё в 1950 году Кумберлад и Скалес сформулировали следующие критерии идеального материала [40, 60, 109, 157, 166, 206]:

- по физическим свойствам должен быть адаптирован к тканевым жидкостям, стойким в биологических средах;
- быть химически инертным;
- не вызывать реакции воспаления или отторжения;
- не должен вызывать аллергию и сенсibilизацию;
- обладать достаточной прочностью, способностью противостоять механическому воздействию;

- не обладать канцерогенными свойствами;
- быть эластичным, обеспечивая возможность принимать необходимую форму;
- должен быть пригоден для фабричного изготовления;
- быть удобным для стерилизации.

Способность имплантата активно функционировать в течение всего периода его использования во многих отношениях определяется химическими свойствами материала, из которого он сделан, проявляющимися при взаимодействии с окружающими тканями. Синтетическая ткань, введенная в организм, остается для него инородным телом на длительное время [186, 187, 246].

Применение **металлопластики** началось уже в конце 19 века.

Серебро стало первым сетчатым материалом, используемым в герниологии. Впервые Глюк (1888) предложил применять серебряную сетку для закрытия грыжевых ворот, позднее эта концепция была развита немецкими хирургами Витцелем и Гоупелом. Грубое, по сегодняшним параметрам, серебро, тем не менее, очень прочное и хорошо очищенное вещество, даже в сравнении с современными материалами [128, 158, 166, 258].

Однако, несмотря на хорошие результаты операций, использование серебра постепенно стало ограничиваться из-за чувства дискомфорта, возникающего у пациентов, недостаточной гибкости сетки и тенденции к отвердеванию. Наблюдалась недостаточная инертность серебряной проволоки по отношению к тканям человека, что приводило к развитию сером, требующих дренирования с последующим возможным инфицированием [128, 157, 258].

В последующем из металлических эксплантатов использовались танталовые сетки и экраны из нержавеющей стали [244].

Тантал совершенно резистентен к кислотам и щелочам, поэтому не вызывает никакой тканевой реакции. Он обладает высокой прочностью, эластичностью, податливостью, позволяющей вытягивать его в тонкую нить и

плести сеть. В 1951 году Кунц сообщил о 77 пациентах с большими прямыми паховыми грыжами, оперированными с использованием этой сетки и одним рецидивом через 25 месяцев. Недостатки выявились позднее и состояли в ломкости протеза из-за усталости металла. Больные на поздних сроках жаловались на дискомфорт в области герниопластики, неровность контуров брюшной стенки и даже возникновение рецидивов в области разрушенной сетки. Образование сером также не было редкостью, а удаление сетки при необходимости было большой сложностью из-за прорастания её окружающими тканями [157, 166, 244].

Протезы из нержавеющей стали начали использовать в 1920-х годах. В 1952 году Беккокк внедрил протезы из стали в герниологию, продемонстрировав их прочность, резистентность, толерантность к инфекции и хорошую переносимость пациентами [109, 128, 148, 157].

В 1980 году в России был разработан новый материал для имплантации – сплав с памятью формы из **титана и никеля**, который принципиально отличался от упомянутых выше металлических протезов [47, 48]. Никелид-титановый сплав обладает высокой прочностью и пластичностью, упругостью и жесткостью, гибкостью и эластичностью, износостойкостью и вязкостью [11, 47]. Основным достоинством никелид титановых имплантатов является пластичность и способность восстановления первоначальной формы при смене температурного режима. На поверхности сплава образуется защитная оксидная пленка, значительно повышающая степень его биологической инертности и коррозионной стойкости [47,48, 69].

В опытах на животных доказано, что между контактирующей тканью и никелид титановым имплантатом имеется связь: соединительная ткань прорастает между порами металлоконструкции, постепенно заполняя их и повторяя рельеф, обеспечивая механическую фиксацию [7, 27, 69, 70, 134, 137, 139]. При увеличении времени пребывания никелид титана в организме наблюдается уплотнение тканевых структур в порах и вокруг имплантатов,

наблюдается действительное прорастание имплантата соединительной тканью, а не образование соединительно-тканной муфты [27, 70, 71, 134, 172, 287].

В.А. Зотов (2000), используя эти свойства пористых материалов из никелид титана, добился хороших результатов в лечении послеоперационных вентральных грыж. Образование сером, инфильтратов, нагноений ран, рецидивов грыж данным автором не отмечено.

Экспериментальные исследования показали, возможность использования сетчатых имплантатов из никелид титана в условиях местного бактериального обсеменения. Это позволило применять их для пластики брюшной стенки при параколомических грыжах, грыжах с лигатурными свищами, кишечными свищами [27, 69, 71, 134, 139].

Однако металлические имплантаты рано или поздно ломаются. Фрагментация их создает угрозу ранения кольцами проволоки внутренних органов и крупных сосудов, нагноения раны, способствует изъязвлению тканей и возникновению рецидивов. Кроме того, больные ощущают наличие инородного тела в зоне имплантации, так как металлические сетки не эластичны и вокруг эндопротеза, как правило, образуется гиперпластический рубец [2, 16, 57].

Недостаток металлов состоит также в том, что они, действуя наподобие антенн, собирают различные микрочастицы, быстро согреваясь под их действием, и тем самым могут причинять больным интенсивную боль [16, 109, 157].

Важнейший этап развития пластической хирургии грыж живота связан с синтезом **высокомолекулярных полимеров**.

Современные полимеры обладают оптимальными свойствами: биологической и химической инертностью, механической прочностью, эластичностью, резистентностью к инфекции, биосовместимостью, нетоксичны, легко стерилизуются [40, 57, 60, 89, 105, 166, 206, 249].

Нейлон хорошо известен хирургам, как прочный шовный материал, который вызывает минимальную реакцию и широко используется в различных

областях хирургии. Техника использования нейлона в виде сетки для ушивания без натяжения задней стенки пахового канала была описана впервые Малони в 1948 году. Однако, в тканях нейлон разрушается и теряет свою прочность на 80%, подвергаясь гидролизу и денатурации *in vivo* [49, 181, 199].

Капроновую сетку стали применять в США и странах Западной Европы в конце 40-х годов XX века. Капрон обладает высокой прочностью, эластичностью, вызывает умеренную тканевую реакцию, в организме постепенно деградируется, в течение нескольких лет теряет прочность и рассасывается. К сожалению, капрон не обладает полной биологической инертностью, в связи, с чем имплантация большого количества инородного материала нередко приводит к реакции отторжения. Вместе с тем, было установлено, что тонкие капроновые нити в организме подвергаются медленному рассасыванию (1-3 года), а по ходу резорбирующей нити прорастают сосуды. Таким образом, имплантация капроновой сетки вызывает рост новых сосудов в области герниопластики, то есть стимулирует регенерацию [86]. Из-за частых нагноений с отторжением эксплантата применение капроновых сеток сейчас почти полностью остановлено [3, 157].

Полиэстер - полимер из этиленгликоля и терефталевой кислоты был синтезирован в 1939 году и внедрен в производство США в 1946 году. В конце 1950-х годов этот материал, известный как «Дакрон», был фабричным способом превращен в сети и выпущен фирмой «Этикон» под названием «Мерсилен». Сетка из полиэстера («Дакрон», «Мерсилен») использовалась в США и в Европе, особенно во Франции и Италии [105, 112, 157, 166, 260]. Она достаточно тонка и эластична, с широкими промежутками между волокнами, отличается высокой биологической инертностью, прочностью, не теряет свои физические характеристики в тканях организма, не осыпается при выкраивании, формоустойчива, вызывает минимальную тканевую реакцию, однако обладает высокой капиллярностью и фитильным эффектом [57, 186, 203, 221, 242, 260, 285].

Полиэстеровые эндопротезы достаточно быстро инфильтрируются фибробластами и прорастают коллагеновыми и эластическими волокнами, однако вызывают довольно выраженный спаечный процесс, а также кишечные свищи. В последующем от интраперитонеального применения полиэстеровых сеток отказались [40, 186, 200, 206, 259].

Политетрафлюорэтилен (PTFE, тефлон) – фторированный полимер, был синтезирован в 1938 году. Начальный клинический опыт с использованием тефлона оказался неудачным в связи с частым развитием сером и гнойных осложнений [157]. В 1963 году Шинсабуро Ошиге обнаружил способность политетрафлюорэтилена к растягиванию, чему способствовала пористость микроструктуры, которая в совокупности с качеством волокон увеличивала прочность материала. В 1976 г. появление новых технологий позволило создать дополнительную микропористую форму тефлона (e-PTFE, “Gore-tex”) с размерами пор не менее 10 мкм, что обеспечивало гибкость, нежность, неразволокнуемость материала, хорошую инфильтрированность клетками в тканях [19, 211]. Он оказался прочнее, чем «Марлекс», «Пролен», «Марсилен» как в виде сетки, так и при испытании отдельных швов. С 1970-х годов материал стали применять в герниологии. Политетрафлюорэтилен считается одним из наиболее инертных и совместимых с тканями биомедицинским полимером. В обычных условиях не претерпевает никаких химических превращений, не гидрофилен и не обнаруживает признаков сродства с окружающими тканями. Когда PTFE имплантируют в брюшную полость, не укрывая брюшиной, на её поверхности быстро образуется тонкий мезотелиально-клеточный слой, который обеспечивает “перитонизацию” висцеральной поверхности протеза. Это уменьшает вероятность образования спаек и возможных осложнений со стороны кишечника, что позволяет размещать эндопротез интраперитонеально [159, 211, 240, 231, 296]. PTFE не вызывает выраженных реакций отторжения, но его порозность крайне низка, что сильно замедляет врастание тканей, способствует смещению эндопротеза.

В ряде исследований формирование сером при имплантации тefлонового протеза отмечалось с частотой до 42% [136, 148, 157, 231].

Впервые о **полипропилене** было сообщено в 1958 году в США, когда F.C. Usher сообщил о хороших результатах репарации при использовании тканной сетки из полипропилена. В 1962 году была разработана технология вязаной полипропиленовой сетки, которая могла растягиваться по обеим осям, адекватно закрывая дефекты брюшной стенки, повторяя рельеф поверхности в зоне имплантации. В настоящее время сетки из полипропилена («Марлекс» «Пролен») наиболее часто применяются в качестве имплантата при герниопластике как за рубежом, так и в России, их широко использовали такие выдающиеся хирурги, как I.L. Lichtenstein (1989, 1992), A. Gilbert (1995), I. Rutkov (1994,1999), L.M. Nyhus (1994) [10, 105, 157, 227, 256, 271, 284]. Полипропиленовые мононити отличаются высокой биологической инертностью, не резорбируются и не теряют эластичности под действием тканевых жидкостей. Предельно малая поверхность, монолитность и гидрофобность мононитей обуславливают минимальную тканевую реакцию на эндопротез и устойчивость к инфицированию. Сетка состоит из моноволокон, образующих сеть с большими квадратными порами. Это способствует свободному проникновению фибробластов, ускорению репаративных процессов и образованию плотных коллагеновых волокон, формируя тем самым надежный каркас [21, 54, 113, 114, 201, 265, 295]. В отдаленные сроки прочностные свойства полипропиленовых эндопротезов несколько снижаются, однако за этот период формируется прочная, хорошо васкуляризованная соединительнотканная структура [9, 26, 28, 114, 278, 289] .

Несмотря на широкое признание многими хирургами полипропилена как надежного пластического материала, другими авторами отмечается несовершенство материала и развитие следующих осложнений при его имплантации: выраженная воспалительная реакция с формированием плотных рубцовых тканей, искажающая саму сетку, гнойные осложнения раны,

массивный спаечный процесс в брюшной полости с риском эрозии стенок полых органов (при интраперитонеальном расположении имплантата), образование сером и фистул [31, 107, 188, 205, 219, 238, 264, 286, 294].

Накопленный опыт широкого клинического использования синтетических материалов из полипропилена, так называемых «жестких» сеток, показывает, что в послеоперационном периоде у пациентов могут возникать: чувство давления и дискомфорта в зоне операции, снижение подвижности передней брюшной стенки, а также образование сером, сморщивание сетчатых эндопротезов и возникновение рецидива грыжи [14, 105, 136, 196, 243, 257]. Основными причинами развития послеоперационных осложнений одни авторы считают наличие выраженных атрофических изменений в тканях передней брюшной стенки и снижение их регенераторного потенциала, другие – наличие избыточного синтетического материала в составе сетчатых эндопротезов [7, 17, 51, 95, 105, 185, 282, 299].

В ряде исследований установлено, что выраженность воспалительной реакции и активность фиброза в зоне имплантации напрямую зависит от количества полипропилена. Настораживают такие процессы в зоне пластики, как сокращение и сморщивания эндопротеза (от 30 до 50% первоначальной площади), «сигарообразная деформация», миграция имплантата, морфологические трансформации в окружающих протез тканях характеризуются образованием грубых рубцов, что обусловлено неадекватным врастанием ткани в сетку [50, 75, 105, 184, 205, 207].

В связи с этим в последнее время значительное внимание уделяется разработке модифицированных сетчатых эндопротезов со сниженным количеством полипропилена. В настоящее время существуют **композиционные сетки**, состоящие из нескольких материалов, как правило, полипропилена и какого-либо гидролизующегося в тканях материала. Композиционная сетка состоит из двух типов волокон, будучи внедренной, в ткани, она обладает достаточно плотной структурой, обеспечивающей

механическую прочность и устойчивость к деформации в первые сутки после операции [43, 141, 204, 225, 298]. В дальнейшем часть волокон подвергается гидролизу, освобождая место для растающей соединительной ткани, причем механическая прочность сетки на этом этапе в большой степени достигается уже за счет собственной рубцовой ткани. Таким образом, удельный вес остающегося в организме инородного тела сведен к минимуму [56, 95, 174, 224, 232, 234, 261].

Осложнениями аллопластики могут быть скопления лимфатической жидкости над имплантатами, нагноение операционных ран, образования длительных свищей и остаточных гнойных полостей [17, 94, 111, 156, 197, 214, 297].

Находясь в тканях, сетка вызывает местную тканевую реакцию воспаления в ответ на внедрение инородного тела. Умеренная физиологическая экссудация и лейкоцитарная инфильтрация в зоне операционной травмы с последующим замещением воспалительного инфильтрата молодой соединительной тканью физиологичны и необходимы для формирования нового полноценного соединительнотканного каркаса передней брюшной стенки. Абсолютно инертные материалы будут выполнять свою удерживающую механическую функцию лишь до тех пор, пока они не потеряют механическую прочность и будут надежно закреплены; они не прорастут соединительной тканью, т.к. не будут вызывать физиологического воспаления [107, 156, 213, 233, 234]. Гиперэргические реакции, обусловленные индивидуальной непереносимостью материала, его грубой и травмирующей структурой, мультифиламентностью нитей, из которых сплетена сеть, влекут за собой повышенную экссудацию, образование длительно существующих сером с последующим возможным их нагноением. Данному виду осложнений способствует также фитильность некоторых используемых материалов [136, 184, 192, 218, 283, 300].

Таким образом, все пластические материалы, применяемые в реконструктивной хирургии передней брюшной стенки, обладают теми или иными достоинствами и недостатками. Изучение отдаленных результатов свидетельствует о том, что с помощью трансплантатов удастся снизить количество рецидивов, что имеет большое практическое значение.

1.2 Способы расположения эндопротезов при герниопластике

Существуют четыре способа расположения эндопротеза при пластике наружных грыж живота [60, 61, 105, 121, 128, 138, 266]:

1. надапоневротический;
2. подапоневротический:
 - предбрюшинный;
 - ретромускулярный;
3. интраперитонеальный;
4. в зоне грыжевого дефекта без ушивания его краев.

1. Надапоневротический способ или «on lay» – наиболее технически простой. В этом случае выполняется сшивание дефекта апоневроза край в край или в виде дубликатуры, а затем поверх шва укладывается эндопротез и подшивается к апоневрозу. При этом размеры протеза должны быть таковы, чтобы закрыть апоневроз на 4–6 см в каждую сторону от шва. Имплантат размещается между апоневрозом и подкожной жировой клетчаткой, что и определяет недостатки метода [61, 109, 130, 143, 144, 249, 251]. Расположение сетчатого протеза «on lay» вследствие широкой отслойки подкожно-жировой клетчатки с пересечением значительного количества лимфатических и кровеносных капилляров, большого соприкосновения подкожно-жировой

клетчатки с эксплантатом приводит к выделению серозной и лимфатической жидкости, что требует длительного активного дренирования раны. При правильном ведении раны лимфатическая жидкость редко инфицируется, тем не менее, больной остается в стационаре до прекращения ее выделения [32, 41, 78, 104, 111, 127, 229, 266].

Многие авторы категорично относят методику «on lay» к разряду патогенетически необоснованных и функционально нерациональных, с высоким риском развития «субпротезных рецидивных грыж», поскольку повышению внутрибрюшного давления вначале противостоят собственные ткани, а лишь затем эксплантат. Этот метод рекомендуют применять только при невозможности анатомической дифференцировки измененных тканей передней брюшной стенки [42, 115, 125, 149, 176].

2. Подапоневротический способ (предбрюшинный или ретромускулярный) или техника «sub lay» – является в настоящее время методом выбора [106, 138, 166, 266, 290, 291].

При **предбрюшинном** варианте передняя брюшная стенка ушивается послойно над протезом, расположенным между мышцами живота и брюшиной. На практике брюшину отслаивают от мышечно-апоневротического слоя на протяжении 6–8 см и ушивают, используя при этом ткани грыжевого мешка. Затем над брюшиной располагают эксплантат, один край которого фиксируют к мышечно-апоневротическому слою изнутри или к самой брюшине узловыми или непрерывными швами. Затем подшивают второй край с таким расчетом, чтобы после сведения краев грыжевого дефекта над эксплантатом пластическая ткань оставалась натянутой, не «парусила» [67, 89, 116, 138, 144, 166, 291].

При больших и гигантских послеоперационных вентральных грыжах с наличием широких ворот не всегда удается ушить передний листок апоневроза над эндопротезом. В этом случае может быть использована методика расположения имплантата между листками грыжевого мешка, которые

предотвращают соприкосновение сетки с органами брюшной полости и подкожной клетчаткой [45, 66, 77, 87, 94, 103, 115, 177].

Важным моментом подапоневротической пластики является отграничение имплантата от органов брюшной полости париетальной брюшиной или большим сальником. Вместе с тем, в отдельных публикациях имеются данные о развитии массивного спаечного процесса в брюшной полости, образование псевдокист брюшной полости, кишечных свищей в послеоперационном периоде – как результат хронического воспаления, индуцируемого сеткой [13, 112, 128, 136, 162, 195, 202, 280].

Методика подапоневротической фиксации протеза считается наиболее физиологичной и надежной, при этом уменьшает риск раневых осложнений. Эксплантат, расположенный таким образом и фиксированный по краям к здоровым тканям мышечно-апоневротического слоя, плотно прижимается к передней брюшной стенке внутрибрюшным давлением, предохраняя тем самым от расхождения и прорезывания сшитые над ним края грыжевого дефекта и препятствует возникновению рецидива грыжи [13, 39, 97, 117, 124, 149, 254, 288].

К недостаткам этого метода относят технически сложное, травматичное и иногда неосуществимое отделение париетальной брюшины от апоневроза на большом протяжении, которое значительно увеличивает продолжительность операции [33, 61, 94, 112, 128, 193, 262].

Вариантом подапоневротического способа размещения имплантата является **ретромускулярная пластика (по Rives)** со вскрытием обоих влагалищ прямых мышц живота, сшиванием их задних листков между собой, фиксацией протеза над ними и последующим сшиванием передних листков влагалищ, то есть межмышечная пластика. Кровоснабжение мышечной ткани значительно лучше, чем подкожно-жировой клетчатки, что приводит к более выраженной воспалительной реакции, позже сменяющейся прорастанием плотной соединительной ткани вокруг волокон имплантата [67, 98, 104, 149, 273].

Недостатком данной методики является неизбежная травма прямых мышц живота, риск повреждения а.а. epigastrica superior et inferior с развитием атрофии прямых мышц, риск развития грыжевых дефектов по спигелевой и дугласовой линиях, длительные болевые ощущения после операции и возможность ее применения лишь при узких грыжевых воротах [60, 105, 116, 164, 166, 168, 179, 273].

3. Интраперитонеальный способ («intraabdominal»), при котором сетчатый эндопротез располагается в брюшной полости. Для отграничения имплантата от петель кишечника используется большой сальник [121, 146, 195, 208]. При лапароскопической пластике широко применяют композитные протезы, которые можно имплантировать в брюшную полость без дополнительной перитонизации. Это достигается за счет того, что висцеральная поверхность эндопротеза представлена непористым, непроницаемым для тканей материалом, который не вызывает выраженной воспалительной реакции и не способствует образованию соединительной ткани, являясь, по сути, барьером между сеткой и висцеральной брюшиной [53, 202, 228, 263, 264].

Контакт полипропиленового имплантата с кишечником нежелателен, хотя возможен. В литературе имеется описание возникновение кишечных свищей через 14 лет после вмешательства и другие осложнения при хороших непосредственных результатах операции. Кроме того, в ближайшем послеоперационном периоде при дефектах фиксации протеза возможно ущемление петель кишечника между протезом и брюшной стенкой [89, 136, 147, 189, 229, 237, 264, 286].

4. Пластика без ушивания грыжевых ворот собственными тканями дефекта брюшной стенки эндопротезом. Имплантат размещают непосредственно в зоне дефекта с фиксацией его краев под или над апоневрозом.

Недостатки методики: прогрессирующее после операции нарушение функции мышц передней брюшной стенки, высокий процент раневых

осложнений, частота рецидивов не отличается от пластики местными тканями [61, 103, 143, 274].

Применяется этот способ герниопластики в тех случаях, когда свести швами края грыжевых ворот невозможно или опасно из-за риска развития сердечно-легочных осложнений, связанных с уменьшением объема брюшной полости, особенно у пациентов с сопутствующими сердечно-легочными заболеваниями. Данный вариант расположения эндопротеза не восстанавливает целостность мышечно-апоневротических слоев брюшной стенки, и поэтому получил название «паллиативной герниопластики» [89, 105, 112, 128, 148, 168, 229].

1.3. Методы диссекции тканей и остановки кровотечения, используемые в герниологии

С момента выделения хирургии в самостоятельную область не прекращается поиск «идеального скальпеля» - инструмента, позволяющего эффективно рассекать ткани с минимальными побочными эффектами. В настоящее время практическая медицина располагает множеством режущих инструментов, к традиционным и наиболее часто применяемым можно отнести стальной скальпель. Однако скальпельная рана не всегда ровная, кровоточит, требует дополнительного гемостаза. В гистологических препаратах скальпельной раны в первые десять суток определяется неровный по толщине слой некротически измененных тканей и массивных свертков резорбирующейся крови, покрывающий раневую поверхность. В более поздние сроки (12 сутки) по краю раны встречаются микроабсцессы, рана по-прежнему покрыта слоем некротических масс, интенсивно инфильтрированных лейкоцитами, что негативно влияет на скорость репаративных процессов [178].

При открытых хирургических вмешательствах наиболее часто прибегают к перевязке или прошиванию сосудов. Использование механических способов гемостаза сопряжено с оставлением в области операционного действия инородных тел (марли, шовного материала, клипс, скрепок), что негативно сказывается на репаративных процессах в ране, а травматизация тканей иглой и нитью может стать причиной образования лигатурных свищей и микроабсцессов [74, 178].

Одним из выдающихся достижений столетия стало использование в медицине высокочастотной электрохирургии. Электрохирургические генераторы работают на частотах 350–1500 кГц, в монополярном и биполярном режимах [158, 175].

Монополярная электрохирургия – наиболее распространенная, простая и удобная система подачи высокочастотного тока, как при «открытых», так и при лапароскопических вмешательствах, наиболее универсальна, ее используют как для резания, так и для коагуляции тканей [91, 177, 194].

Преимуществом биполярной коагуляции является отсутствие электрического потока в окружающих тканях, что исключает нежелательные электротермические эффекты вне зоны операции [158, 178]. Однако применение биполярной электрохирургии возможно лишь на отдельных этапах операции, так как биполярный инструмент работает только в режиме коагуляции, что не всегда удобно, а зачастую и небезопасно из-за сложности контроля захватываемых биполярным инструментом тканей [24, 155].

В зависимости от ряда условий – мощности воздействия, вида тока, размера рабочей части активного электрода и др. - можно получить во время операции любой из трех видов воздействия на ткань: резание (или рассечение), коагуляцию и фульгурацию (обугливание) [155, 158].

В режиме «резание» генератор создает переменный высокочастотный ток низкого напряжения с непрерывными колебаниями синусоидальной или прямоугольной формы. Для диссекции тканей используют инструмент с малой

площадью контакта с тканями (крючок, игла). Под воздействием тока происходит непрерывное движение ионов внутри клетки, что приводит к резкому повышению температуры и выпариванию внутриклеточной жидкости. Объем клетки резко возрастает, происходит взрыв, оболочка лопаются, клетка разрушается. Мы воспринимаем этот процесс как резание. Освобожденные газы рассеивают теплоту, что предупреждает перегревание более глубоких слоев тканей. Поэтому ткани рассекаются с небольшой боковой температурной передачей и минимальной зоной некроза. Струп раневой поверхности при этом ничтожен. Из-за поверхностной коагуляции гемостатический эффект в этом режиме выражен незначительно [24, 217, 216].

Совершенно иную форму электрического тока используют в режиме «коагуляция». При этом создаются модулированные высокочастотные колебания или короткие импульсы тока с высоким напряжением. Быстрого испарения тканевой жидкости не происходит, прогревание тканей в окружности активного электрода идет более равномерно с коагуляцией их на глубину нескольких миллиметров, что вызывает немедленное тромбообразование в мелких сосудах. Коагуляция применяется в контактном и бесконтактном (фульгурация) режимах [155, 178].

Для достижения одновременно резания и коагуляции используют смешанный режим. Смешанные потоки формируются при напряжении большем, чем при режиме резания, но меньшем, чем при режиме коагуляции [24, 177].

Преимуществами **электрохирургии** являются: простота использования, высокая скорость рассечения тканей при работе в монополярном режиме, достаточная надежность гемостаза [18, 216, 217].

Основной недостаток электрокоагуляции – глубокая термическая травматизация окружающих тканей с образованием обширной области коагуляционного некроза (в среднем 1900–2000 мкм), что приводит к

выраженным воспалительным изменениям в тканях и увеличению сроков заживления ран [6, 18, 110, 140, 194].

В.М. Седов, В.В. Стрижелецкий [155] выделяют четыре зоны повреждения биологических тканей при электрохирургическом воздействии:

1. зона электрохирургического ожога – гистологически представляет собой гомогенную коричневую массу, в которой невозможно дифференцировать клеточные и стромальные элементы;

2. зона коагуляционного некроза клеток – некротизированные клетки с гомогенной цитоплазмой, стромальные структуры также повреждены;

3. зона дискompенсации – клетки с мелковакуолизированной цитоплазмой, стромальные структуры дезинтегрированы, капилляры расширены, видны мелкие кровоизлияния;

4. зона нормальных тканей – присутствует отек межклеточного и внутриклеточного пространств, имеются признаки формирования отграничивающего лейкоцитарного вала.

Электрокоагуляция предусматривает контакт инструмента с раневой поверхностью, что приводит к «прилипанию» рабочей части инструмента к тканям с последующим отрывом коагуляционного струпа и возобновлением кровотечения [18, 175]. Образующийся при электрохирургическом воздействии некротический струп может служить субстратом для инфицирования тканей с развитием инфильтратов, абсцессов и вторичного кровотечения [230].

Использование электрохирургических аппаратов ограничено биполярным режимом у пациентов, в теле которых находятся металлические предметы, имплантируемые электроды, датчики, стимуляторы, поскольку применение высокочастотного генератора в монополярном режиме может привести к нарушению нормальной работы стимулятора (датчика) или выходу его из строя [158, 177, 178].

Кроме монополярной электрохирургии существует несколько альтернативных методов воздействия на ткани, обеспечивающих рассечение

тканей и гемостаз. Один из них – аргон-усиленная коагуляция. При этом виде электрохирургического воздействия рассечение и коагуляцию тканей производят не в традиционной среде воздуха, а потоке газа аргона [63, 142].

Поток аргона сдувает жидкость с обрабатываемой поверхности, что улучшает обзор и способствует быстрому и эффективному достижению гемостаза. Поскольку инертный газ аргон подается к области воздействия под давлением и вытесняет кислород, диссекция и коагуляция происходят со значительно меньшим термическим повреждением тканей [142, 210]. К недостаткам аргоновой хирургии следует отнести высокую стоимость установки, значительные размеры и сложности с восполнением газа [267].

Ультразвуковой скальпель в хирургии начали применять в апреле 1994 года, когда J.Amaral выполнил лапароскопическую холецистэктомию в эксперименте на животном [150, 220]. В последние годы в хирургии хорошо зарекомендовали себя ультразвуковые генераторы: CUSA-200, Auto Sonix (фирма «Auto Suture», США), Ultracision (фирма «Ethicon», США), SonoSurg-G2 (фирма «Olympus», Япония) [5, 6, 29, 55, 123, 142, 220].

Принцип действия ультразвукового гармонического скальпеля основан на эффекте продольной вибрации лезвия с частотой 55500 колебаний в секунду. Ультразвуковые генераторы производят коагуляцию сосудов и рассечение тканей с помощью трех механизмов воздействия [5, 110, 123, 292]:

1. Механическое рассечение с помощью вибрации рабочей бранши ножниц или иного инструмента. Диссекция осуществляется за счет непосредственного контакта с тканью.

2. Кавитация происходит за счет формирования пузырьков жидкости и разрушения клеточной оболочки вследствие изменения внутриклеточного давления под воздействием высокочастотных колебаний (ультразвуковой эффект).

3. Температурное воздействие. Повышение температуры связано с трением инструмента о ткани. Выделение тепла тем больше, чем больше частота

колебаний.

Неоспоримыми достоинством энергии ультразвука является минимальное термическое воздействие на окружающие ткани. Ширина коагуляционного струпа находится в пределах 300 мкм. Не происходит карбонизации тканей. Струп имеет ячеистую структуру, однако его наружная часть представлена компактной лентой, что обеспечивает герметичность раны. Инструмент при работе не прилипает к поверхности тканей, а меньшая травматизация тканей способствует быстрому заживлению [6, 29, 55, 142, 220].

Со стороны подлежащих тканей воспалительная реакция, как правило, отсутствует. При рассечении тканей ультразвуком происходит одновременное формирование раневой поверхности с достаточной степенью гемо- и лимфостаза [74, 150, 177, 292].

Таким образом, можно выделить следующие преимущества диссекции и коагуляции с помощью ультразвукового скальпеля:

- многофункциональность;
- прецизионность воздействия – минимальное латеральное термальное повреждение тканей в радиусе не более 50 микрон от зоны контакта.
- надежный гемостаз – пересечение и надежная коагуляция сосудов диаметром до 5 мм без наложения лигатур и клипс;
- отсутствие задымленности, что улучшает визуализацию и условия работы операционной бригады [5,6, 74, 142, 220, 292].

К недостаткам метода следует отнести высокую стоимость оборудования, быстрый выход из строя инструментов [74, 150, 177]. Надежный гемостаз достигается только при использовании ножниц, применение крючка или лезвия не позволяет достичь нужного эффекта. Ультразвуковые ножницы не позволяют захватывать достаточно большие участки ткани, что увеличивает время диссекции на 15–20% в сравнении с электродиссекцией [29, 55, 123].

Лазерная хирургия – один из наиболее ярких примеров использования высоких технологий в медицинской практике [36, 62, 190, 191]. Энергия лазера

представляет собой электромагнитное излучение в видимом, ультрафиолетовом или инфракрасном диапазонах, которое характеризуется высокой направленностью, монохроматичностью (все цуги волн имеют одинаковую длину волны, частоту и энергию), когерентностью (все цуги волн являются синфазными во времени и пространстве) и поляризацией (упорядоченность и ориентация векторов напряженности электрических и магнитных полей световой волны в плоскости, перпендикулярной световому лучу) [25, 101, 119, 120, 135, 212, 215].

Указанные свойства позволяют концентрировать энергию лазера на малых площадях, создавая, тем самым, огромную плотность энергии. Воздействие лазерного луча на биологический материал обусловлено взаимодействием фотонов со структурами ткани. Эффекты, используемые в хирургической практике, (коагуляция, диссекция, абляция) вызываются термическими процессами, т. е. нагреванием ткани под действием высокоинтенсивного лазерного излучения и зависят от [62, 163, 165, 247, 248, 255]:

– свойств лазерного излучения: длины волны, плотности мощности, длительности облучения (экспозиции) и частоты повторения импульсов (для импульсного воздействия);

– свойств ткани: оптических (поглощение, рассеяние, отражение) и термических (плотность, теплоемкость, теплопроводность).

Внедрение лазерных хирургических технологий в практическое здравоохранение сдерживалось до последнего времени как дороговизной хирургических лазеров, так и их громоздкостью, трудностями эксплуатации, требующей мощной трехфазной электрической сети, жидкостного охлаждения, квалифицированного технического персонала. Появление в последнем десятилетии XX века мощных полупроводниковых лазеров (лазерных диодов), увеличение их коэффициента полезного действия, надежности и выходной мощности при снижении себестоимости позволило устранить эти недостатки [15, 85, 90, 92, 93, 101, 239, 250, 275].

Лазеры уверенно вошли в арсенал хирурга благодаря следующим достоинствам лазерного луча как режущего инструмента [4, 34, 62, 85, 190, 191, 212, 215]:

- высокая стерильность и абластичность;
- коагуляция мелких (а при использовании зажимов – и средних) сосудов в зоне разреза, позволяющая проводить рассечение кровенаполненных органов, уменьшить потери крови, работать на сухом операционном поле;
- минимальное повреждение окружающих тканей;
- уменьшение операционных и послеоперационных болей;
- удобство воздействия при лапаро- и эндоскопических операциях, особенно при использовании оптоволоконной транспортировки излучения;
- возможности точного дозирования воздействия, что упрощает технику хирургического вмешательства.

Морфология ран, нанесенных лучом лазера, имеет характерные черты, резко отличающие ее от ран другого происхождения. Сразу после воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения на ткани по краям раны образуется тонкая полоска струпа – слой обугленных тканей. К струпу прилежит зона vaporизации – слой некротически измененных клеток, которые чаще всего выглядят пузыреобразно вздутыми из-за мгновенного внутриклеточного парообразования с последующей быстро развивающейся гипергидратацией вследствие воздействия высокой температуры. К этой области прилежат зона коагуляционного некроза и перифокальная зона относительно сохраненных тканей, способных к дальнейшему существованию [20, 58, 84, 102, 255]. Резкая граница между областью некроза и перифокальной зоной обусловлена большим градиентом температур между ними в связи с малой теплопроводностью биологических тканей [82, 102, 120]. В зоне некроза в просвете кровеносных сосудов происходит коагуляция форменных элементов крови и фибрина с

образованием гиалиноподобных тромбов. В перифокальной области отмечаются нарушения кровообращения в виде стаза, внутрисосудистой агрегации форменных элементов крови, микротромбообразования, отека и диапедезных кровоизлияний [8, 36, 38, 268]. Эти дисциркуляторные проявления занимают ограниченную территорию с резким переходом к здоровым тканям. Регенерация в этих случаях начинается в основном в клетках зоны, не поврежденной лазерным излучением [58, 73, 76, 79, 135].

Многие исследователи указывают на низкую степень микробного обсеменения ран и слабо выраженную лейкоцитарную реакцию, а порой и полное ее отсутствие в краях ран после воздействия на них высокоинтенсивного лазерного излучения [35, 79, 223, 241]. Низкая степень микробного обсеменения лазерной раны, коагуляционный характер термического некроза и тромбоз сосудов в зоне некроза способствуют снижению экссудативного компонента воспаления [59, 138, 161, 241, 281].

Для ран, нанесенных лучом лазера, характерна активная ранняя (с 1-х суток) пролиферация клеточных элементов макрофагального и фибробластического рядов, обуславливающая ход репаративного процесса по типу асептического продуктивного воспаления. Макрофаги индуцируют роль фибробластов и синтез коллагена, т.е. являются стимуляторами завершающей фазы репаративной реакции при воспалении [133, 170, 269]. Можно предположить, что интенсивная и продолжительная макрофагальная реакция в лазерных ранах, связанная с длительной сохранностью коагулированных тканей, является фактором, активно стимулирующим процесс коллагенообразования [44, 58, 73, 102].

Фибробластическая реакция в процессах заживления ран занимает одно из ведущих мест. На 5–10-е сутки после воздействия лазерного излучения в период активного роста грануляционной ткани высокая плотность

расположения фибробластов в ранах сочетается с наиболее резким увеличением в этих клетках активности НАД (НАДФ) – липоамид-дегидрогеназы, что свидетельствует о повышении в них уровня энергетических и синтетических процессов. Позднее ферментативная активность этих клеток постепенно снижается, что свидетельствует об их созревании [84, 247, 248].

Формирование грануляционной ткани и коллагеногенез в ранах, нанесенных лазерным лучом, начинаются очень рано и выражены тем сильнее, чем меньше лейкоцитарная инфильтрация, слабая выраженность которой обеспечивает заживление ран первичным натяжением [30, 73, 79, 82, 212, 247]. Доказано, что воздействие на ткани высокоинтенсивного лазерного излучения индуцирует процесс неоангиогенеза [8, 38, 52, 76]. Это в свою очередь обеспечивает раннее формирование рубца, его ремоделирование и восстановление гистоструктуры органа [58, 84, 236].

Таким образом, на современном этапе существует большое количество методов герниопластики с применением синтетических материалов, а также различные способы диссекции тканей.

Однако, по данным многих авторов, частота развития рецидивов грыж до сих пор остается достаточно высокой, это приводит к потере трудоспособности и инвалидизации больных [46, 100, 198, 226, 182]. Поэтому поиск наиболее совершенной комбинации методов пластики грыжевых ворот, диссекции тканей и подбор синтетического материала – одна из актуальных задач современной хирургии, чему и посвящена эта диссертационная работа.

Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Характеристика групп животных

Настоящее исследование проведено на кафедре хирургии и эндоскопии ГОУ ДПО «Уральская государственная медицинская академия дополнительного образования Росздрава» и в ОГУЗ Центре организации специализированной медицинской помощи «Челябинский государственный институт лазерной хирургии» в период с января 2007 года по сентябрь 2009 года. В соответствии с поставленными задачами были проведены эксперименты на 363 беспородных разнополых половозрелых крысах, массой 180-200г.

На 3-х животных были определены оптимальные режимы воздействия электрохирургического генератора, ультразвукового скальпеля, высокоинтенсивного лазерного излучения на ткани передней брюшной стенки крыс. При отработке режимов учитывалась скорость диссекции, качество достигаемого гемостаза, а также морфологические изменения, происходящие в области имплантации.

Моделирование операций с последующими морфологическими и морфометрическими исследованиями препаратов выполнено на 360 крысах. Животные были разделены на 4 группы по 90 особей в зависимости от вида синтетического имплантата, используемого для протезирования передней брюшной стенки.

1 группа – монофиламентный макропористый (размер пор 0,73x 0,72 мм) протез из полипропилена “Surgipro mesh” серии SPMM фирмы “Auto Suture” с удельным весом 76 г/м² – 1 тип имплантата по классификации A.G. Amid [187];

2 группа – микропористый протез (размер пор 10 мкм) из политетрафлюороэтилена (PTFE, тефлон) фирмы «Экофлон» – 2 тип имплантата по классификации A.G. Amid [187];

3 группа – мультифиламентный макропористый (размер пор 1,22x 1,63 мм) протез из полиэстера “Parietex” серии ТЕС фирмы “Auto Suture” с удельным весом 116 г/м² – 3 тип имплантата по классификации A.G. Amid [187];

4 группа – монофиламентный макропористый (размер пор 3–4 мм) частично рассасывающийся облегченный композиционный (50% полипропилен, 50 % монокрил) протез “Ультрапро” фирмы “Ethicon” с удельным весом 28 г/м² – 1 тип имплантата по классификации A.G. Amid [187].

Данные имплантаты наиболее часто используются хирургами для пластики грыжевых ворот в настоящее время.

В каждой группе животных протез имплантировали двумя способами:

- на апоневроз (on lay) – 45 особей;
- под апоневроз (sub lay) – 45 особей.

Диссекцию тканей и гемостаз в каждой группе выполняли одним из трех методов:

- высокочастотной электроэнергией (ВЧЭ) – 30 особей;
- ультразвуковым скальпелем (УЗС) – 30 особей;
- высокоинтенсивным лазерным излучением (ВИЛИ) – 30 особей.

Распределение животных в группах представлено в таблице 1.

Таблица 1

Распределение животных в группах и сроки выведения их из эксперимента

Расположение эндопротеза	Способ диссекции тканей	Сроки выведения эксперимента (сутки)				
		1	7	14	30	90
На апоневроз	ВЧЭ	3	3	3	3	3
	УЗС	3	3	3	3	3
	ВИЛИ	3	3	3	3	3
Под апоневроз	ВЧЭ	3	3	3	3	3
	УЗС	3	3	3	3	3
	ВИЛИ	3	3	3	3	3
Всего крыс		90				

Животные были выведены из эксперимента на 1-е, 7-е, 14-е, 30-е, 90-е сутки после операций. Данные сроки выбраны с учетом продолжительности асептического воспаления в области имплантатов, развития репаративных процессов, формирования полноценного послеоперационного рубца [83, 133, 170].

После операций крысы содержались в условиях вивария в клетках по 2–3 однополых особи, с обеспечением водой и пищей *ad libitum*. Животные находились при искусственном освещении, с 12-ти часовым ритмом смены темного и светлого времени в осенне-зимний период, при естественном освещении в весенне-летний период. Оценивали общее состояние крыс, аппетит, поведенческие реакции, состояние послеоперационных ран. Каждая серия экспериментов проводилась в течение одного сезонного периода.

Выведение животных из эксперимента осуществляли ингаляционной передозировкой хлороформа. Все исследования проводились в соответствии с «Правилами проведения работ с использованием экспериментальных животных», регламентированных в приложении к приказу МЗ СССР №755 от 12.09.77 г.[169].

2.2. Выбор приборов и оптимальных режимов воздействия на ткани передней брюшной стенки

Для выполнения в ходе экспериментальных операций диссекции тканей и остановки кровотечения нами были применены высокочастотная электроэнергия, ультразвуковой скальпель и высокоинтенсивное лазерное излучение – как наиболее часто применяемые способы физического воздействия на ткани передней брюшной стенки в современной герниологии [55, 123, 178].

В качестве источника высокочастотной электроэнергии использовался электрохирургический генератор «ЭХВЧ-МТУСИ» (Россия) с рабочей частотой 470 кГц, максимальной мощностью 75 Вт (рис. 1).



Рис. 1. Электрохирургический генератор «ЭХВЧ-МТУСИ».

Был выбран биполярный контактный режим воздействия (электрохирургический пинцет с узкими браншами) – наиболее безопасный для животного в отношении электрохирургических осложнений [158, 178]. Применяли минимальный уровень мощности тока (15 Вт) необходимый для диссекции тканей и осуществления надежного гемостаза. Подбор мощности осуществлялся путем постепенного ее увеличения с шагом 2 Вт, начиная с 5 Вт.

В качестве источника ультразвуковой энергии применяли аппарат “Harmonic” фирмы “Ethicon Endo-Surgery” с рабочей частотой 55,5 кГц и амплитудой колебаний рабочей части инструмента от 30 до 100 мкм (рис.2). Ультразвуковую диссекцию и гемостаз тканей выполняли с помощью инструмента типа ножницы.



Рис.2. Ультразвуковой скальпель “Harmonic”.

Оптимальная амплитуда колебаний 45 мкм (2 уровень мощности из 5 возможных) установлена путем ее пошагового увеличения. Снижение амплитуды колебаний приводило к уменьшению скорости диссекции тканей, увеличение – к снижению гемостатического эффекта.

Выбор лазерного прибора осуществлялся, прежде всего, с учетом длины волны излучения квантовых генераторов. Излучение с длиной волны 980 нм хорошо поглощается биотканью, поскольку в диапазоне 970–980 нм находится локальный пик поглощения лазерного излучения водой и оксигемоглобином. Зона нагрева не превышает 1 мм, благодаря чему оптимально сочетаются режущие и гемостатические свойства [85, 120, 239, 247, 255].

В связи с этим для диссекции тканей передней брюшной стенки в качестве источника лазерного излучения была выбрана установка диодного лазера марки «Alto - surgeon» (Россия), генерирующее излучение с длиной волны 980 нм (рис.3).



Рис. 3. Диодный лазер «ALTO».

Доставка энергии к объектам воздействия производилась с помощью кварц-кварцевых моноволоконных световодов с диаметром сердцевины 600 мкм.

Использовали квазинепрерывный режим работы лазера с длительностью импульса 1 мс, паузы – 2 мс, при средней мощности 2,5 Вт, контактный способ воздействия.

Подбор мощности высокоинтенсивного лазерного излучения осуществлялся путем постепенного ее увеличения с шагом 1 Вт, начиная с 1 Вт до 4 Вт – величины, при которой желаемый клинический эффект от воздействия (диссекция, коагуляция) сопровождался минимальным термическим повреждением окружающих тканей.

2.3. Методики экспериментальных операций

Хирургические операции животным производили в асептических условиях. Крысу укладывали на операционный стол в положении на спине, передние и задние конечности фиксировали растяжками к специальным держалкам. Шерсть в области предполагаемого вмешательства состригали, операционное поле обрабатывали дважды 70° этиловым спиртом. Для анестезии применяли

раствор ромитара 1,0-1,1 мл. Имплантат во всех случаях выкраивали в форме прямоугольника размерами 15×12 мм.

Имплантация эндопротеза под апоневроз

Поскольку применяемые в клинике методики протезирующих герниопластик «sub lay» с размещением имплантата предбрюшинно, либо ретромускулярно (способ Rives-Stoppa) невозможно применить на крысах в виду очень малой толщины мышечно-апоневротического слоя и брюшины (менее 1 мм), нами разработан оригинальный способ моделирования протезирующей герниопластики срединных вентральных грыж, защищенный патентом РФ на изобретение № 2362214.

Производили П-образный разрез кожи с основанием к голове биологического объекта. Кожный лоскут с подкожно-жировой клетчаткой отсепаровывали от апоневроза. По средней линии живота рассекали апоневроз и брюшину, вскрывая брюшную полость. С внутренней поверхности левого мышечно-апоневротического лоскута удаляли эпителиальную выстилку брюшины. Правый край мышечно-апоневротического лоскута вместе с имплантатом подшивали 3 узловыми швами к внутренней поверхности левого мышечно-апоневротического лоскута, отступя от края последнего на 12 мм

(рис. 4)

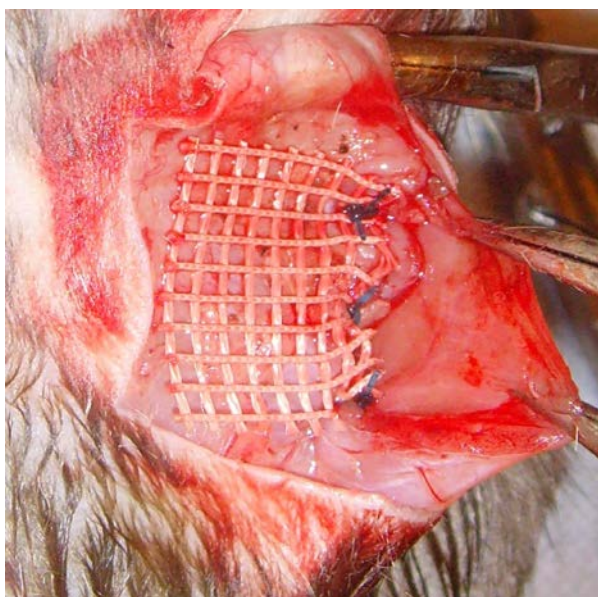


Рис.4. Первый этап подапоневротической пластики.

Затем левый край мышечно-апоневротического лоскута вместе с имплантатом подшивали 3 узловыми швами к наружной поверхности правого мышечно-апоневротического лоскута, отступя от края последнего также на 12 мм (рис. 5). Применяли нити “Prolene” фирмы “Ethicon” с условным диаметром 4-0 с атравматическими колющими иглами.



Рис. 5. Второй этап подапоневротической пластики.

После контроля гемостаза кожу ушивали непрерывным швом капроновыми нитями с условным диаметром 4-0. Дренирование раны не выполняли, кожный шов обрабатывали спиртовым раствором йодопирона. Швы снимали на 7 суток после вмешательств (у животных, выведенных из эксперимента позднее 7 суток).

Описанный выше способ пластики передней брюшной стенки обеспечивал надежную фиксацию эндопротеза между мышечно-апоневротическими лоскутами с изоляцией его от органов брюшной полости и кожи с подкожно-жировой клетчаткой.

Имплантация эндопротеза на апоневроз

Производили П-образный разрез кожи с основанием к голове биологического объекта. Кожный лоскут с подкожно-жировой клетчаткой отсепаровывали от апоневроза. Имплантат укладывали на апоневроз и фиксировали в области углов четырьмя узловыми швами нитью “Prolene” фирмы “Ethicon” с условным диаметром 4-0 с атравматическими колющими иглами. После контроля гемостаза кожно-апоневротический лоскут укладывали на эндопротез, кожу ушивали непрерывным швом капроновыми нитями с условным диаметром 4-0. Дренирование раны не выполняли.

2.4. Морфологические методы исследования

Морфологическое исследование осуществляли сразу после выведения животных из эксперимента. Кожа передней брюшной стенки отсепаровывалась и проводилась макроскопическая оценка положения имплантата, цвет и консистенция окружающих тканей, подвижность, смещаемость, сморщивание эндопротезов.

Затем в асептических условиях лоскут передней брюшной стенки 3,0 x3,0 см иссекали из зон имплантации вместе с эндопротезом.

Морфологические изменения в тканях изучали на парафиновых срезах толщиной 5-7 мкм. Для этого кусочки тканей фиксировали в 10% растворе нейтрального формалина в течение трех суток при комнатной температуре, затем обезвоживали в спиртах возрастающей концентрации и заливали в парафин. Гистологические препараты окрашивались следующими гистологическими и гистохимическими методами с соблюдением стандартных методик: для обзорной микроскопии применялась окраска гематоксилином–эозином, пикрофуксином по Ван-Гизон для идентификации коллагеновых волокон, железным гематоксилином по Вейгерту для определения эластических

волокон, по Зербино для выявления фибрина [68], по методу Хейла и Шиффа для выявления кислых гликозаминогликанов (ГАГ), гликоген и гликопротеины выявляли ШИК-реакцией, использовали метод импрегнации серебром по Футу для выявления ретикулярных волокон.

Изучение гистологических срезов проводили на микроскопе «Leica DMRXA» (Германия). Морфометрические исследования осуществляли с помощью компьютерной программы анализа цветowych изображений «ДиаМорф Cito-W» (Россия), путем цифрового преобразования видеоизображения гистологических препаратов и компьютеризированного подсчета параметров выбранных объектов. При этом подсчитывали количество нейтрофильных гранулоцитов, макрофагов, фибробластов, гигантских клеток инородных тел на площади 1 кв.мм.

Относительную площадь сосудистой сети, коллагеновых, эластических и ретикулярных волокон вычисляли по формуле:

$$S_{отн} = \frac{S_c}{S_m} * 100 \%,$$

где $S_{отн}$ – относительная площадь сосудистой сети, волокон выраженная в процентах;

S_c – площадь, занимаемая сосудами, волокнами (мкм^2);

S_m – площадь гистологического среза (мкм^2).

На 90-е сутки эксперимента в полученных препаратах находили и удаляли фиксирующие швы, после визуализации краев искусственного материала выполняли его окрашивание 1% спиртовым раствором бриллиантового зелёного, отпечаток эндопротеза переносили на миллиметровую бумагу и производили подсчет площади отпечатка эндопротеза по общему количеству окрашенных и среднему числу частично-окрашенных квадратов 1×1 мм для выявления степени сокращения эндопротеза.

2.5. Методы статистической обработки результатов

95%-ные доверительные интервалы для частот (95% ДИ) рассчитывались методом Клоппера-Пирсона [160]. Для сравнения частот возникновения послеоперационных осложнений при различных вариантах эксперимента данные по суммарному количеству осложнений всех типов сводились в таблицу сопряжённости с тремя входами (способ воздействия, вид эндопротеза и место имплантации эндопротеза), которая затем подвергалась логлинейному анализу [37, 277].

Различия в степени редукции эндопротезов в ходе эксперимента оценивали в ходе трёхфакторного дисперсионного анализа (факторы: способ воздействия, вид эндопротеза и место имплантации эндопротеза). Данные, полученные в ходе эксперимента, обрабатывались статистически отдельно для каждого срока исследования в ходе трёхфакторного дисперсионного анализа [99, 154]. В качестве факторов оценивались:

1. влияние способа воздействия (3 градации: высокоинтенсивное лазерное излучение, высокочастотная энергия и ультразвуковой скальпель);
2. вид эндопротеза (4 градации: полипропиленовый, полиэстеровый, тефлоновый и композиционный);
3. место имплантации (2 градации: на апоневроз и под апоневроз).

Также оценивались все возможные взаимодействия перечисленных факторов (три двухфакторных и одно трёхфакторное). После проведения дисперсионного анализа распределения остатков (ошибки анализа) исследовались визуально или, выборочно, – с помощью критерия Шапиро-Уилка [22, 118, 126]. Поскольку в большинстве случаев оно не отличалось от нормального, к исходным данным не применялось никаких преобразований. Интерпретацию

результатов анализа проводили с использованием графиков для интересующих статистически значимых эффектов; при этом в качестве критерия значимости различий руководствовались отсутствием трансгрессии 95%-ных доверительных интервалов. Всего был проведен 31 дисперсионный анализ.

Во всех случаях проверяемую в ходе статистического оценивания нулевую гипотезу отклоняли при $P \leq 0,05$, принимали – при $P > 0,10$, а в промежуточных случаях ($0,05 < P \leq 0,10$) обнаруженные эффекты обсуждали в качестве тенденций. Все расчёты и графические построения выполнены в пакете Statistica for Windows (v. 8.0, StatSoft Inc.).

Для определения оптимальной комбинации из способа диссекции тканей, синтетического материала и места его имплантации при протезировании передней брюшной стенки применялась система балльных оценок. На каждом сроке исследования производилась расстановка баллов 5 лучшим комбинациям в зависимости от интенсивности воспалительной реакции, интенсивности фибробластической реакции (относительная площадь волокон, сосудов, количество фибробластов), сроков формирования и ремоделирования рубца, количества послеоперационных осложнений и степени сокращения эндопротезов. Наилучшая комбинация получала 5 баллов, 1 балл худшая из пяти комбинаций.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ОПЕРАЦИЙ

3.1. Особенности техники операций

В ходе экспериментальных операций физические методы диссекции тканей и остановки кровотечения применяли на этапе мобилизации апоневроза, подготовки зоны имплантации и удаления эпителиальной выстилки брюшины. Выполнено по 120 операций с использованием высокочастотной электроэнергии, ультразвукового скальпеля и высокоинтенсивного лазерного излучения.

Скорость электрохирургической диссекции была наиболее высокой в сравнении с ультразвуковым и лазерным воздействием, находясь в диапазоне от 5 до 7 мм в секунду. При этом надежный гемостаз был достигнут во всех случаях. Однако зона видимого термического повреждения тканей распространялась на расстояние до 5 мм от точки приложения электрохирургического инструмента, что приводило к значительному термическому повреждению последних. Прогнозировать глубину проникновения тепловой энергии было крайне сложно. В ходе операции на рабочие поверхности бранш биполярного пинцета налипало большое количество коагулируемых тканей. При использовании высокочастотной электроэнергии часто возникало туннелирование тока по ходу соединительнотканых сращений и сосудов с появлением участков ожога белесоватого цвета размерами от 1 до 4 мм. Необходимо отметить, что при работе электрохирургическим инструментом серьезную опасность и затруднения вызывали периодические сокращения мышц брюшной стенки в результате нейромышечной стимуляции демодулированным низкочастотным током. Увеличение мощности электрохирургического воздействия

сопровождалось образованием большого количества дыма, который значительно ухудшал видимость в области операции.

После электрохирургического воздействия в области имплантации протеза появлялся плотный коричневый струп с неровной, тусклой поверхностью.

Ультразвуковую диссекцию и гемостаз тканей выполняли преимущественно инструментом типа «ножницы», поскольку применение инструмента типа «крючок» не позволяло достичь надежного гемостаза. При этом скорость диссекции тканей была самой низкой в сравнении с высокочастотной электроэнергией и высокоинтенсивным лазерным излучением и находилась в диапазоне от 2 до 3 мм в секунду. Надежный гемостаз достигнут при использовании ультразвуковых ножниц. Однако большая рабочая часть ножниц не позволяла «деликатно» захватить ткани, что приводило к излишнему повреждению и высушиванию последних. Необходимо отметить и громоздкость самого инструмента и его «неудобство» в отношении эргономики, затрудняющие прецизионную диссекцию тканей. При работе ультразвуковым генератором в целом отмечали более бережную препаровку тканей в сравнении с электрохирургическим воздействием с образованием нежного ячеистого струпа. Зона бокового коагуляционного некроза тканей была ровной, хорошо прогнозируемой по ширине и составляла 1-2 мм (рис.6).

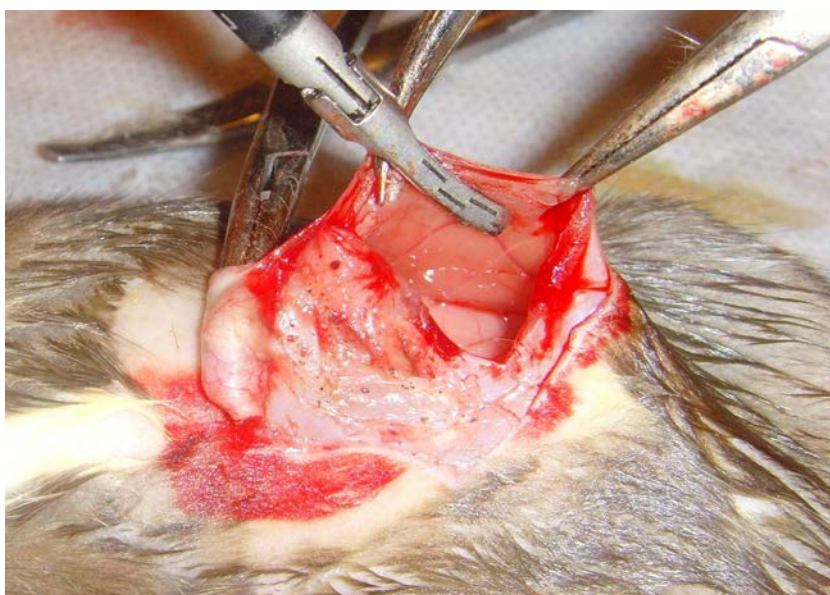


Рис. 6. Вид тканей передней брюшной стенки после ультразвуковой диссекции.

После диссекции тканей ультразвуком в зоне имплантации протеза появлялся белесоватый струп с ровной, гладкой, тусклой поверхностью.

Скорость диссекции тканей высокоинтенсивным лазерным излучением находилась в диапазоне от 4 до 5 мм в секунду – выше скорости ультразвуковой диссекции, но меньше электрохирургической. При этом видимая зона бокового коагуляционного некроза не превышала 1 мм. Это делало диссекцию тканей и гемостаз лазерным излучением самым точным, прецизионным и безопасным, позволяя выполнять диссекцию тканей и остановку кровотечения в непосредственной близости от кожи и органов брюшной полости. В процессе лазерной коагуляции почти не образовывалось дыма, обзор в области операции был значительно лучше в сравнении с электрохирургическим воздействием. Однако операции под прямым визуальным контролем с использованием лазерного излучения допустимо выполнять только в специальных защитных очках, что неудобно и увеличивало нагрузку на глаза хирурга.

После воздействия высокоинтенсивным лазерным излучением в зоне имплантации протеза появлялся светло-коричневый струп с ровной, гладкой, блестящей поверхностью (рис. 7).



Рис. 7. Вид тканей передней брюшной стенки после воздействия высокоинтенсивным лазерным излучением.

После подготовки передней брюшной стенки животных к имплантации эндопротезов приступали к их раскройке в ходе которой, обнаружено, что имплантаты из полиэстера «осыпаются» по краям в отличие от других протезов.

Наиболее удобными для имплантации нами признаны композиционные протезы, они оказались самыми мягкими, эластичными, наилучшим образом моделирующими рельеф передней брюшной стенки животных, цветная разметка, нанесенная на эндопротез, существенно облегчала раскройку.

Однако необходимо отметить, что, несмотря на большую плотность и ригидность остальных протезов, их имплантация не доставляла существенных трудностей.

Гораздо более сложной оказалась подапоневротическая имплантация эндопротезов, поскольку в отличие от надапоневротического размещения она требовала вскрытия брюшной полости, абляции фрагмента брюшины, создания мышечно-апоневротической дубликатуры, отграничивающей протез от кожи и органов брюшной полости. Это повлияло и на продолжительность операций: в группе животных с имплантацией эндопротезов на апоневроз среднее время вмешательства составило $21,4 \pm 1,14$ мин., в группе с расположением протезов под апоневроз – $32,7 \pm 3,16$ мин ($p < 0,01$).

Осложнений и летальных исходов в ходе экспериментальных вмешательств ни в одной из представленных групп не наблюдали.

3.2. Особенности послеоперационного периода

Клиническое исследование включало в себя наблюдение за поведением животных, общим состоянием крыс, анализом местных изменений в области раны, развитием ранних и отдаленных послеоперационных осложнений.

На 1-е сутки после операции животные всех групп отказывались от еды, были вялые, большую часть времени суток спали, что косвенно свидетельствовало о выраженном болевом синдроме.

На 2-е сутки после вмешательств у крыс в группе с имплантацией протезов под апоневроз сохранялись поведенческие реакции, описанные в первые сутки. После размещения эндопротезов на апоневроз на 2-е сутки после операций животные начинали принимать пищу, активно двигаться. Оценка динамики поведения животных показала, что исчезновение болевого синдрома у крыс с надaponевротической имплантацией наступала на сутки раньше, чем у животных с имплантацией эндопротезов под апоневроз.

На 3-е сутки после вмешательств разница в поведении животных не наблюдалась за исключением группы крыс оперированных с применением высокочастотной электроэнергии и расположением протезов в положение под апоневроз. В этой группе активность и аппетит животных полностью восстанавливались лишь к 4-м суткам послеоперационного периода.

Таким образом, на поведение животных в послеоперационном периоде наибольшее влияние оказал способ имплантации протеза, при этом подaponевротический вариант оказался достоверно более травматичным. Необходимо отметить и негативное влияние на течение послеоперационного периода применение высокочастотной электроэнергии, особенно при имплантации протезов под апоневроз. Вид полимерных материалов (полиэстер, полипропилен, тефлон), использованных в исследовании достоверно не оказал существенного влияния на течение послеоперационного периода.

Анализ осложнений экспериментальных операций представлен в таблице 2.

Таблица 2

**Послеоперационные осложнения, частоты абсолютные, в шт.
(относительные, в %)**

Осложнения	Метод диссекции	Вид и положение эндопротеза							
		Пролен		Полиэстер		Тефлон		«Ультрапро»	
		On lay	Sub lay	On lay	Sub lay	On lay	Sub lay	On lay	Sub lay
Серома <i>n</i> =288	ВЧЭ	2 (0,7)	-	2 (0,7)	-	1 (0,35)	-	1 (0,35)	-
	ВИЛИ	1 (0,35)	-	-	-	-	-	-	-
	УЗС	-	-	-	-	1 (0,35)	-	-	-
Нагноение раны <i>n</i> =288	ВЧЭ	1 (0,35)	-	2 (0,7)	-	2 (0,7)	-	1 (0,35)	-
	ВИЛИ	-	-	-	-	-	-	-	-
	УЗС	-	-	1 (0,35)	-	-	-	-	-
Абсцесс <i>n</i> =288	ВЧЭ	-	-	-	-	-	-	-	-
	ВИЛИ	-	-	-	-	-	-	-	-
	УЗС	-	-	-	1 (0,35)	-	-	-	1 (0,35)
Протезно- кожный свищ <i>n</i> =288	ВЧЭ	2 (0,7)	-	1 (0,35)	-	1 (0,35)	-	1 (0,35)	-
	ВИЛИ	1 (0,35)	-	1 (0,35)	-	-	-	-	-
	УЗС	-	-	1 (0,35)	-	-	-	1 (0,35)	-
Гематома <i>n</i> =360	ВЧЭ	-	-	-	-	-	-	-	-
	ВИЛИ	-	-	-	-	-	-	-	-
	УЗС	-	1 (0,35)	-	-	-	1 (0,35)	-	-
Смещение, скручивание эндопротеза <i>n</i> = 288	ВЧЭ	2 (0,7)	-	1 (0,35)	2 (0,7)	3 (1,05)	2 (0,7)	1 (0,35)	-
	ВИЛИ	-	-	1 (0,35)	-	1 (0,35)	-	-	-
	УЗС	-	1 (0,35)	1 (0,35)	-	1 (0,35)	1 (0,35)	-	-
Отторжение <i>n</i> =288	ВЧЭ	-	-	1 (0,35)	-	-	-	-	-
	ВИЛИ	-	-	-	-	-	-	-	-
	УЗС	-	-	-	-	-	-	-	-
ВСЕГО	46 (16%)								

Примечание: *n* определялось с учетом выведенных из эксперимента животных к наиболее вероятным срокам возникновения осложнений.

Из представленной таблицы видно, что осложнения после протезирования передней брюшной стенки наблюдались у 46 животного или в 16% случаев.

Наиболее распространенными осложнениями в раннем послеоперационном периоде были инфекционно-воспалительные, к которым мы относили серомы, абсцессы, нагноения раны, протезно-кожные свищи. Данные осложнения нами наблюдались у 26 (9,1%) животных.

В 8 (2,8%, 95% ДИ: 1,21-5,40) случаях обнаружена серома с локализацией во всех наблюдениях в подкожно-жировой клетчатке после имплантации протезов в положение на апоневроз. Как правило, скопление серозной жидкости возникало на 7-е и 14-е сутки после операции.

В 2 случаях (0,7%, 95% ДИ: 0,08-2,49) на 14-е сутки послеоперационного периода наблюдали абсцессы с локализацией последних в области имплантации композиционного и полиэфестерового эндопротезов в положение под апоневроз с предварительной ультразвуковой диссекцией тканей в зоне имплантации (рис. 8).



Рис. 8. Межмышечный абсцесс после имплантации композиционного эндопротеза под апоневроз после ультразвуковой диссекции тканей.

Вероятная причина осложнения – нагноение гематомы, вследствие недостаточного гемостаза, так как при вскрытии абсцесса нами были обнаружены гнойные массы со сгустками крови.

Нагноение послеоперационной раны наблюдали в 7 (2,4%, 95% ДИ: 0,98-4,94) случаях, при этом в 3-х (1,05%) случаях после имплантации эндопротеза из полиэстера. Данное осложнение также встречалось только после установки имплантата в положение на апоневроз, в 6-и случаях в группе, где применялась высокочастотная электроэнергия для диссекции тканей и выполнения гемостаза. Осложнение возникало чаще на 14-е сутки послеоперационного периода.

Формирование протезно-кожного свища – одно из самых частых осложнений в эксперименте – наблюдали у 9 (3,15%, 95% ДИ: 1,44-5,85) животных только после имплантации эндопротеза на апоневроз. При этом в 3-х случаях применялся полипропиленовый протез, в 3-х наблюдениях – имплантат из полиэстера, в 2-х случаях композиционный протез и только в 1 наблюдении – имплантат из политетрафлюорэтилена.

Формирование протезно-кожного свища в 1 случае – 0,35% (после использования протеза из полиэстера) на 30-е сутки привело к отторжению имплантируемого материала (рис.9).



Рис. 9. Отторжение полиэстерового эндопротеза на 30-е сутки при расположении имплантата на апоневроз.

Межмышечные гематомы в зоне подапоневротической имплантации протезов наблюдали у 2 (0,7%, 95% ДИ: 0,08-2,49) животных. Для диссекции тканей и остановки кровотечения в обоих случаях применялся ультразвуковой генератор.

В послеоперационном периоде в 17 наблюдениях (5,95% 95% ДИ: 3,48-9,28) обнаружено смещение и скручивание («сигарообразная» деформация) протезов, в 8 случаях при использовании политетрафлюороэтилена, в 3-х случаях при использовании полипропилена, 5- случаях полиэстера и в 1 случае при использовании композиционного эндопротеза. В 11 случаях эндопротез имплантирован в положение на апоневроз, в 6-и случаях – под апоневроз.

Необходимо отметить, что ни одно из осложнений не привело к летальному исходу животных.

В ходе логлинейного анализа данных, представленных в таблице 3, было установлено, что различия в частотах развития осложнений для четырёх изученных материалов эндопротеза не были статистически значимыми: отношение правдоподобия $G^2_{[20]}=23,49$, $P=0,265$.

Таблица 3
Общее количество послеоперационных осложнений: частоты абсолютные, в шт. (относительные, в %)

	Пролен		Полиэстер		Тефлон		«Ульттрапро»		Всего		Всего
	On-lay (n=12)	Sub-lay (n=12)	On-lay (n=12)	Sub-lay (n=12)	On-lay (n=12)	Sub-lay (n=12)	On-lay (n=12)	Sub-lay (n=12)	On-lay (n=48)	Sub-lay (n=48)	
ВЧЭ (n=96)	7 (58,3)	- (0,00)	7 (58,3)	2 (16,7)	7 (58,3)	2 (16,7)	4 (33,3)	- (0,00)	25 (26,0)	4 (4,17)	29 (30,2)
ВИЛИ (n=96)	2 (16,7)	- (0,00)	2 (16,7)	- (0,00)	1 (8,33)	- (0,00)	- (0,00)	- (0,00)	5 (5,21)	- (0,00)	5 (5,2)
УЗС (n=96)	- (0,00)	2 (16,7)	3 (25,0)	1 (8,33)	2 (16,7)	2 (16,7)	1 (8,33)	1 (8,33)	6 (6,25)	6 (6,25)	12 (12,5)
Всего	9 (25,0)	2 (5,56)	12 (33,3)	3 (8,33)	10 (27,8)	4 (11,1)	5 (13,9)	1 (2,78)	36 (37,5)	10 (10,4)	46 (16,0)
	11 (3,82)		15 (5,21)		14 (4,86)		6 (2,08)		46 (15,97)		

Примечание: n определялось с учетом выведенных из эксперимента животных к наиболее вероятным срокам возникновения осложнений.

Тем не менее, следует отметить, что наименьшее число осложнений (6)-2,1% было отмечено после использования композиционного эндопротеза.

Различалась структура осложнений: после установки эндопротезов из полипропилена и полиэстера преобладали инфекционно-воспалительные осложнения, после имплантации протеза из политетрафлюороэтилена наиболее часто наблюдали смещение и скручивание протеза (2,8%) (таблица 2).

Различия между способами воздействия на место имплантации оказались высоко статистически значимыми: $G^2_{[19]}=38,67$, $P=0,005$. Как видно из таблицы 3, они заключались в относительно низкой частоте осложнений в группах ВИЛИ (5,2%, 95% ДИ: 1,71-11,74), в несколько более высокой - в группах УЗС (12,5%, 95% ДИ: 6,63-20,82) и максимальной частоте в группах ВЧЭ (30,2%, 95% ДИ: 21,25-40,43).

Таким образом, относительный риск развития осложнений после применения высокоинтенсивного лазерного излучения в 2,4 раза меньше по сравнению с ультразвуковым скальпелем и в 5,8 раз меньше по сравнению с высокочастотной электроэнергией.

Также статистически значимыми были различия в зависимости от способа имплантации эндопротеза: $G^2_{[18]}=34,40$, $P=0,011$. При расположении на апоневроз частота осложнений составила 37,5% (95% ДИ: 27,82-47,97), а под апоневроз – 10,4% (95% ДИ: 5,11-18,32), т.е. в целом по эксперименту, при подапоневротическом размещении протеза относительный риск развития осложнений был в 3,6 раз ниже. Взаимодействие входов таблицы сопряжённости «Способ воздействия × Место имплантации» ($G^2_{[8]}=15,72$, $P=0,047$) проявилось в особенности ультразвукового воздействия: для него частоты развития осложнений были одинаковыми (6,25%, 95% ДИ: 2,33-13,11) при имплантации эндопротеза как на апоневроз, так и под апоневроз.

Таким образом, на основании клинического анализа экспериментальных протезирующих операций мы сделали следующие выводы.

Наиболее оптимальным методом диссекции тканей передней брюшной стенки и осуществления гемостаза являлось высокоинтенсивное лазерное излучение с длиной волны 980 нм, поскольку обеспечивало достаточно высокую скорость диссекции, надежный гемостаз, минимальное термическое повреждение окружающих тканей и наименьшее количество осложнений в послеоперационном периоде.

Наиболее сбалансированным по свойствам протезом для имплантации являлся монофиламентный макропористый частично рассасывающийся облегченный композиционный протез (полипропилен 50%, монокрил 50%). Протез был удобен для раскройки, мягкий, эластичный, наилучшим образом моделировал рельеф передней брюшной стенки, его имплантация сопровождалась наименьшим количеством (2,1%) осложнений в послеоперационном периоде.

Наилучшим местом имплантации эндопротезов являлось подапоневротическое пространство. Не смотря на достоверно большую техническую сложность, продолжительность и травматичность подапоневротического способа имплантации протеза, его применение позволило в 3,6 раз снизить количество ранних и поздних послеоперационных осложнений в сравнении с надапоневротическим способом.

Таким образом, наиболее безопасным сочетанием исследованных факторов с точки зрения развития послеоперационных осложнений оказалось высокоинтенсивное лазерное излучение с использованием композиционного эндопротеза, имплантированного под апоневроз. В ходе эксперимента для этой комбинации осложнений зарегистрировано не было (частота осложнений 0,00%, 95% ДИ: 0,00-3,77).

Глава 4. ОСОБЕННОСТИ ТКАНЕВЫХ РЕАКЦИЙ В ПЕРЕДНЕЙ БРЮШНОЙ СТЕНКИ НА ИМПЛАНТАЦИЮ СИНТЕТИЧЕСКИХ ПРОТЕЗОВ

Морфологические изменения в окружающих имплантат тканях, были связаны, прежде всего, с воспалительной реакцией на инородное тело. Характер выявленных изменений в целом был стереотипен, однако различался по выраженности в зависимости от материала эндопротеза, места имплантации и способа диссекции тканей.

4.1. Морфологические изменения в тканях на 1-е сутки после имплантации эндопротезов

На данном сроке вокруг эндопротезов регистрировались морфологические изменения, соответствующие первой фазе заживления ран – развитие травматического воспаления, связанного с операцией: выраженная в разной степени нейтрофильная инфильтрация и макрофагальная реакция, серозно-фибринозная экссудация, дистрофические изменения и некроз тканей, полнокровие и тромбоз сосудов, диапедезные кровоизлияния, отек межуточной ткани.

При расположении сетчатых эндопротезов **на апоневроз** все инородное тело и каждая его ячейка была окружена экссудатом, состоящим из белковой жидкости и нитей фибрина. В жировой и мышечной ткани, контактирующей с инородным телом, отмечалась очаговая инфильтрация распадающимися нейтрофильными лейкоцитами с примесью макрофагов и клетками

лимфоидного ряда. Инфильтрат в некоторых полях зрения распространялся по межмышечным прослойкам в глубь мышечного пласта. Количество лейкоцитов колебалось от 851 ± 28 до 3729 ± 98 кл./мм² (рис.10; таблица 4, см. приложение).

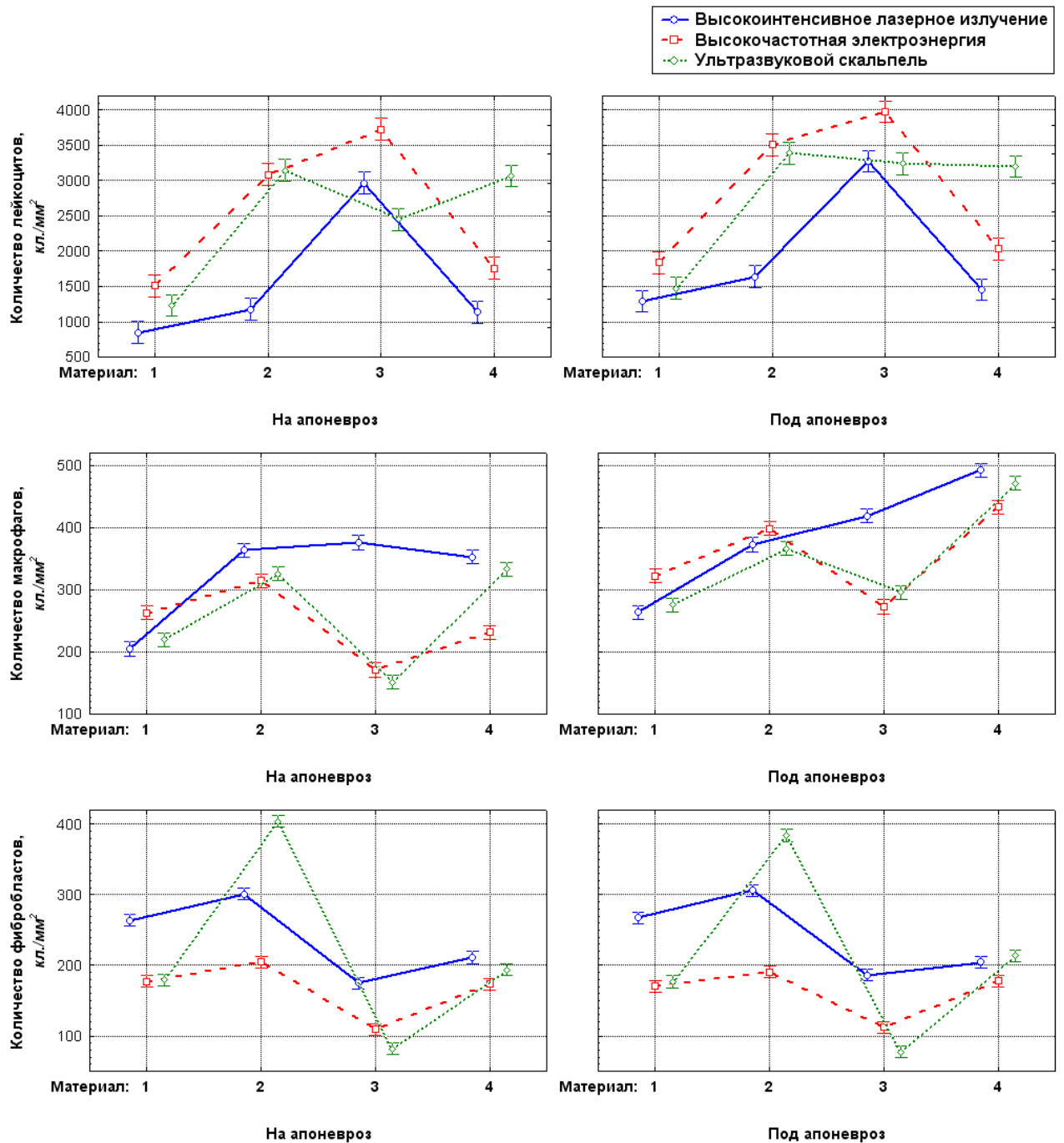


Рис. 10. Профили количества клеток на 1 сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

При расположении эндопротезов **под апоневроз** в зоне контакта мышечного пласта определялся полосчатой формы некроз мышечной ткани. Миоциты в этой области утрачивали поперечную исчерченность, их цитоплазма была оптически уплотнена, с выраженным базофильным оттенком.

При подапоневротическом расположении эндопротезов регистрировалось больше лейкоцитов: от 1291 ± 28 до 3976 ± 98 кл./мм.² Количество макрофагов при расположении имплантатов под апоневроз было больше, что говорило о более выраженной экссудативной реакции в ответ на операционную травму при межмышечном расположении эндопротезов. Количество фибробластов в зависимости от места имплантации не различалось (рис.10; таблица 4, см. приложение).

После диссекции тканей высокоинтенсивным лазерным излучением содержание нейтрофильных гранулоцитов при всех эндопротезах было меньше в 1,5-2,5 раза, чем после ультразвуковой диссекции или электрохирургического воздействия. Сходная тенденция отмечалась и в количестве макрофагов. В тоже время количество фибробластов было зарегистрировано максимальным после использования лазерного излучения, исключение составила группа с ультразвуковой обработкой после имплантации полиэстерового эндопротеза, где количество фибробластов достигало $404 \pm 4,2$ кл./мм.² (рис.10, таблица 4, см. приложение).

После предварительной диссекции тканей высокоинтенсивным лазерным излучением большинство сосудов были заполнены тромбами «зрелого» фибрина, который выявлялся при окраске тканевых срезов по методу Зербино и имел красный цвет (рис.11).

После ультразвуковой диссекции и высокочастотной электрокоагуляции «зрелый» фибрин не полностью заполнял просветы сосудов, также были видны рыхло лежащие эритроциты, что являлось морфологическим признаком менее надежного и качественного гемостаза, чем после воздействия лазера (рис.12).

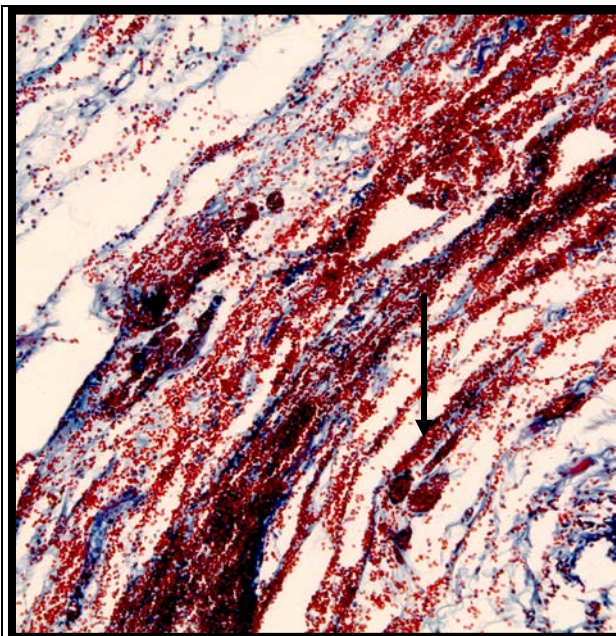


Рис. 11. Морфологические изменения в зоне имплантации эндопротезов после воздействия лазерным излучением (1 сутки): в просвете сосудов видны тромбы «зрелого» фибрина.

Окраска по Зербино x50.

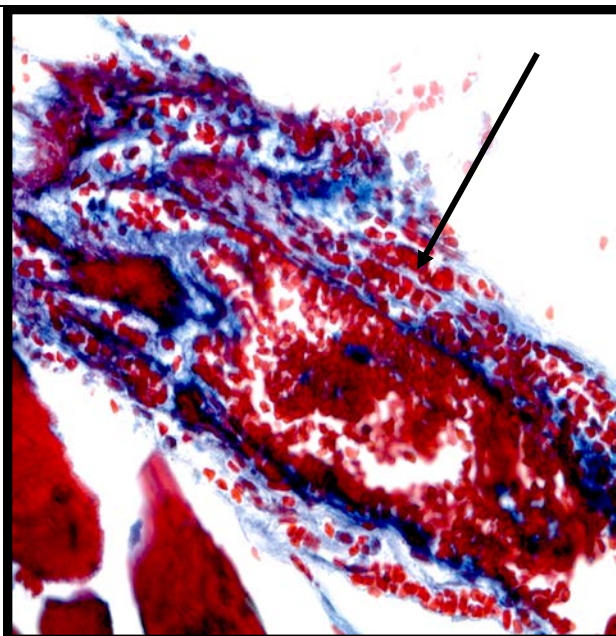


Рис. 12. Морфологические изменения в зоне имплантации эндопротезов после ультразвуковой диссекции (1 сутки): рыхло лежащие эритроциты в просвете сосуда, фибрин не выявлен, сосуд в кровотоке.

Окраска по Зербино x400.

Отличия наблюдались и в группах с различными видами эндопротезов.

Импантированный политетрафлюороэтиленовый эндопротез определялся как пластина, равномерной толщины, не воспринимающей никакие красители, обладающее довольно гомогенной структурой. В зоне контакта с инородным телом наблюдался перифокальный нейтрофильно-лимфоцитарный вал, количество лейкоцитов было наибольшим, в сравнении с другими эндопротезами и достигало $3976 \pm 63,6$ кл./мм², в клеточном составе небольшое количество макрофагов и фибробластов (рис.13).

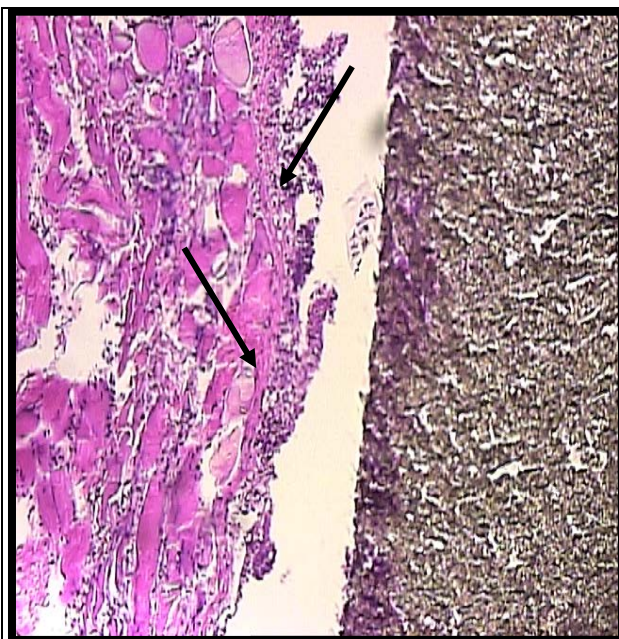


Рис. 13. Морфологические изменения в зоне подапонеуротической пластики тефлоновым эндопротезом после ультразвуковой диссекции тканей (1 сутки): выраженная лейкоцитарная инфильтрация, полнокровие сосудов, отек межуточной ткани. Окраска гематоксилином и эозином x200.

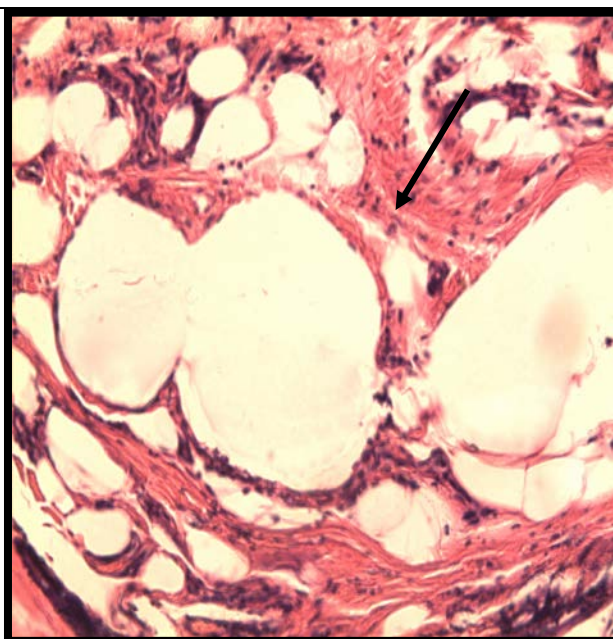


Рис. 14. Морфологические изменения в зоне подапонеуротической пластики композиционным эндопротезом после воздействия лазерным излучением (1 сутки): слабовыраженная лейкоцитарная инфильтрация. Окраска гематоксилином и эозином x200.

Реактивное воспаление, в случае имплантации полиэстера, распространялось на подкожную клетчатку и мышечную оболочку. Количество лейкоцитов, макрофагов и фибробластов было наибольшим, чем при других имплантатах.

Наименее выраженные признаки воспаления были после имплантации полипропиленового и композиционного эндопротезов (рис.14), количество лейкоцитов - 851 ± 13 и $1139 \pm 72,4$ соответственно (рис.10; таблица 4, см. приложение).

4.2. Морфологические изменения в тканях на 7-е сутки после имплантации эндопротезов

В зоне имплантации эндопротезов на 7-е сутки отмечался рост капилляров, пролиферация фибробластов, увеличение содержания гликопротеинов и гликогена, созревание коллагеновых волокон, выраженные в разной степени отек тканей, формирование гранул инородных тел. Эти изменения свидетельствовали о наличии второй фазы заживления ран – развитии соединительной, в частности грануляционной ткани (рис.15).

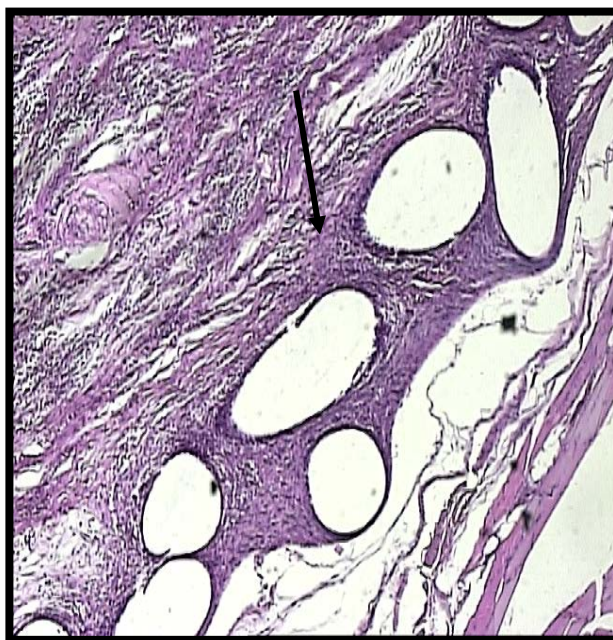


Рис. 15. Морфологические изменения в зоне имплантации полипропиленового эндопротеза после электрокоагуляции его ложа (7 сутки): развитие грануляционной ткани. Окраска гематоксилином и эозином x100.

При расположении имплантатов **на апоневроз** в глубоких слоях дермы на границе жировой ткани и мышечного пласта определялось инородное тело, в некоторых полях зрения наблюдалась пролиферация фибробластов в виде тяжей и пучков с тенденцией к прорастанию между ячейками инородного тела.

По периферии инородного тела – разрозненные очаги некрозов мышечной, жировой и соединительной ткани, отграниченные от жизнеспособных тканей узким валом молодой грануляционной ткани, богатой клеточными элементами и многочисленными паретически расширенными новообразованными сосудами. Отмечались полнокровие и отек всех слоев кожи, сосочки дермы были сглажены.

При расположении эндопротезов **под апоневроз** каждая ячейка инородного тела была окружена клеточным валом из фибробластов и новообразованными циркулярно расположенными соединительно-тканными волокнами. Окружающие ткани были смещены от инородного тела экссудатом, состоящим из белковой жидкости, нитей фибрина и скоплений распадающихся нейтрофильных лейкоцитов. Развивалась тканевая реакция в виде острого неспецифического воспаления с отеком в виде «полей плазморреи» и разобщением волокон окружающих имплантат тканей, признаками перифокального воспаления с тромботическими изменениями кровеносных сосудов, сопровождающихся их полнокровием и очаговыми кровоизлияниями. Данные изменения говорили о более выраженной и длительной воспалительной реакции при подапоневротическом расположении, связанные с тяжестью самой операционной травмы. Количество фибробластов было меньшим, встречались участки макрофагальной и круглоклеточной инфильтрации.

После использования высокоинтенсивного лазерного излучения на 7-е сутки у животных резко снижался воспалительный отек, количество лейкоцитов составило от $236 \pm 15,0$ кл./мм² при имплантации композиционного эндопротеза и до $1517 \pm 27,5$ кл./мм² при имплантации тефлонового эндопротеза (рис.16; таблица 5, см. приложение).

В рыхлой незрелой соединительной ткани, окружающей имплантаты, после воздействия на ткани ВИЛИ, отмечалось увеличение клеточных элементов в виде фибробластов и макрофагов, количество которых было в 1,5-2 раза больше, чем после других способах диссекции.

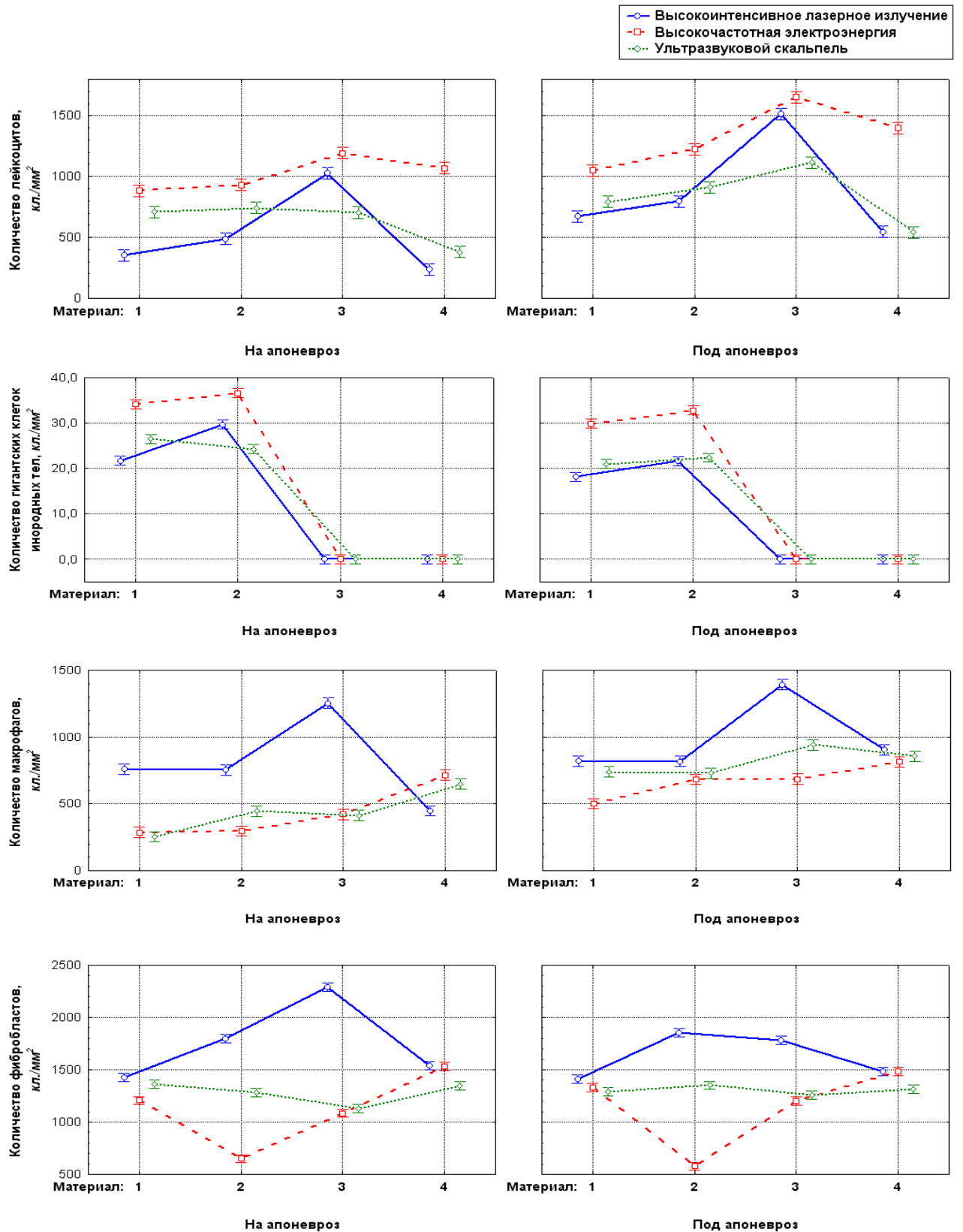


Рис.16. Профили количества клеток на 7-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

При внешнем изучении препаратов установлено, что уже на 7-е сутки, окружающие ткани образовывали с эндопротезами рыхлые сращения по всей площади имплантата, с преобладанием аморфного вещества, наблюдалось отчетливое прорастание созревающей грануляционной ткани сквозь ячейки протеза, чему способствовало предварительное лазерное излучение.

В зоне имплантации после предварительного лазерного воздействия происходило быстрое диффузное накопление гликозаминогликанов – основного вещества соединительной ткани (рис.17).

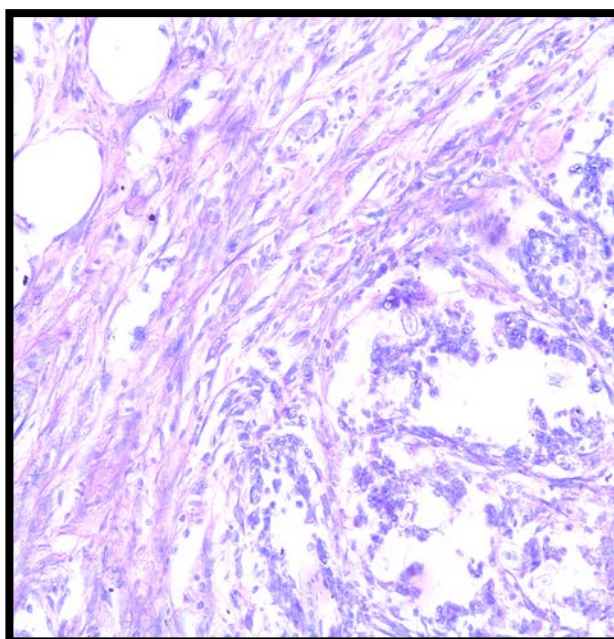


Рис. 17. Морфологические изменения в зоне имплантации эндопротезов после воздействия лазерным излучением (7 сутки): преобладание нейтральных ГАГ в межклеточном веществе. Окраска по методу Хэйла-Шифф x200.

После применения ВЧЭ и УЗС в эти сроки все еще отмечалось выраженное полнокровие, более выраженные воспалительные явления в виде массивной лейкоцитарной инфильтрации (количество от $380 \pm 6,9$ до 1117 ± 50 кл./мм² при УЗС и $884 \pm 10,9$ до $1654 \pm 46,0$ кл./мм² при ВЧЭ), что свидетельствовало о более длительной экссудативной реакции, медленном созревании соединительной ткани.

При окраске тканевых срезов по методу Хейла-Шиффа определялись структуры, содержащие кислые гликозаминогликаны синего цвета (рис. 18).

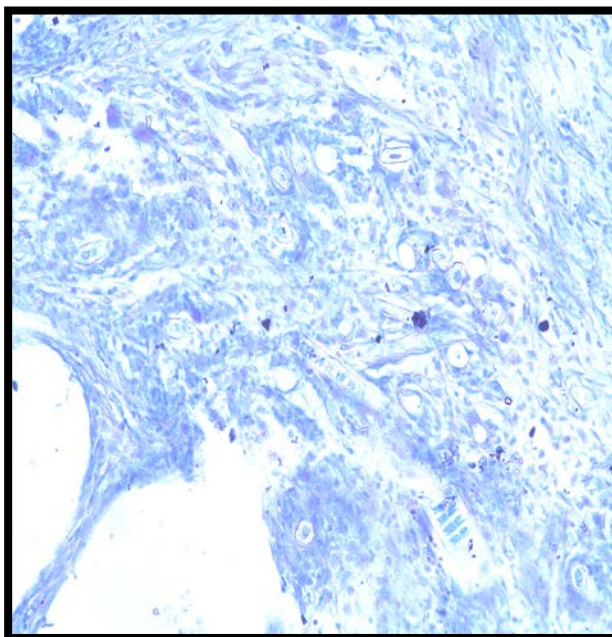


Рис. 18. Морфологические изменения в зоне надапоневротической пластики полипропиленовым эндопротезом после воздействия высокочастотной электроэнергией (7 сутки): преобладание кислых ГАГ в межуточном веществе. Окраска по методу Хэйла-Шифф x200.

На 7-е сутки после пластики полиэстеровом и тефлоновым эндопротезами в окружающих тканях наблюдали значительную диффузную лимфогистиоцитарную инфильтрацию, выраженный и неравномерный отек, мелкоочаговые кровоизлияния, после использования композиционного эндопротеза регистрировалось существенное снижение экссудативных изменений и уменьшение лейкоцитов до $236 \pm \text{кл./мм}^2$.

В зоне имплантации эндопротезов существенно возросло количество фибробластов по сравнению с первыми сутками исследования. Фибробластические процессы активнее протекали вокруг композиционного и тефлонового эндопротезов, имплантаты были окружены новообразованной соединительной тканью, имеющей слоистое строение, которая без резких

границ переходила в окружающую соединительную ткань. Фибробласты вытянутые, с уплотненными, интенсивно окрашенными ядрами продолговатой формы. Межклеточное вещество богато коллагеновыми волокнами, имеющими яркую окраску при обработке по Ван-Гизон, содержало участки аморфного вещества и зоны набухания волокон. После имплантации полиэстерового эндопротеза количество макрофагов и фибробластов было наименьшим.

Начиная с 7-х суток опыта, в зоне имплантации эндопротезов появлялись гигантские клетки инородных тел (ИТ), причем при расположении эндопротезов на апоневроз их количество было достоверно большим. Максимальное количество клеток инородных тел было отмечено после применения электроэнергии и составило $36,6 \pm 0,43$ кл./мм² (рис.16; таблица 5, см. приложение).

Гигантские клетки инородных тел зарегистрированы в большем количестве после имплантации полиэстерового и полипропиленового эндопротезов, в то время как эндопротезы «Экофлон» и «Ультрапро» показали себя как абсолютно инертные материалы.

К концу первой недели эксперимента воспалительная инфильтрация заметно уменьшалась, начинала формироваться грануляционная ткань. Вблизи имплантатов выявлялись коллагеновые волокна, которые местами врастали в ячейки эндопротезов (рис.19; таблица 6, см. приложение).

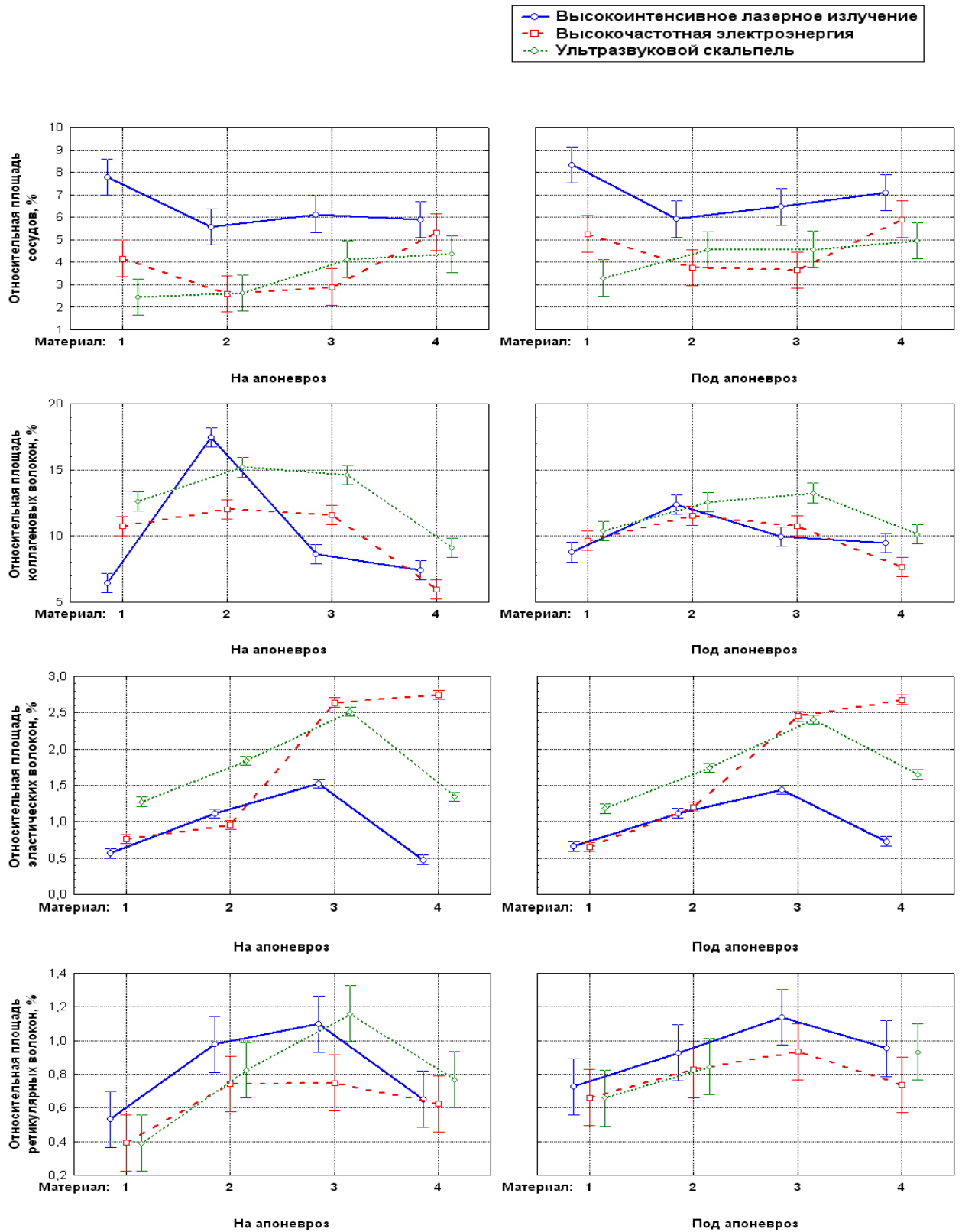


Рис.19. Профили относительной площади сосудов и волокон на 7-е сутки в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

При импрегнации тканевых срезов нитратом серебра по методу Фута выявлялись ретикулярные и незрелые коллагеновые волокна, относительная площадь которых была выше после высокоинтенсивного лазерного воздействия (рис.20).

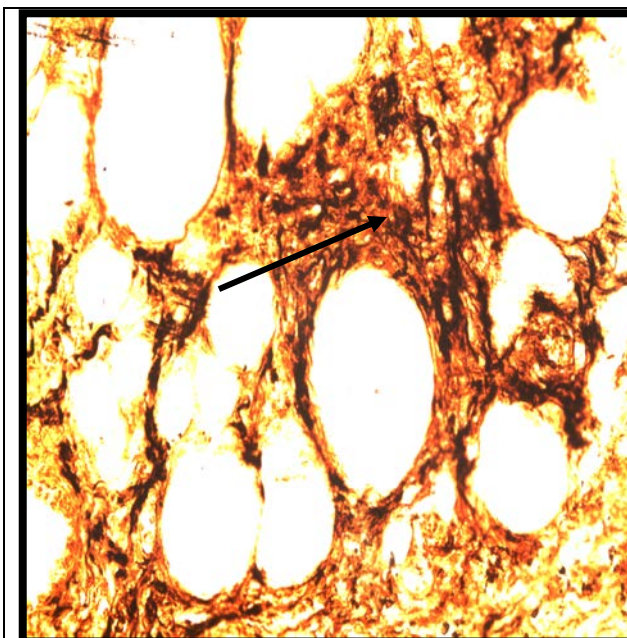


Рис. 20. Морфологические изменения в зоне надапневротической пластики полиэфестеровым эндопротезом после воздействия лазерным излучением (7сутки): многочисленные ретикулярные волокна.

Окраска азотно-кислым серебром по методу Фута, X200.

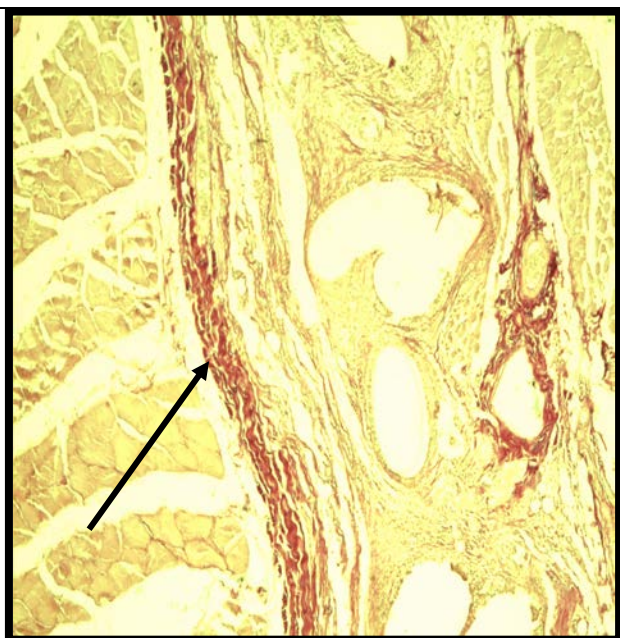


Рис. 21. Морфологические изменения в зоне имплантации полиэфестерового эндопротеза после воздействия лазерным излучением (7 сутки): грануляционная ткань с наличием созревающих коллагеновых волокон.

Окраска пикрофуксином по Ван Гизон. x50.

Относительная площадь коллагеновых волокон была достоверно выше в зоне имплантации эндопротезов из полиэстера с лазерной коагуляцией их ложа (рис. 21). Коллагеновые волокна на данном этапе исследования были представлены тонкими разнонаправленными пучками, располагались хаотично, слабо воспринимали кислый фуксин. При расположении эндопротезов под

апоневроз коллагенообразование по интенсивности было меньше, чем при апоневротической пластике. Наиболее выраженному образованию коллагена способствовала предварительная ультразвуковая обработка их ложа по отношению к другим способам воздействия (рис.19; таблица 6, см. приложение).

Относительная площадь эластических волокон была значительно выше после применения УЗС, вокруг тефлонового и композиционного эндопротезов площадь эластических волокон составила 2,64% и 2,75%, а после полипропиленового всего 0,56%.

Отличительной особенностью приживления тефлонового эндопротеза являлось отсутствие прорастания клеток в очень мелкие (10 мкм) поры материала, они образовывались вокруг имплантата, формируя соединительно-тканную капсулу (рис. 22), эндопротез был окружен разрыхленной отечной соединительной тканью, инфильтрированной сегментоядерными лейкоцитами, макрофагами, лимфоцитами. Коллагеновые волокна соединительной ткани набухшие, гомогенизированные.

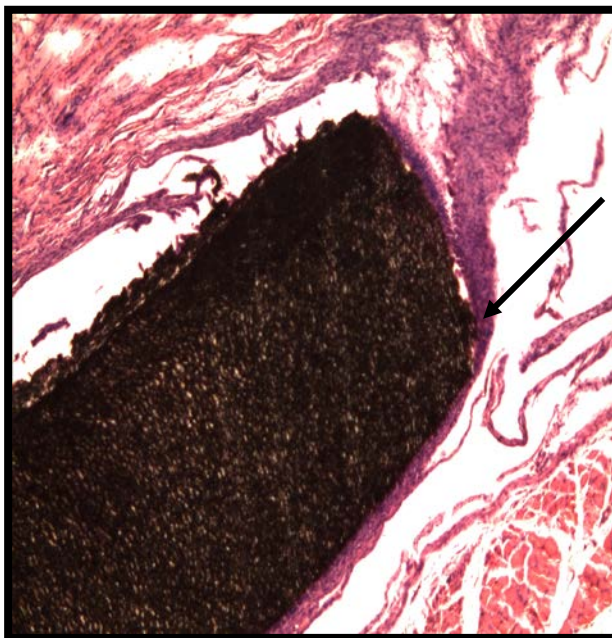


Рис. 22. Морфологические изменения в зоне имплантации тефлонового эндопротеза (7 сутки): отсутствие истинного врастания волокон.

Окраска гематоксилином и эозином x200.

На 7-е сутки эксперимента прослеживались начальные этапы образования сосудистой сети. Новообразованные сосуды большей частью имели дифференцированные стенки и заполненные кровью просветы, встречалось небольшое количество «сосудистых почек». Сосуды микроциркуляторного русла тканей, окружающих трансплантат, были расширены, в просвете их наблюдались эритроциты и стаз.

После воздействия на зону имплантации ВИЛИ, независимо от типа эндопротеза, количество новообразованных сосудов в формирующейся грануляционной ткани было достоверно больше, чем после ультразвуковой диссекции и высокочастотной электроэнергии и достигало $8,3 \pm 0,34\%$. Больше количество сосудов образовывалось при расположении эндопротеза под апоневроз, что очевидно связано с лучшей васкуляризацией мышц (рис.19; таблица 5 см. приложение).

4.3. Морфологические изменения в тканях на 14-е сутки после имплантации эндопротезов

При расположении имплантатов **на апоневроз** фрагмент инородного тела был окружен молодой грануляционной тканью, богатой клеточными элементами, с большим количеством новообразованных паретически расширенных сосудов мелкого калибра и новообразованными соединительнотканными волокнами.

При расположении эндопротезов **под апоневроз** обращало на себя внимание уменьшение клеток воспалительного инфильтрата, с увеличением доли волокнистого компонента соединительной ткани, которое было более выражено, в сравнении с надaponевротическим расположением, что связано с более ранним снижением воспалительной реакции и более ранним началом фибробластической реакции.

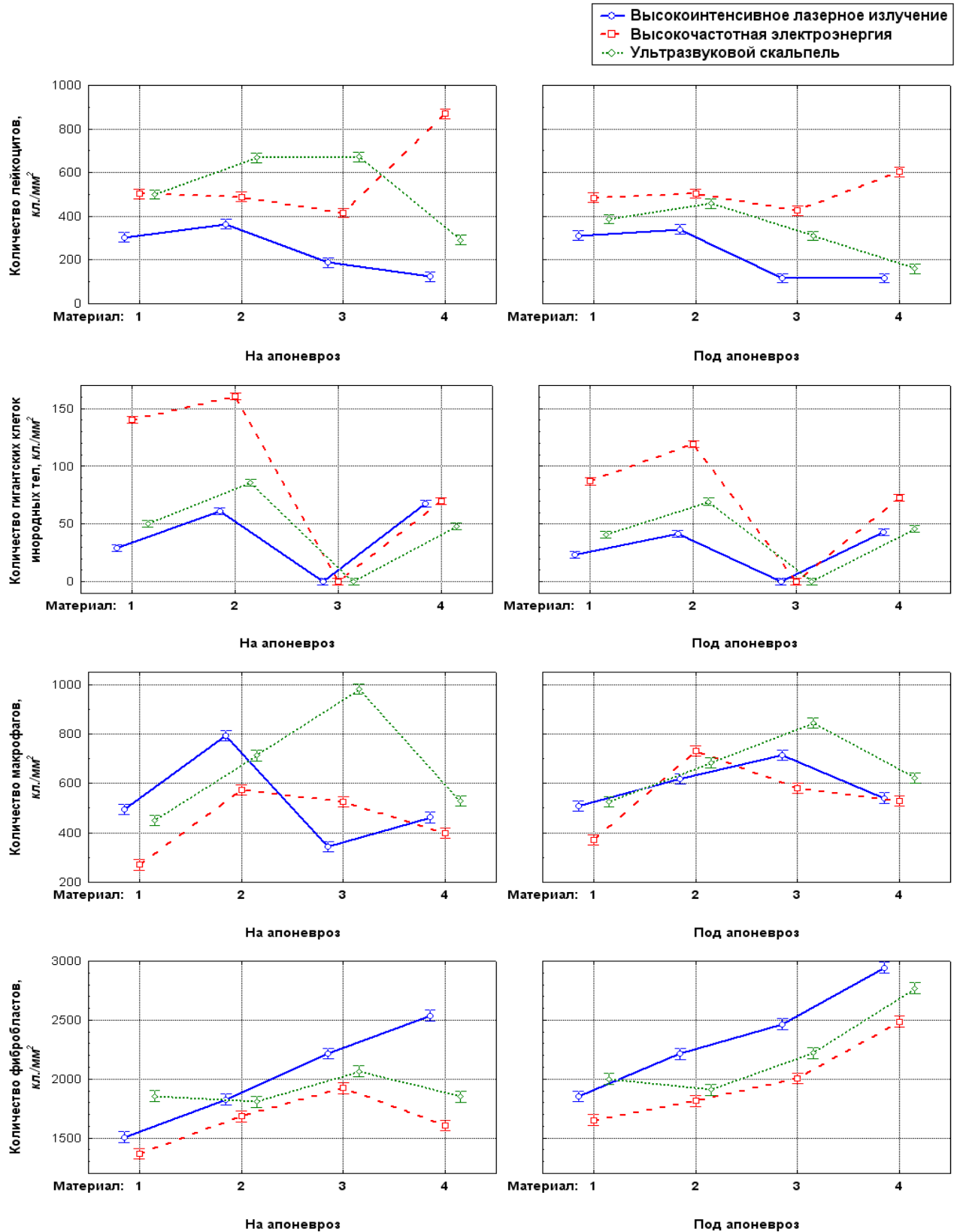


Рис. 23. Профили количества клеток на 14-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

После использования высокоинтенсивного лазерного излучения на 14-е сутки у животных резко снижался воспалительный отек, количество лейкоцитов независимо от вида эндопротеза и места имплантации было наименьшим и составило от $117 \pm 3,6$ кл./мм² до $364 \pm 11,2$ кл./мм², а в группах с применением ВЧЭ и УЗС было $603 \pm 33,5$ кл./мм² и $672 \pm 10,6$ кл./мм² соответственно (рис.23; таблица 7, см. приложение).

Сохранялись различия в ответных реакциях тканей брюшной стенки на структуру и химический состав эндопротезов.

В тканях, окружающих полиэфировый эндопротез, наблюдали отек как вокруг нитей моноволокон, так и в отдалении, регистрировали после всех способах предварительной обработки наиболее высокие показатели лейкоцитарной инфильтрации от $364 \pm 11,2$ кл./мм² до $669 \pm 3,5$ кл./мм².

После использования композиционного эндопротеза в комбинации с предварительной электрокоагуляцией зоны имплантации был также выраженный отек, количество лейкоцитов $870 \pm 3,1$ кл./мм². В свою очередь в тканях, непосредственно прилежащих к тефлоновому эндопротезу, отек был умеренным, отмечалось резкое снижение лейкоцитов вокруг имплантата.

На данном сроке эксперимента в зоне имплантации чаще происходило уменьшение количества макрофагов в динамике (рис.23; таблица 7, см. приложение).

Меньше всего макрофагов образовывалось вокруг композиционного и полипропиленового эндопротезов, высокие показатели вокруг эндопротеза из полиэстера ($732 \pm 37,7$ кл./мм²). После применения ВЧЭ показатель макрофагов в сравнении с другими способами обработки был наибольшим, после ВИЛИ значительно меньше. При расположении эндопротезов под апоневроз показатель инфильтрации макрофагами ниже, чем при апоневротической пластике.

Отмечалась тенденция слияния макрофагов в гигантские многоядерные клетки. При расположении эндопротезов под апоневроз регистрировалось

образование достоверно меньшего количества «гранулем» (от $23,2 \pm 0,55$ кл./мм² до $119,1 \pm 1,34$ кл./мм²), чем при расположении на апоневроз (от $29,1 \pm 0,69$ кл./мм² до $160,4 \pm 1,23$ кл./мм²). После использования высокоинтенсивного лазерного излучения количество клеток инородных тел было наименьшим независимо от места расположения и вида эндопротеза. Больше всего клеток инородных тел образовывалось после высокочастотной электроэнергии – $160,4 \pm 1,23$ кл./мм².

Отмечено возрастание количества клеток инородных тел вокруг эндопротеза «Ультрапро», что связано с участием макрофагов в резорбции фагоцитированного монокрилового компонента эндопротеза. В зоне имплантации обнаруживалось довольно большое количество резорбционных кист, среди которых имело место, выраженное неспецифическое гранулематозное воспаление (рис.24).

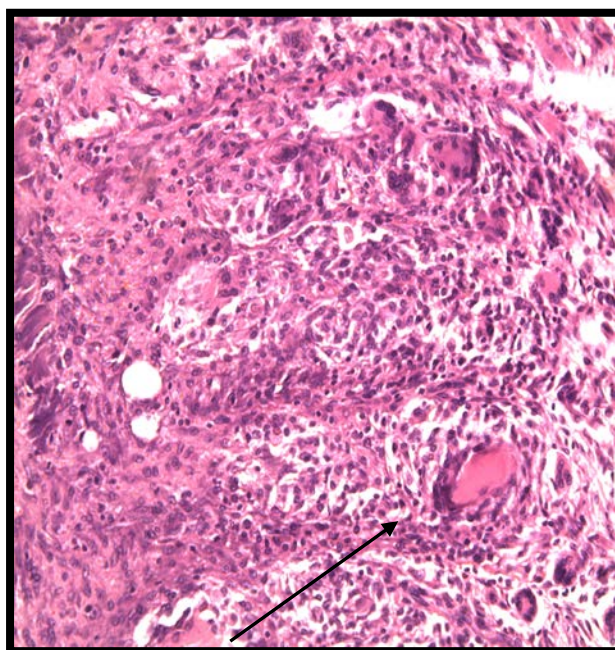


Рис. 24. Морфологические изменения в зоне надaponевротической пластики композиционным эндопротезом после воздействия высокочастотной электроэнергией (14сутки): формирование гранул инородных тел. Окраска гематоксилином и эозином x200.

Тefлоновый эндопротез проявлял себя как абсолютно инертный материал, встречались единичные гигантские клетки только вокруг шовного материал.

На 14-е сутки процессы фибриллогенеза в группах с лазерным излучением были выражены и соответствовали началу третьей фазе заживления ран – формированию и перестройке рубца. Количество фибробластов в динамике увеличилось: большее количество фибробластов регистрировалось при расположении эндопротезов под апоневроз. Меньше всего фибробластов образовывалось после использования ВЧЭ (рис. 23; таблица 7, см. приложение).

Вокруг скрученных и переплетенных между собой волокон композиционного эндопротеза прорастание созревающей грануляционной ткани сквозь ячейки имплантата носило диффузный характер, количество фибробластов было наибольшим по сравнению с другими эндопротезами ($2945 \pm 27,3$ кл./мм²). Меньше всего регистрировалось образование фибробластов после использования полипропиленового материала, вероятнее из-за мелких пор, наблюдались только начальные признаки внедрения молодой васкуляризированной рыхлой соединительной ткани.

На данном сроке эксперимента относительная площадь коллагеновых, ретикулярных и эластических волокон увеличивалась в динамике, коллагеновые волокна становились более толстыми, извитыми, хорошо воспринимали кислый фуксин, в области ячеек они образовывали ритмичный рисунок, в котором чередовались относительно толстые и более тонкие пучки, соответствующие направлению моноволокон имплантата. Больше количество волокон образовывалось при расположении эндопротезов под апоневроз. В группах с высокоинтенсивным лазерным излучением данные показатели были выше, чем после других способов воздействия за исключением группы с полипропиленом, хаотически расположенные тонкие волокна исчезали и одновременно образовывались циркулярно ориентированные коллагеновые волокна. В межклеточном веществе выявляли структуры, содержащие гликопротеины и протеогликаны, содержание которых увеличивалось после ВИЛИ, что отражало скорость клеточной пролиферации (рис. 25).

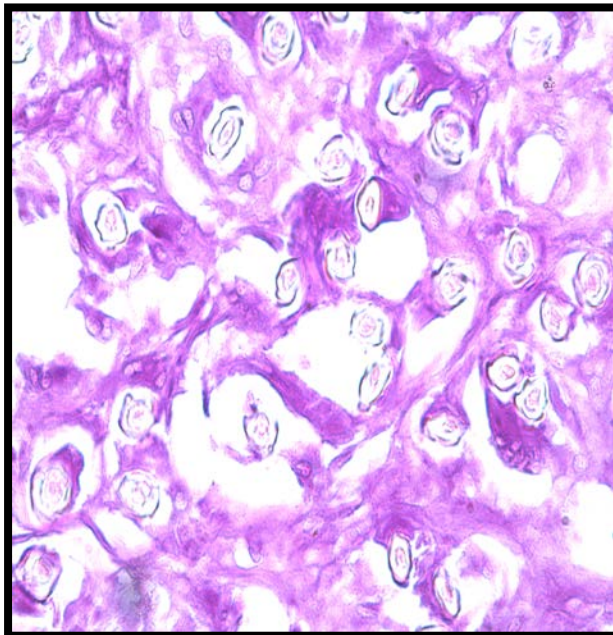


Рис. 25. Морфологические изменения в зоне имплантации композиционного эндопротеза после воздействия лазерным излучением (14 сутки): структуры, содержащие гликоген темно-красного цвета и гликопротеины красно-лилового цвета. Окраска реактивом Шиффа x400.

После имплантации эндопротезов из политетрафлюорэтилена и полиэстера наблюдали только начальные этапы формирования соединительной ткани, регистрировалось наименьшее количество коллагеновых волокон, которые хаотически располагались вокруг эндопротезов, большее количество зарегистрировано вокруг композиционного эндопротеза – $24,5 \pm 0,29$ – $33,4 \pm 0,55\%$ (рис. 26; таблица 8, см. приложение).

Увеличивалась относительная площадь эластических волокон по отношению к предыдущему сроку наблюдения, при этом указанный показатель был значительно выше после обработке лазером, в 3 раза меньше после электрокоагуляции. Интенсивней эластические волокна образовывались в ответ на имплантацию полипропиленового и композиционного эндопротезов (рис.26; таблица 8, см. приложение).

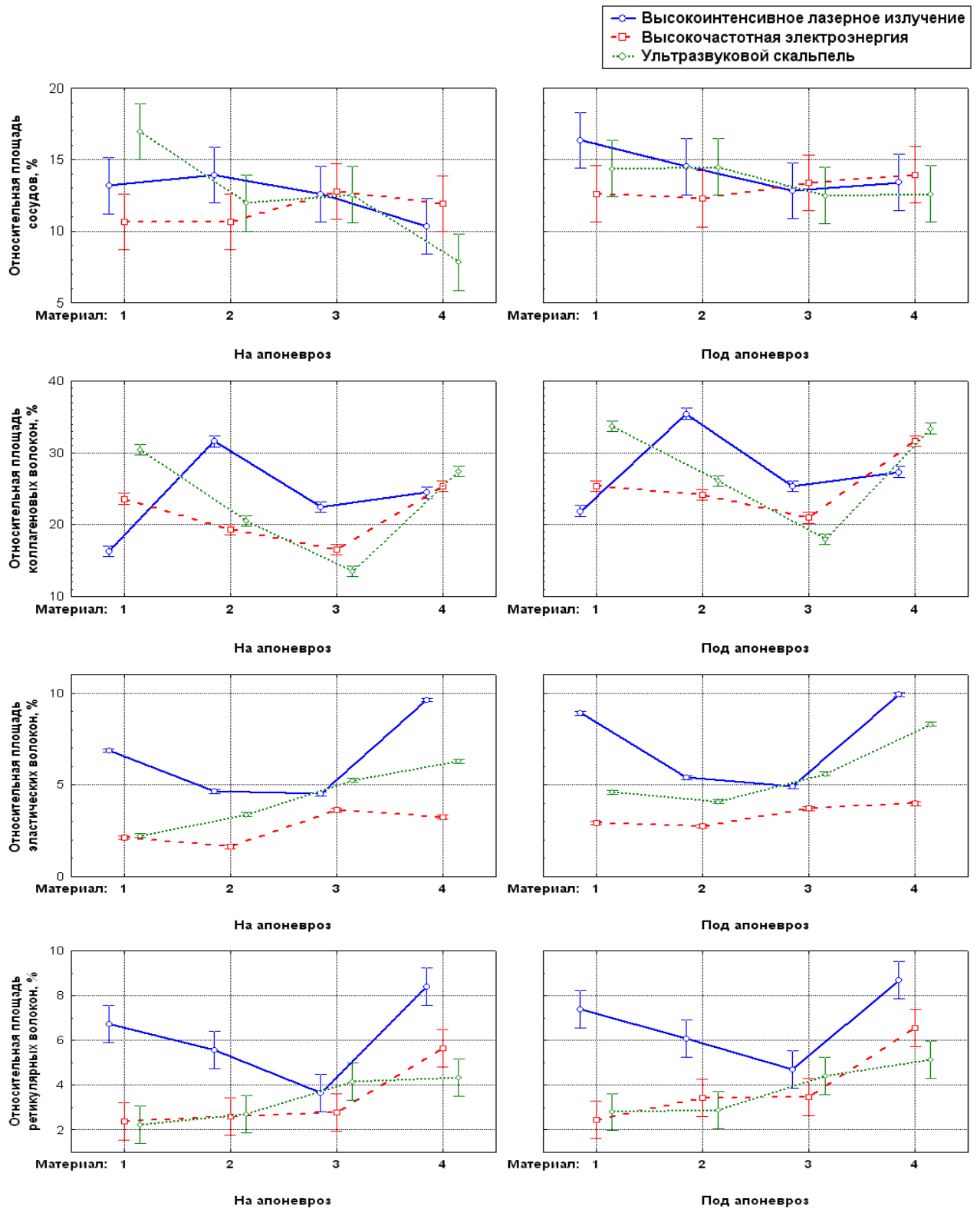


Рис. 26. Профили относительной площади сосудов и волокон на 14-е сутки в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

Новообразованные сосуды выявлялись на 14-е сутки эксперимента в большем количестве, имели полностью дифференцированные стенки и широкие, заполненные кровью просветы. При расположении эндопротезов под апоневроз относительная площадь сосудистой сети была достоверно выше, чем при расположении на апоневроз и не зависела от способа воздействия и вида материала.

Таким образом, вокруг эндопротезов с разными методами обработки их ложа определялись рост капилляров, пролиферация фибробластов, которые проникали по ходу нитей эндопротезов. Отмечалась широкая зона созревающей соединительной ткани, в которой обнаруживались лейкоциты, лимфоциты, макрофаги, гигантские клетки инородных тел.

После воздействия на зону имплантации ВЧЭ и УЗС вокруг эндопротезов зарегистрировано уменьшение явлений реактивного воспаления и уменьшение отека и клеточности, однако сохранялась диффузная интенсивная инфильтрация нейтрофильными лейкоцитами, макрофагами, гигантскими клетками с формированием гранул инородных тел. Отмечались, в основном, только начальные этапы формирования соединительной ткани: чаще выявлялись хаотически расположенные коллагеновые волокна, рост тонкостенных сосудов с развитием грануляционной ткани (рис. 27).

В то же время в зоне имплантации эндопротезов после диссекции ВИЛИ в грануляционной ткани отмечалась слабовыраженная лейкоцитарная инфильтрация, постепенная редукция сосудов, образовывались, в основном, циркулярно расположенные коллагеновые волокна (рис.28.)

Эти изменения соответствовали началу третьей фазы заживления ран – формированию и перестройке рубца.

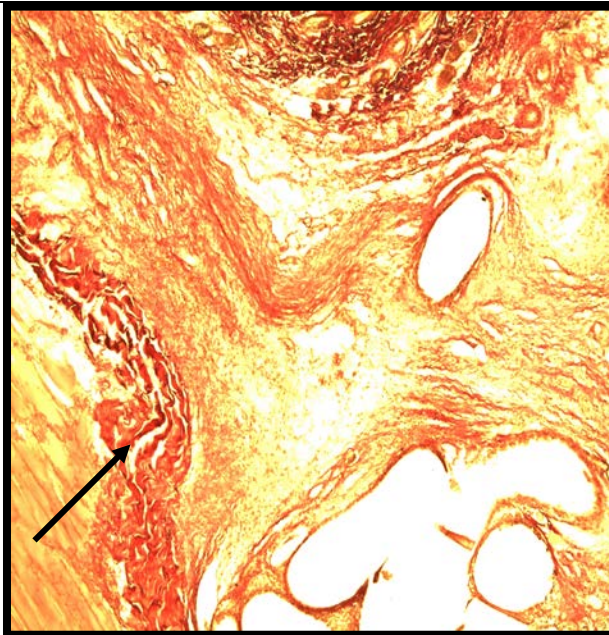


Рис. 27. Морфологические изменения при надапонеуротической пластике полиэстеровым эндопротезом после ультразвукового воздействия (14 сутки): хаотично расположенные коллагеновые волокна, тонкостенные сосуды. Окраска пикрофуксином по Ван Гизон x50.

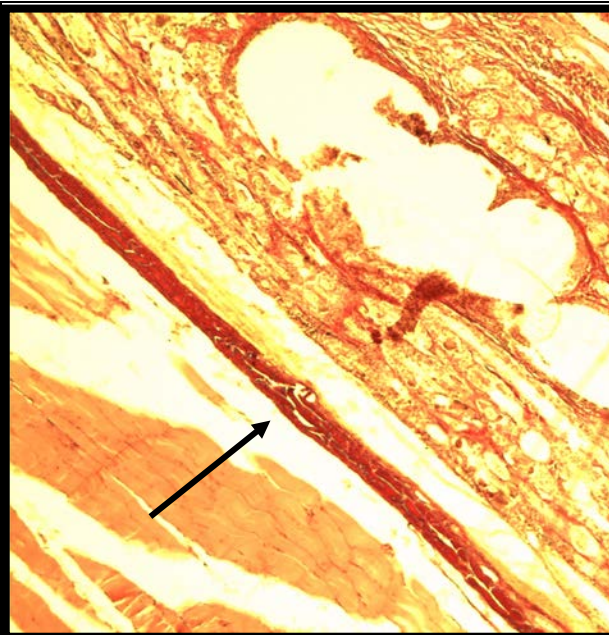


Рис.28. Морфологические изменения в зоне подапонеуротической пластике полипропиленовым эндопротезом после воздействия лазерным излучением (14 сутки): циркулярно ориентированные коллагеновые волокна, редукция сосудов. Окраска пикрофуксином по Ван Гизон x50.

4.4. Морфологические изменения тканей на 30-е сутки после имплантации эндопротезов

Вокруг всех эндопротезов определялась молодая соединительная ткань, богатая клеточными элементами и новообразованными соединительнотканными волокнами. В клеточном составе преобладали зрелые формы фибробластов. Определялись небольшие очажки круглоклеточной инфильтрации. Коллагеновые волокна были компактно упакованными, сложенными в довольно толстые пучки, ориентированные преимущественно параллельно поверхности эндопротеза. Каждая ячейка сеток (за исключением тефлоновой) «обрастала» фибробластами и коллагеновыми волокнами.

Результаты количественного исследования свидетельствовали, что содержание нейтрофильных гранулоцитов в зоне имплантации эндопротезов достоверно уменьшалось в динамике по сравнению с предыдущим сроком опыта.

На 30-е сутки эксперимента явления воспаления практически полностью отсутствовали в группах с предварительным лазерным излучением, о чем свидетельствовала меньшая нейтрофильная инфильтрация: количество лейкоцитов составило от $46 \pm 1,4$ кл./мм² до $267 \pm 9,4$ кл./мм², после электрокоагуляции $621 \pm 7,0$ кл./мм², а после ультразвуковой диссекции $685 \pm 1,7$ кл./мм².

При подапоневротическом расположении эндопротезов было зарегистрировано меньшее количество лейкоцитов, чем при расположении имплантатов на апоневроз в 1,5-2 раза (рис.29; таблица 9, см. приложение).

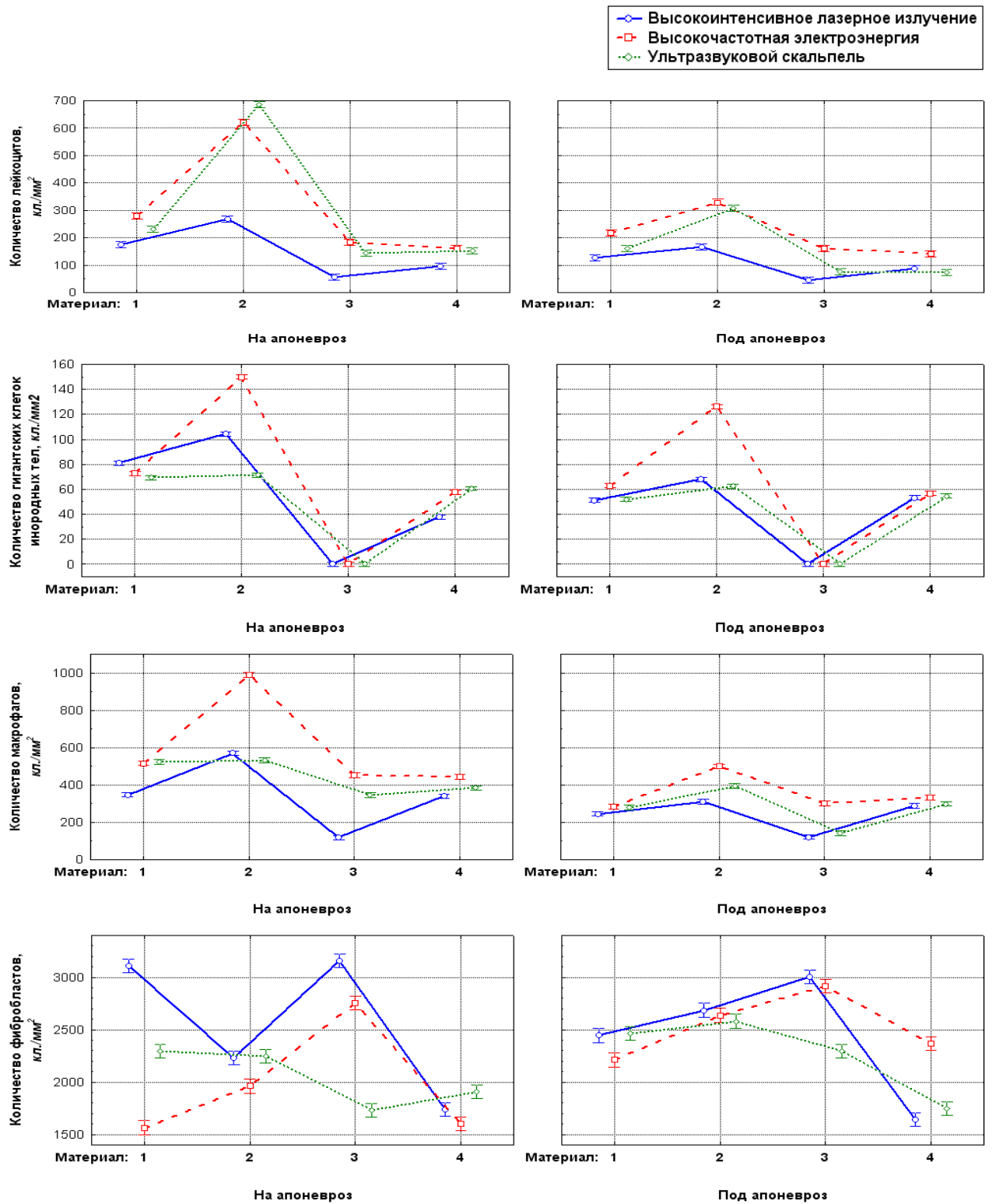


Рис. 29. Профили количества клеток на 30-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

Отмечались различия в зависимости от вида имплантата: выраженная нейтрофильная инфильтрация сохранялась после применения полиэстерового эндопротеза (рис.30), слабовыраженная после композиционного и тефлонового эндопротезов.



Рис. 30. Морфологические изменения в зоне надапоневротической пластики полиэстеровым эндопротезом после ультразвуковой диссекции (30 сутки): выраженная лейкоцитарная инфильтрация. Окраска гематоксилином и эозином, х400.

Число макрофагов по отношению к предыдущему сроку наблюдения вокруг эндопротезов в основном, уменьшалось, кроме группы с электрокоагуляцией, где отмечен рост количества макрофагов до $989 \pm 4,0$ кл./мм². В то же время содержание макрофагов в зоне имплантации эндопротезов с лазерной коагуляцией их ложа было, как правило, существенно ниже по сравнению с другими методами обработки ложа в 2 раза.

При подапоневротической пластике также отмечалось достоверно меньше клеток, чем при расположении на апоневроз. После имплантации разных эндопротезов отмечались следующие тенденции: большое количество макрофагов было зарегистрировано при полиэстеровом эндопротезе - $989 \pm 4,0$

кл./мм², в свою очередь при тефлоновом эндопротезе – всего $118 \pm 6,5$ кл./мм².

В созревающем рубце обнаруживались гигантские клетки инородных тел, содержание которых по отношению к предыдущему сроку опыта, в основном, существенно не изменилось. Однако число гигантских клеток инородных тел было значительно больше в зоне имплантации эндопротезов с электрокоагуляцией их ложа по сравнению с другими методами обработки ложа.

Формированию гранулам инородных тел в зоне имплантации способствовала пластика полиэстеровым эндопротезом, количество клеток составило $149,8 \pm 1,80$ кл./мм². Так же как и на предыдущие сроки тефлоновый эндопротез проявлял себя как абсолютно инертный материал, встречались единичные гигантские клетки только вокруг шовного материал. В области капсулы, окружающей композиционный эндопротез по сравнению с предыдущим сроком, вокруг резорбционных кист отмечено уменьшение количества гигантских клеток инородных тел до $37,8 \pm 1,36$ кл./мм² (рис.29; таблица 9, см. приложение).

При количественном подсчете - фибробласты в динамике увеличивались, только в группах с имплантацией композиционного эндопротеза снижались.

Вокруг эндопротезов после предварительной ультразвуковой диссекцией ложа регистрировалось значительно меньше фибробластов по сравнению с другими методами обработки ложа. Высокие значения наблюдались после имплантации эндопротеза из тефлона - $3157 \pm 53,3$ кл./мм².

При расположении эндопротезов **на апоневроз** на 30-е сутки отмечались фибробластические изменения в окружающих тканях с формированием хорошо выраженной соединительнотканной капсулы, в зоне которой обнаруживалось большое количество новообразованных капилляров и венул. Большинство ячеек сетчатых имплантатов на 2\3 были замещены рыхлой соединительной тканью с признаками созревания, каждое моноволокно было окружено богатой клеточными элементами соединительной тканью, особенно после

предварительного лазерного излучения.

При **подапоневротическом** расположении эндопротезов в участках дермы и подкожной клетчатки, прилегающих к зоне имплантации, отмечались выраженные склеротические изменения с отсутствием экссудативного компонента воспаления, признаки формирования рубца. Сетчатый имплантат практически полностью замещен зрелой соединительной тканью и отделен от окружающих тканей хорошо выраженной соединительнотканной капсулой. Кроме этого, отмечали признаки деформации сетчатого эндопротеза за счет сближения ячеек и узлов, большая часть из которых была замещена рыхлой соединительной тканью с многочисленными новообразованными полнокровными сосудами капиллярного типа. Эндопротез с трудом отделялся от окружающих тканей, так как по всей площади имплантата отмечали четкое внедрение соединительной ткани широкими прослойками с замещением гораздо большего количества ячеек, чем при расположении эндопротезов на апоневроз.

Различия в сроках созревания соединительной ткани в зоне имплантации сетчатых эндопротезов на апоневроз и под ним, вероятно, связаны с более выраженной ролью сосудистого компонента в подапоневротическом пространстве.

Относительная площадь коллагеновых волокон на 30–е сутки эксперимента возросла по сравнению с предыдущим сроком опыта (рис. 31; таблица 10, см. приложение). Наряду с этим, в зоне имплантации эндопротезов после ВИЛИ данный показатель был чаще значительно меньше по сравнению с другими методами обработки ложа, уменьшалось количество ретикулярных волокон, в соединительной ткани наблюдались истонченные и утолщенные участки, что связано с ремоделированием ткани, фрагментацией волокон и их частичной резорбцией.

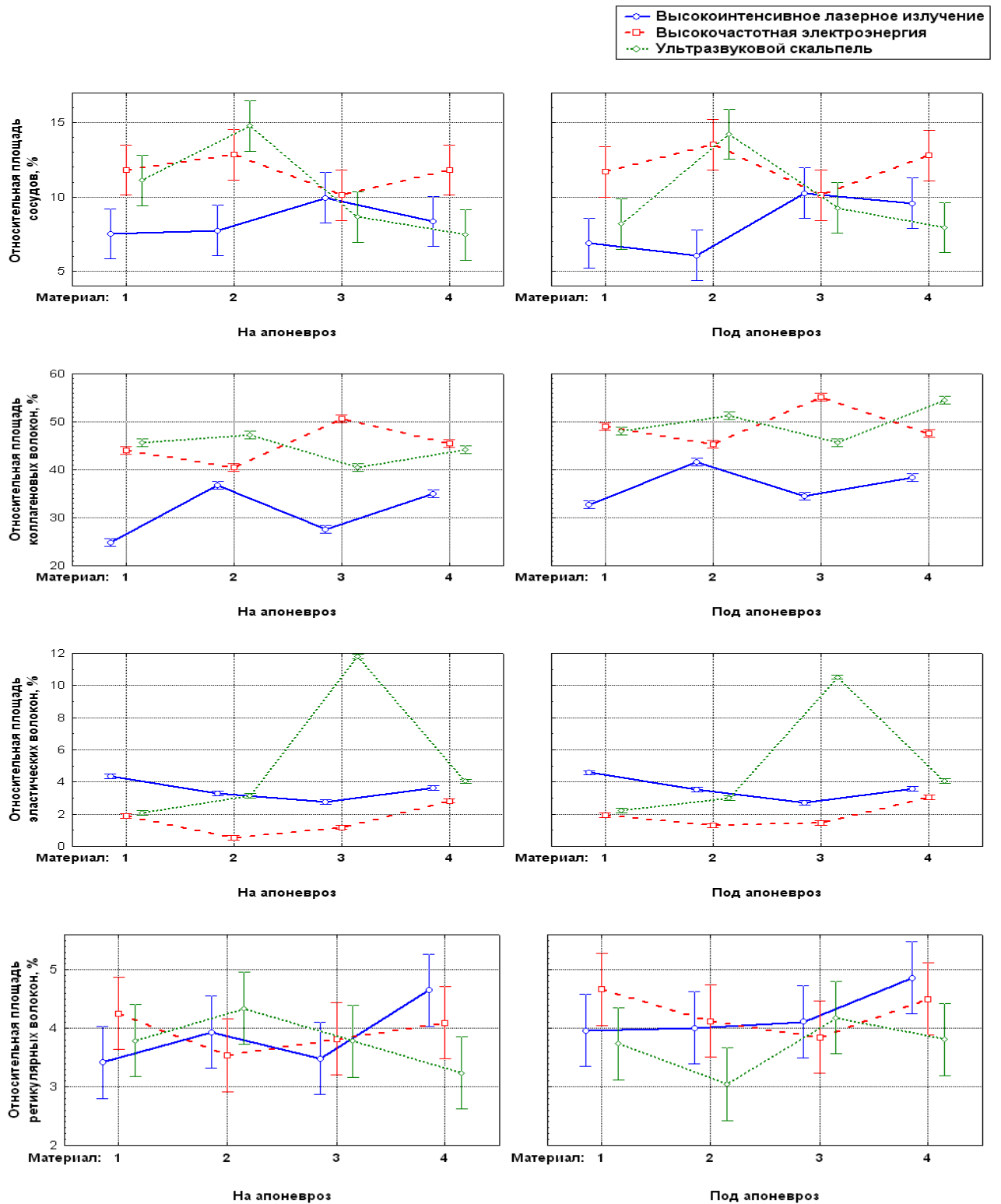


Рис. 31. Профили относительной площади сосудов и волокон на 30-е сутки в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

В области имплантации эндопротезов после воздействия высокочастотной электроэнергией и ультразвуковым скальпелем относительная площадь «незрелых», хаотично расположенных ретикулярных волокон оставалась высокой, что свидетельствовало о замедлении созревания грануляционной ткани (рис. 32).

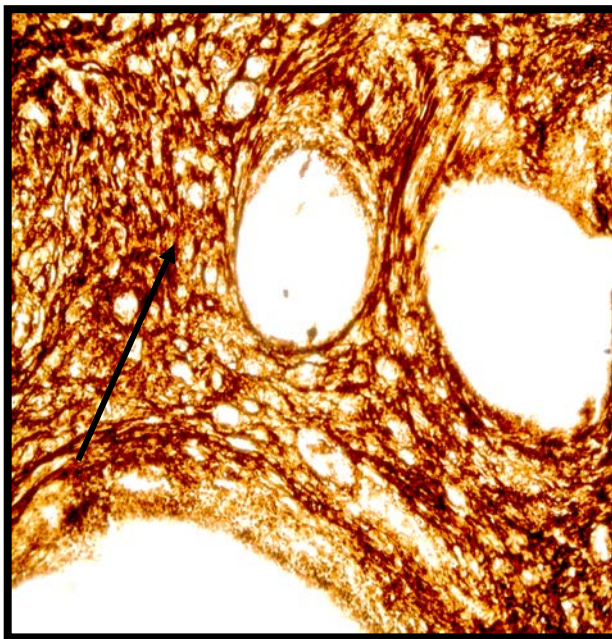


Рис. 32. Морфологические изменения в зоне имплантации полипропиленового эндопротеза после воздействия высокочастотной электроэнергии (30 суток): многочисленные ретикулярные волокна. Окраска азотно-кислым серебром по методу Фута x100.

Большое количество коллагеновых волокон образовывалось после пластики тefлоновым эндопротезом, площадь которых составляла - до $55,1 \pm 0,35\%$ (рис.31; таблица 10, см. приложение).

Показатель относительной площади эластических волокон в зоне имплантации эндопротезов был, как правило, достоверно меньше по сравнению с предыдущим сроком опыта. Эластические волокна в большом количестве образовывались после имплантации тefлонового эндопротеза с предварительной диссекцией тканей ультразвуковым скальпелем (рис.33), самые низкие значения после ВЧЭ – до $0,5 \pm 0,01\%$ (рис.34).

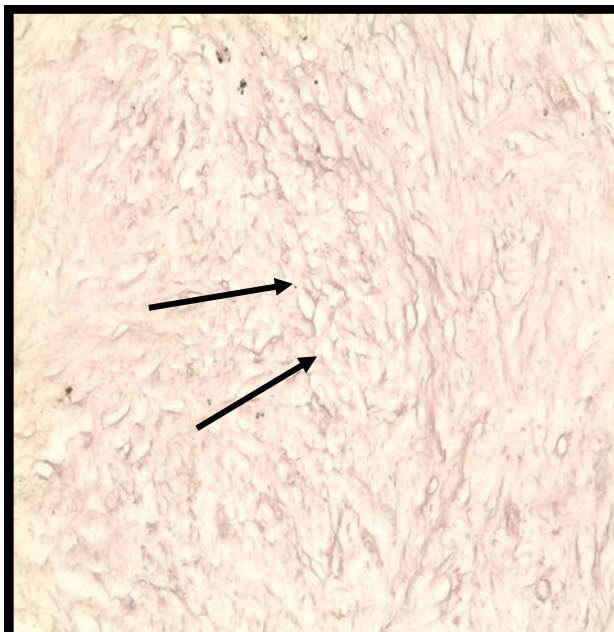


Рис. 33. Морфологические изменения в зоне имплантации после ультразвукового воздействия (30 суток): большое количество эластических волокон. Окраска железным гематоксилином по Вейгерту x100.



Рис. 34. Морфологические изменения в зоне имплантации после воздействия высокочастотной электроэнергией (30 суток): небольшое количество эластических волокон. Окраска железным гематоксилином по Вейгерту x100.

Через 30 суток эксперимента вокруг полиэфирового эндопротеза наблюдалась выраженная клеточная реакция, представленная фибробластами и лейкоцитами. Численная плотность фибробластов составила от $1961 \pm 27,0$ до $2686 \pm 9,2$ кл./мм², в толще соединительной ткани местами обнаруживали набухший петлеобразный коллаген, большое количество паретически расширенных новообразованных сосудов мелкого калибра с дифференцированными стенками, малоизвитые толстые соединительно-тканые волокна (рис. 35), т.е. можно констатировать, что только на 30-е сутки вокруг полиэстера разворачивается стадия формирования и перестройки рубца, тогда как вокруг «Ультрапро» уже сформировалась тонкая капсула с нежными

коллагеновыми волокнами с полнокровными сосудами капиллярного типа, сетчатая структура практически не прослеживалась.

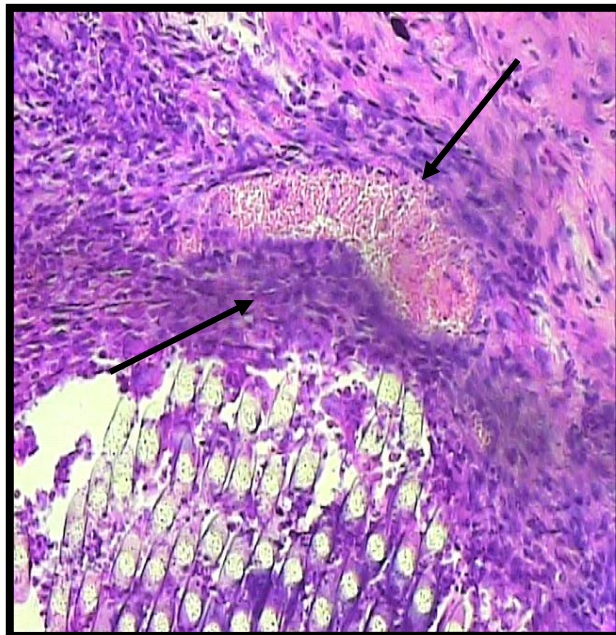


Рис. 35. Морфологические изменения в зоне имплантации полиэстерового эндопротеза после ультразвуковой диссекции (30 сутки): лейкоцитарная инфильтрация, многочисленные сосуды. Окраска гематоксилином и эозином x100.

При сравнении реакций вокруг полиэстера и полипропилена оказалось, что вокруг полипропиленовой нити лейкоцитарная инфильтрация менее выражена, чем вокруг полиэстеровой, фибробластические процессы развиваются быстрее и в конечном итоге капсула вокруг полипропиленовых нитей тоньше, чем вокруг полиэстеровой, но все же, уступает по толщине капсуле, образованной вокруг композиционного эндопротеза.

Характерные особенности наблюдались после имплантации эндопротеза из тефлона: при расположении под апоневроз инородное тело было отграничено от окружающих мышц пластом зрелой грануляционной ткани с умеренным количеством клеточных элементов, новообразованными соединительнотканными волокнами и умеренным количеством полнокровных новообразованных сосудов. В области контакта мышечного пласта с

поверхностью инородного тела определялись скопления макрофагов, нагруженных глыбками коричневого пигмента. Вокруг протеза сформировалась плотная соединительнотканная капсула, истинного врастания в эндопротез не происходило.

На 30 день после имплантации под апоневроз морфологические изменения в тканях передней брюшной стенки в основном совпадали с аналогичным сроком после надапоневротической пластики. Однако наряду с новообразованными капиллярами и венулами, обнаруживались также артерии и вены мелкого калибра. При этом отмечено уменьшение отека в окружающих тканях, выраженность фибробластических изменений и коллагенообразование с формированием фиброзно-рубцовой ткани в зоне эндопротезов при подапоневротическом расположении были более выражены, в динамике отмечено уменьшение ретикулярных волокон и увеличение упорядоченных коллагеновых волокон.

После воздействия на ткани ВИЛИ к 30-м суткам наступала редукция сосудов во всех группах, что свидетельствовало о полном созревании грануляционной ткани вне зависимости от вида эндопротеза.

После ультразвукового воздействия места имплантации количество сосудов достоверно уменьшалось в группах – тефлон, полипропилен, «Ультрапро», в группе с полиэстером отмечен дальнейший рост сосудов (рис.31; таблица 10, см. приложение).

После применения высокочастотной электроэнергии на 30-е сутки количество вновь образованных сосудов только достигало своего максимума независимо от вида эндопротеза, почти в 1,5 раза превышая соответствующие значения в группах с лазерным излучением, что указывало на более длительные сроки созревания грануляционной ткани.

Исключение составила группа с эндопротезом из тефлона, где после всех способов диссекции показатели относительной площади новообразованных

сосудов статистически не отличались между собой и продемонстрировали сходных эффект, как на 14, так и на 30-е сутки.

Таким образом, в зоне имплантации эндопротезов с лазерной коагуляцией их ложа вокруг остатков нитей сформировалась тонкая соединительно-тканная капсула с нежными коллагеновыми волокнами, отмечалась клеточная реакция, представленная единичными фибробластами и нейтрофильными гранулоцитами.

В то же время вокруг нитей эндопротезов после электрокоагуляции и ультразвуковой диссекции регистрировались, в основном, еще выраженная лейкоцитарная инфильтрация, многочисленные фибробласты, сосуды с явлениями продуктивного васкулита, гранулемы инородных тел, что свидетельствовало лишь о начале стадии формирования и перестройки рубца.

4.5. Морфологические изменения в тканях на 90-е сутки после имплантации эндопротезов

Результаты морфометрического исследования на 90-е сутки показали, что в зоне имплантации эндопротезов содержание нейтрофильных гранулоцитов значительно уменьшилось по сравнению с предыдущим сроком наблюдения. При подапоневротическом расположении лейкоцитов было в 1,5 - 2 раза меньше, чем при расположении на апоневроз.

Не зависимо от вида эндопротеза и места имплантации в группах с высокоинтенсивным лазерным излучением нейтрофильная инфильтрация была значительно ниже и не превышала $76 \pm 1,3$ кл./мм², чем после использования ультразвуковой диссекции и высокочастотной коагуляции, где цифры достигали $206,9 \pm 2,62$ и $183,9 \pm 0,80$ кл./мм² соответственно (рис. 36; таблица 11, см. приложение).

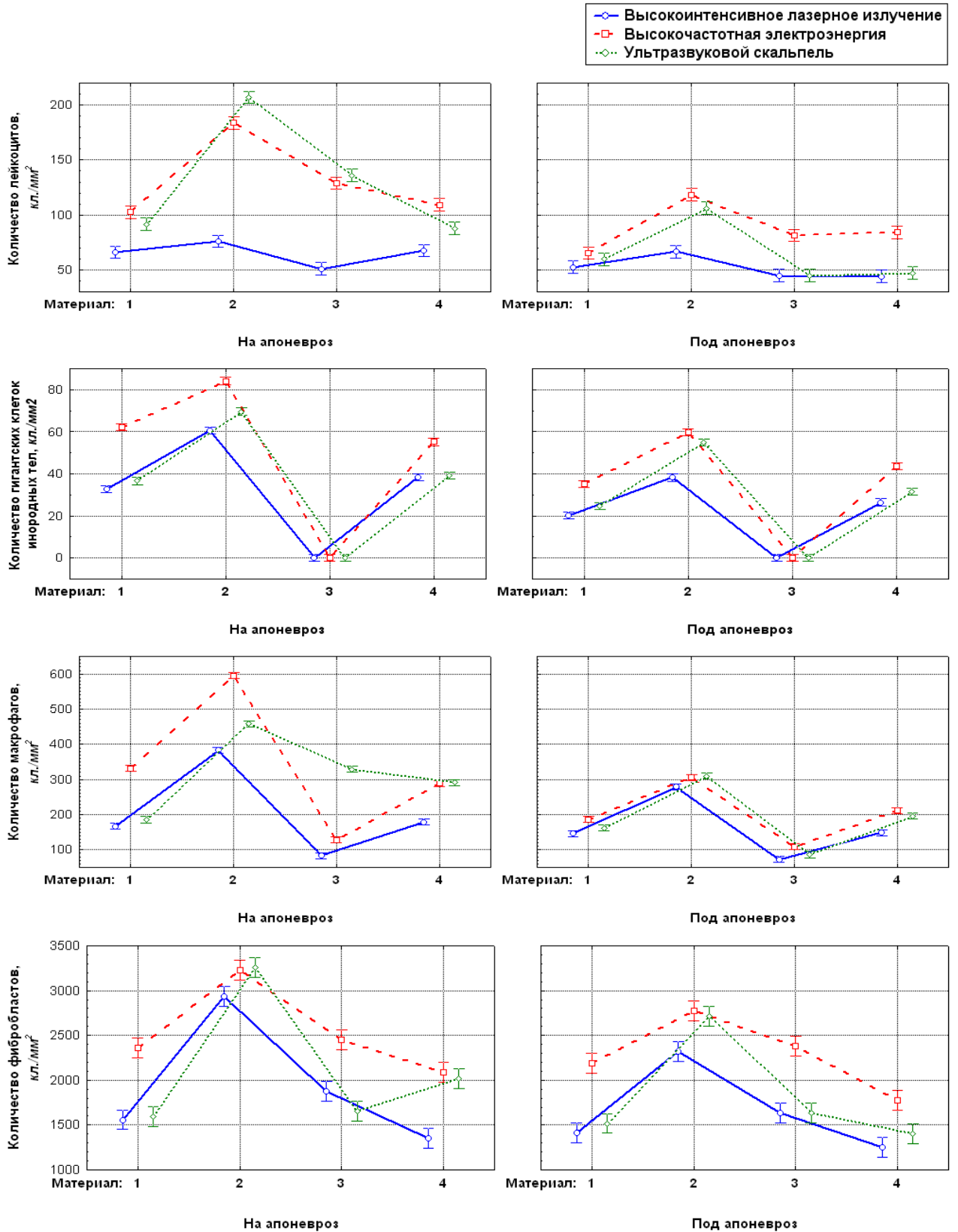


Рис. 36. Профили количества клеток на 90-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

Из эндопротезов больше всего лейкоцитов оставалось после использования полиэфестерового материала, меньше при полипропиленовом и композиционном эндопротезах.

Количество макрофагов в зоне имплантации эндопротезов значительно уменьшилось, кроме того, содержание макрофагов в зоне имплантации эндопротезов при подапневротической пластике было ниже, чем при расположении на апоневроз.

Слабовыраженная макрофагальная реакция была после имплантации эндопротезов из тефлона и полипропилена, выраженная после полиэфестерового эндопротеза, высокие значения макрофагов при использовании композиционного эндопротеза, связаны с участием макрофагов в резорбции компонентов имплантата, их число достигало $291 \pm 2,7$ кл./мм² (рис.36; таблица 11, см. приложение).

Наименьшие показатели содержания макрофагов от $73 \pm 2,0$ до $383 \pm 4,7$ кл./мм² отмечались в группах с предварительной обработкой высокоинтенсивным лазерным излучением.

Содержание гигантских клеток инородных тел в зоне имплантации эндопротезов с разными способами обработки их ложа, в основном, уменьшилось или они не регистрировались, как и на предыдущих сроках наблюдения. Количество клеток инородных тел было наибольшим после имплантации полиэфестерового эндопротеза - $84,1 \pm 1,01$ кл./мм². Формированию гранулем инородных тел способствовала высокочастотная электрокоагуляция по сравнению с другими способами диссекции. Гигантских клеток инородных тел было в 1,4 раза меньше после подапневротической пластики, чем после имплантации эндопротезов на апоневроз (рис.36; таблица 11, см. приложение).

Количество фибробластов в динамике уменьшалось, за исключением группы с полиэфестером, где отмечался рост количества фибробластов до $3263 \pm 44,2$ кл./мм², тогда как после использования «Ультрапро» не превышали значения в $2089 \pm 14,3$ кл./мм²

Отмечалось также существенное уменьшение числа фибробластов в зонах имплантации эндопротезов после высокоинтенсивного лазерного воздействия по отношению к другим методам обработки. Количество фибробластов было меньше при подапоневротической пластике, чем при расположении на апоневроз.

На 90-й день эксперимента регистрировалось, в основном, уменьшение, относительной площади коллагеновых и ретикулярных волокон по сравнению с предыдущим сроком опыта. Наряду с этим, исследованные показатели в зоне имплантации эндопротезов после воздействия на ткани ВИЛИ были значительно меньше по отношению к другим способам обработки в 1,5-2 раза, наибольшая площадь коллагеновых волокон до $43,8 \pm 0,49\%$ зафиксирована после ВЧЭ (рис.37; таблица 12, см. приложение).

Коллагеновые волокна редуцировались после использования эндопротезов из полипропилена и композиционного материала до $18,3 \pm 0,18\%$, а после имплантации полиэстерового и тефлонового материала достигали 40%.

Относительная площадь эластических волокон в зоне имплантации эндопротезов либо значительно увеличивались или уменьшались, либо существенно не изменялась по сравнению с предыдущим сроком наблюдения. После ВИЛИ количество эластических волокон было достоверно больше, чем в других группах и не зависело от места расположения эндопротезов. В группах после предварительной обработки ВЧЭ и УЗС имело значение место имплантации эндопротеза: под апоневрозом показатели эластических волокон были выше.

После имплантации сетчатого композиционного эндопротеза показатель был значительно выше, чем в группах с другими эндопротезами и составил $5,6 \pm 0,03\%$, при имплантации других эндопротезов значительной разницы не выявлено.

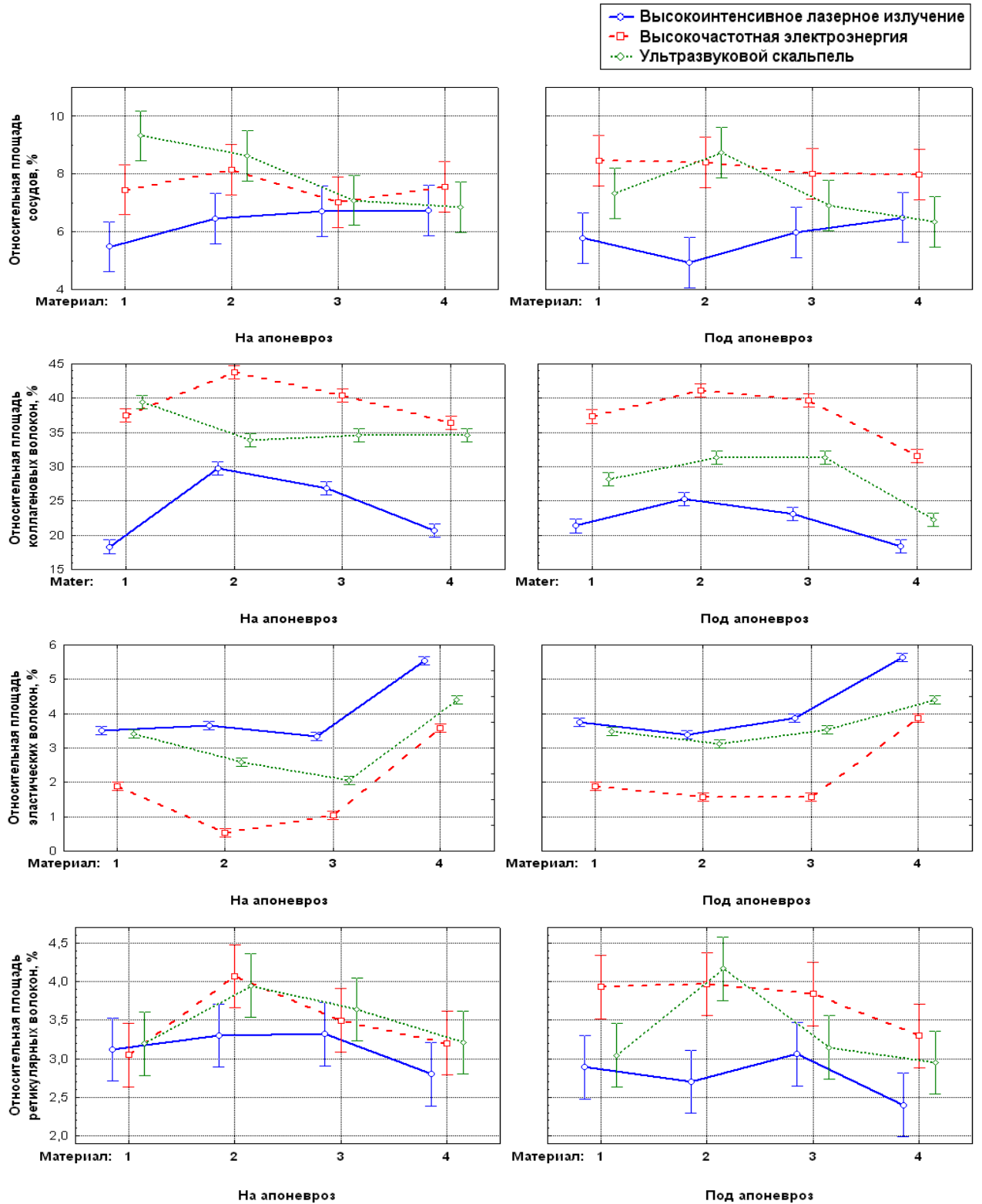


Рис. 37. Профили относительной площади сосудов и волокон на 90-е сутки в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза.

Материал: 1 – полипропилен, 2 – полиэстер, 3 – тефлон, 4 – «Ультрапро».

В зоне имплантации с разными способами обработки их ложа, регистрировалось, в основном, существенное уменьшение относительной площади кровеносных сосудов по сравнению с предыдущим сроком исследования вне зависимости от места расположения и вида эндопротеза. В то же время исследованный показатель в зоне имплантации эндопротезов после ВИЛИ достоверно уменьшился по сравнению с другими способами обработки ложа.

Выраженнее редукция сосудов наблюдалась в группах с композиционным эндопротезом, при использовании тефлона достоверных различий в зависимости от способа обработки и места имплантации не выявлено (рис.37, таблица 12, см. приложение).

Таким образом, к 90-м суткам эксперимента происходила стабилизация процессов созревания соединительной ткани и инкапсуляции эндопротезов. На 90-е сутки были наиболее очевидны различия между имплантированными материалами. Соединительно-тканый каркас образовался вокруг всех протезов, но толщина его была различной.

Вокруг **полиэстерового эндопротеза** имело место более интенсивное образование соединительной ткани. На этом сроке происходило увеличение доли волокнистого компонента и стабилизация тканевой реакции на имплантат, отмечалось дальнейшее созревание и фибрирование грануляционной ткани, на фоне сохраняющейся диффузной инфильтрации нейтрофильными лейкоцитами (количество лейкоцитов - до $206,9 \pm 2,62$ кл./мм²), макрофагами, плазматическими клетками и лимфоцитами и нарастания количества клеток, типа "инородных тел" (до 85 кл./мм²), что к 90 суткам привело к формированию толстой, грубоволокнистой соединительной капсулы с явлениями гиалиноза и дезорганизации волокнистого компонента (рис.38).

При расположении эндопротеза на апоневроз, сетка практически не была видна через слой соединительной ткани, плотно соединена с прилежащими тканями и имела вид грубой манжеты, окружающей имплантат.

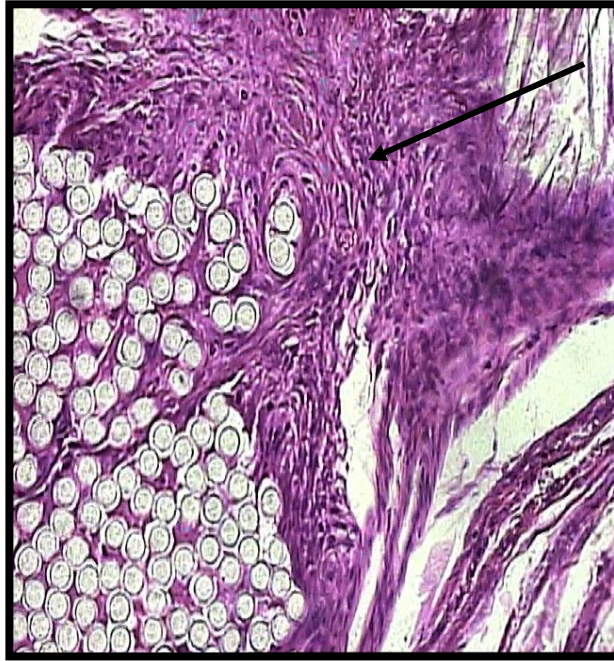


Рис.38. Морфологические изменения в зоне имплантации полиэстерового эндопротеза после воздействия высокочастотной электроэнергией (90 сутки): избыточное фибрирование и образование грубой капсулы. Окраска гематоксилином и эозином x100.

При подапоневртическом расположении эндопротеза отмечалось разрастание толстого пласта грубоволокнистой соединительной ткани с небольшим количеством сосудов, с большим количеством клеточных элементов, новообразованных соединительно-тканых волокон. В клеточном составе преобладали фибробласты с примесью небольшого количества макрофагов и клеток лимфоидного ряда, определялись скопления гемосидерофагов. Брюшная стенка в зоне имплантации была ригидная, мало растяжимая, не могла равномерно растягиваться и изгибаться. Эндопротез был практически неотделим от местных тканей, представлял собой единую зону фиброза. Во всех полях зрения наблюдалось венозное и капиллярное полнокровие.

Волокна **полипропилена** были окружены менее плотной соединительной тканью, что способствовало прочной интеграции эндопротеза и формированию

равномерного рубца в зоне имплантации, как при подапоневротической пластики, так и при расположении имплантата на апоневроз (рис. 39).

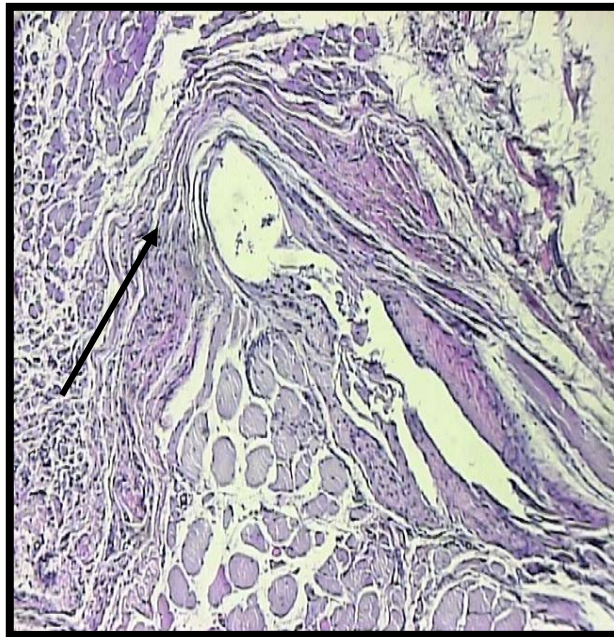


Рис. 39. Морфологические изменения в зоне имплантации полипропиленового эндопротеза после воздействия лазерным излучением (90 сутки): тонкая капсула, представленная рубцовой тканью с единичными клеточными элементами и кровеносными сосудами. Окраска гематоксилином и эозином x50.

Каждая ячейка инородного тела была окружена зрелой соединительной тканью, с умеренным количеством клеточных элементов и новообразованных сосудов мелкого калибра и концентрически расположенными соединительно-тканными волокнами. В клеточном составе преобладали фибробласты, встречались в небольшом количестве макрофаги и очажки круглоклеточной инфильтрации. В некоторых полях зрения отмечалось слияние макрофагов с формированием гигантских многоядерных клеток инородных тел.

В зоне контакта инородного тела с мышцами отмечалось врастание тяжелой грануляционной ткани между ячейками инородного тела. На месте

имплантации образовывалась однородная плотная рубцовая пластина, бедная кровеносными сосудами и клеточными элементами.

Через 90-суток пребывания эндопротеза в тканях животного **композиционный имплантат** был окружен тонким и нежно-волокнистым равномерным слоем зрелой соединительной ткани, просвечивал через этот слой (рис. 40). При подапоневротической пластике брюшная стенка в зоне имплантации мягкая подвижная. Отмечалось дальнейшее уменьшение клеточности, преобладающими оставались фибробласты, небольшое количество сосудов. Количество гигантских клеток инородных тел в динамике уменьшалось.



Рис. 40. Морфологические изменения в зоне имплантации композиционного эндопротеза после воздействия лазерным излучением (90 сутки): тонкая соединительнотканная капсула. Окраска гематоксилином и эозином x400.

Волокна и фибробласты располагались упорядоченными структурами. Наружный слой коллагеновой капсулы содержал небольшое количество полнокровных кровеносных сосудов. Коллагеновые волокна, прилежащие к сетчатому эндопротезу, были в основном, ориентированы параллельно нитям

имплантата и в то же время прорастали в ячейки эндопротеза. В результате сетчатый эндопротез и соединительная ткань образовывали единое целое.

Тефлоновый эндопротез характеризовал себя как наиболее инертный материал, количество лейкоцитов было небольшое от $44,8 \pm 0,55$ до $135,9 \pm 1,24$ кл./мм², клетки инородных тел отсутствовали, количество макрофагов минимальное. Однако большое количество инородного материала значительно стимулировало фибробластическую реакцию и более интенсивное развитие соединительной ткани: количество фибробластов оставалось высоким до $2447 \pm 33,0$ кл./мм², коллагеновые волокна толстые извитые, что привело к формированию широкой грубой неравномерной соединительнотканной капсулы вокруг имплантата (рис. 41), при разрезании которой часто наблюдалось смещение, деформация эндопротеза, так как отсутствовало истинное врастание в эндопротез.

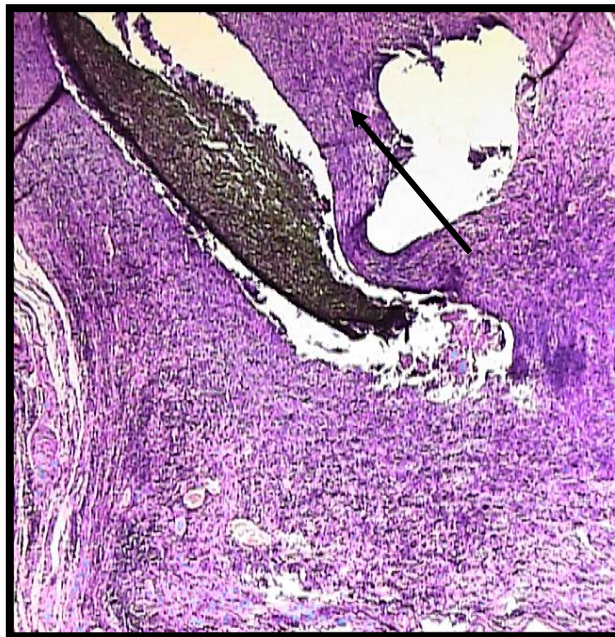


Рис. 41. Морфологические изменения в зоне имплантации тефлонового эндопротеза после ультразвуковой диссекции (90 сутки): фиброзированная соединительнотканная капсула с толстыми гиалинизированными коллагеновыми волокнами и клеточными элементами. Окраска гематоксилином и эозином $\times 50$.

Вокруг эндопротезов с электрокоагуляцией и ультразвуковой обработкой их ложа выявлялась соединительнотканная капсула с отдельными эластическими волокнами и толстыми гиалинизированными коллагеновыми волокнами. Среди волокон капсулы встречались нередко кровеносные сосуды с явлениями васкулита, скопления лейкоцитов, фибробластов и гигантских клеток инородных тел, что свидетельствовало о развитии гипертрофической рубцовой ткани (рис. 38, 41).

В то же время вокруг эндопротезов с лазерной коагуляцией их ложа определялась тонкая капсула, представленная нормотрофической рубцовой тканью, в которой чаще определялись эластические волокна и лишь отдельные клеточные элементы и кровеносные сосуды (рис. 39, 40).

4.6. Степень редукции эндопротезов в тканях передней брюшной стенки.

Одним из основных клинических критериев биоинертности герниопротеза является степень его сокращения при инкорпорации в тканях организма. Наибольшее сокращение площади протезов независимо от материала происходит в течение первых трех месяцев после операции [205, 233].

Как показали наши исследования, все герниопротезы подвергаются явлению "физиологического" сжатия, что соответствует процессам перемоделирования экстрацеллюлярного матрикса и образованию рубцовой ткани. При изучении площади различных синтетических материалов до имплантации и через 90 суток выявлены следующие закономерности.

Во всех случаях имплантации синтетических материалов площадь эндопротезов достоверно ($P_w < 0,05$) уменьшалась в размерах к 90 суткам по сравнению с исходной (15X12 мм).

В ходе дисперсионного анализа данных, суммированных в таблице 13, было установлено, что статистически значимыми оказались все три изученных фактора.

Таблица 13

Изменение площади эндопротезов на 90-е сутки имплантации

Эндопротез	Исходная площадь, (мм ²)	Способ воздействия	Конечная площадь (мм ²): среднее ± станд. ошибка	Степень редукции эндопротеза (%), (95%-ный доверительный интервал)
Полипропиленовый	180	ВИЛИ	<u>131,7 ± 1,34</u>	<u>26,8 (23,6 – 30,0)</u>
			138,5 ± 2,42	23,1 (17,3 – 28,9)
		ВЧЭ	<u>122,5 ± 1,18</u>	<u>31,9 (29,1 – 34,8)</u>
134,5 ± 1,16	25,3 (22,5 – 28,0)			
УЗС		<u>126,9 ± 1,45</u>	<u>29,5 (26,0 – 33,0)</u>	
		135,4 ± 0,67	24,8 (23,2 – 26,4)	
Полиэстеровый	180	ВИЛИ	<u>134,0 ± 0,58</u>	<u>25,5 (24,1 – 26,9)</u>
			146,9 ± 0,88	18,4 (16,3 – 20,5)
		ВЧЭ	<u>127,3 ± 1,73</u>	<u>29,3 (25,2 – 33,4)</u>
135,7 ± 0,23	24,6 (24,0 – 25,2)			
УЗС		<u>131,3 ± 0,66</u>	<u>27,1 (25,5 – 28,6)</u>	
		139,5 ± 0,90	22,5 (20,3 – 24,7)	
Тefлоновый	180	ВИЛИ	<u>153,4 ± 1,42</u>	<u>14,8 (11,4 – 18,2)</u>
			155,2 ± 0,44	13,8 (12,7 – 14,9)
		ВЧЭ	<u>149,8 ± 0,67</u>	<u>16,8 (15,2 – 18,4)</u>
151,4 ± 0,63	15,9 (14,4 – 17,4)			
УЗС		<u>151,7 ± 0,60</u>	<u>15,7 (14,3 – 17,2)</u>	
		153,8 ± 1,48	14,5 (11,0 – 18,1)	
Композиционный эндопротез «Ультрапро»	180	ВИЛИ	<u>156,6 ± 0,61</u>	<u>13,0 (11,5 – 14,5)</u>
			161,0 ± 0,87	10,5 (8,5 – 12,6)
		ВЧЭ	<u>152,8 ± 1,01</u>	<u>15,1 (12,7 – 17,5)</u>
155,2 ± 0,44	13,8 (12,7 – 14,9)			
УЗС		<u>154,2 ± 1,33</u>	<u>14,3 (11,2 – 17,5)</u>	
		156,6 ± 0,95	13,0 (10,7 – 15,3)	

Примечание: над чертой – на апоневроз, под чертой – под апоневроз.

Жирным шрифтом выделено минимальное значение сокращения площади эндопротеза в эксперименте.

Различия между способами воздействия ($F_{[2;48]}=60,2$; $P \ll 0,001$) заключались в максимальном сокращении площади эндопротеза при обработке высокочастотной электроэнергией (на 21,6%; 95%ДИ: 15,7-20,8), промежуточном – при воздействии ультразвуковым скальпелем (на 20,2%; 95%ДИ: 17,5-22,8) и минимальном – при высокоинтенсивном лазерном излучении (на 18,2%; 95%ДИ: 15,7-20,8).

Различия между способами имплантации эндопротеза ($F_{[1;48]}=176,4$; $P \ll 0,001$) заключались в большем сокращении площади в случае надапоневротического расположения имплантата (на 21,7%; 95%ДИ: 19,3-24,1) и меньшем – в случае установки эндопротеза под апоневроз (на 18,3%; 95%ДИ: 16,6-20,1).

Эффект материалов ($F_{[3;48]}=729,1$; $P \ll 0,001$) проявился следующим образом. Максимальная редукция эндопротеза наблюдалась для полипропиленового и полиэстерового протезов – соответственно: на 26,9% (95%ДИ: 25,2-28,5) и на 24,6% (95%ДИ: 22,8-26,4). Существенно меньшая редукция отмечалась для тефлонового протеза – на 15,3% (95%ДИ: 14,6-15,9).

У эндопротезов с меньшим содержанием инородного материала менее выражена воспалительная реакция на имплантацию и, соответственно, меньше проявляется «сморщивание». В группе с имплантацией композиционного эндопротеза «Ультрапро» не было выявлено признаков значимого сокращения площади протеза, редукция составила - 13,3% от исходной площади (95% ДИ: 12,5-14,1).

Таким образом, по результатам эксперимента, оптимальной комбинацией факторов, приводящей к наименьшему сокращению площади эндопротеза была комбинация «высокоинтенсивное лазерное излучение + композиционный эндопротез + подапоневротическое расположение. В этом случае наблюдалось сокращение площади эндопротеза лишь на 10,5% (таблица 13).

4.7. Результаты системы балльных оценок

В конце эксперимента по результатам клинических данных и морфологических изменений в зоне имплантации эндопротезов с помощью системы балльных оценок были определены наилучшие комбинации для протезирования передней брюшной стенки:

74 балла – комбинация высокоинтенсивное лазерное излучение + композиционный эндопротез + подапоневротическое расположение

55 баллов – комбинация высокоинтенсивное лазерное излучение + композиционный эндопротез + имплантация на апоневроз

50 баллов – комбинация высокоинтенсивное лазерное излучение + полипропилен + подапоневротическое расположение

Остальные комбинации «набрали» меньше 40 баллов.

Анализ полученных оптимальных комбинаций позволяет предположить, что использование высокоинтенсивного лазерного излучения наиболее значимый фактор при выполнении герниопластик, который нивелирует недостатки синтетических материалов и места имплантации.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Успехи современной герниологии обусловлены внедрением в практику атензионных способов оперативного лечения с применением эндопротезов из синтетических полимеров (полиэстер, полипропилен и политетрафлюороэтилен), что позволяет уменьшить количество рецидивов до 0,2-4% [64, 129, 167, 182, 162, 290]. Однако при их использовании в 10- 50 % случаев наблюдаются осложнения - нагноения послеоперационных ран, инфильтраты, серомы, келоидные трансформации послеоперационных рубцов. Они обусловлены реакцией организма на материал эндопротеза [3, 154, 224, 272]. Хронический воспалительный процесс по типу реакции на инородное тело часто приводит к возникновению феномена сморщивания и уплотнения имплантата, результатом которого становится развитие хронического болевого синдрома, подвижности имплантата и в итоге рецидива грыжи [7, 65, 164, 207, 218, 270, 276].

Вероятность развития этих осложнений зависит и от способа имплантации эндопротеза – на апоневроз или под апоневроз [60, 78, 121]. Не менее важным условием для приживления имплантата и профилактики местных осложнений является максимально бережная препаровка тканей и адекватный гемостаз [18, 74, 110, 142, 177, 190, 194].

В связи с этим целью данного исследования было улучшение результатов герниопластики путем применения высокоинтенсивного лазерного излучения для диссекции тканей и композиционного сетчатого имплантата.

Для решения поставленной цели было проведено 360 экспериментальных операций на крысах, массой 180-200г.

Животные были разделены на 4 группы по 90 особей в зависимости от вида синтетического имплантата, используемого для протезирования передней

брюшной стенки: протез из полипропилена, политетрафлюороэтилена, полиэстера и частично рассасывающийся облегченный композиционный протез, состоящий из равных частей монокрила и полипропилена.

В каждой группе протез имплантировали двумя способами: на апоневроз (on lay) и под апоневроз (sub lay). Поскольку применяемые в клинике методики протезирующих герниопластик с размещением имплантата предбрюшинно, либо ретромускулярно невозможно применить на крысах в виду очень малой толщины мышечно-апоневротического слоя и брюшины (менее 1 мм), нами разработан оригинальный способ моделирования протезирующей герниопластики срединных вентральных грыж, защищенный патентом № 2362214.

В ходе операции диссекцию тканей и гемостаз выполняли одним из трех методов: высокочастотной электроэнергией, ультразвуковым скальпелем, высокоинтенсивным лазерным излучением. Животные были выведены из эксперимента на 1-е, 7-е, 14-е, 30-е, 90-е сутки.

В работе анализировали течение интра- и послеоперационного периодов, а также проводили оценку морфофункциональных изменений в тканях передней брюшной стенки в зоне имплантации эндопротезов.

Анализ интраоперационного периода показал, что в ходе операций скорость электрохирургической диссекции была наиболее высокой в сравнении с ультразвуковым и лазерным воздействием, находясь в диапазоне от 5 до 7 мм в секунду. Надежный гемостаз был достигнут во всех случаях. Однако зона видимого термического повреждения тканей распространялась на расстояние до 5 мм от точки приложения электрохирургического инструмента, что приводило к значительному термическому повреждению последних и появлению плотного коричневого струпа с неровной, тусклой поверхностью.

Скорость ультразвуковой диссекции тканей была самой низкой и находилась в диапазоне от 2 до 3 мм в секунду. При работе ультразвуковым генератором в

целом отмечали бережную препаровку тканей с образованием нежного ячеистого струпа. Зона бокового коагуляционного некроза тканей была ровной, хорошо прогнозируемой по ширине и составляла 1-2 мм.

Наиболее оптимальным методом диссекции тканей передней брюшной стенки и осуществления гемостаза являлось высокоинтенсивное лазерное излучение с длиной волны 980 нм, поскольку обеспечивало достаточно высокую скорость диссекции от 4 до 5 мм в секунду, надежный гемостаз, минимальное термическое повреждение окружающих тканей до 1 мм. Это делало диссекцию тканей и гемостаз лазерным излучением самым точным, прецизионным и безопасным.

Наиболее удобными для имплантации нами признаны композиционные эндопротезы, они оказались самыми мягкими, эластичными, наилучшим образом моделирующими рельеф передней брюшной стенки животных, цветная разметка, нанесенная на протез, существенно облегчала их раскройку. При разрезании ножницами эндопротеза из полиэстера, он «осыпался» по краям, нить разделялась на отдельные филаменты.

Имплантация эндопротезов под апоневроз была гораздо более сложной в отличие от надaponевротической имплантации, что повлияло на продолжительность операций: среднее время вмешательства в группе животных с размещением эндопротезов на апоневроз составило $21,4 \pm 1,14$ мин., в группе с протезированием под апоневроз – $32,7 \pm 3,16$ мин ($p < 0,01$).

Клиническое исследование включало в себя наблюдение за поведением животных, общим состоянием крыс, анализом местных изменений в области раны, развитием ранних и отдаленных послеоперационных осложнений.

В послеоперационном периоде осложнения после протезирования передней брюшной стенки наблюдались у 46 животного или в 16% случаев.

Наиболее распространенными осложнениями в раннем послеоперационном периоде были инфекционно-воспалительные, к которым мы относили серомы, нагноения раны, абсцессы, протезно-кожные свищи. Данные осложнения нами

наблюдались у 26 (9,1%) животных. В послеоперационном периоде в 17 наблюдениях (5,9% 95% ДИ: 3,48-9,28) обнаружено смещение и скручивание («сигарообразная» деформация) протезов.

Наименьшее число осложнений (6) - 2,1% было отмечено после использования композиционного эндопротеза. Различалась структура осложнений: после установки эндопротезов из полипропилена и полиэстера преобладали инфекционно-воспалительные осложнения. Формирование протезно-кожного свища в одном случае (после использования протеза из полиэстера) на 30-е сутки привело к отторжению имплантируемого материала. После имплантации протеза из политетрафлюороэтилена наиболее часто наблюдали смещение и скручивание протеза - 8 случаев (2,8%).

Различия между способами диссекции тканей оказались высоко статистически значимыми: они заключались в относительно низкой частоте осложнений в группах ВИЛИ (5,2%, 95% ДИ: 1,71-11,74), в несколько более высокой - в группах УЗС (12,5%, 95% ДИ: 6,63-20,82) и максимальной частоте в группах ВЧЭ (30,2%, 95% ДИ: 21,25-40,43). Таким образом, относительный риск развития осложнений после применения ВИЛИ был в 2,4 раза меньше по сравнению с УЗС и в 5,8 раз меньше по сравнению с ВЧЭ.

Также статистически значимыми были различия в зависимости от способа имплантации эндопротеза: на апоневроз частота осложнений составила 37,5%, а под апоневроз – 10,4%. Не смотря на достоверно большую техническую сложность, продолжительность и травматичность подапоневротического способа имплантации протеза, его применение позволило в 3,6 раз снизить количество ранних и поздних послеоперационных осложнений в сравнении с надапоневротическим способом.

Необходимо отметить, что применение высокоинтенсивного лазерного излучения при имплантации композиционных протезов под апоневроз позволило вообще избежать интраоперационных и послеоперационных осложнений (частота осложнений 0,00%, 95% ДИ: 0,00-3,77).

Морфологическое исследование осуществляли сразу после выведения животных из эксперимента. Кожа передней брюшной стенки отсепаровывалась и проводилась макроскопическая оценка положения имплантата, цвет и консистенция окружающих тканей, подвижность, смещаемость, сморщивание эндопротезов.

После имплантации всех видов эндопротезов на ранних сроках отмечались острые воспалительные явления, связанные с операционной травмой.

В ходе морфологического исследования установлено, что количество нейтрофильных гранулоцитов в области имплантации полипропиленового и композиционного эндопротезов на 7 сутки эксперимента уменьшилось более чем в половину, а уже к 14-м суткам явления воспаления практически полностью нивелировались. На этом сроке происходило увеличение более чем в 2 раза доли волокнистого компонента, что указывало на активные процессы формирования грануляционной ткани, коллагеновые волокна были в основном, ориентированы параллельно нитям и в то же время прорастали в ячейки имплантата. К 30 суткам воспалительные явления стихали полностью, происходила полная трансформация грануляционной ткани в зрелую волокнистую соединительную ткань. К 90 суткам отмечалась стабилизация процессов созревания соединительной ткани и инкапсуляция эндопротезов при полном отсутствии воспалительных изменений. Большая биологическая инертность и повышенная тканевая совместимость композиционного и полипропиленового протезов привели к формированию полноценного эластичного рубца, сетчатый эндопротез и соединительная ткань образовывали единое целое, что улучшало функциональные свойства передней брюшной стенки.

Результаты наших исследований показали, что наиболее неблагоприятное течение раневого процесса наблюдалось после имплантации эндопротеза из полиэстера: на протяжении всего периода наблюдения отмечалась наиболее выраженная воспалительная реакция.

Лейкоцитарная инфильтрация стихала только к 90 суткам, наблюдались многочисленные клетки инородных тел с формированием гранулем, фибробластические процессы становились выраженными только к 30-м суткам, что свидетельствовало о замедлении репаративных процессов. Кроме того разрастание коллагеновых волокон, увеличение сосудов в грануляционной ткани на поздних сроках приводило к избыточному фиброзированию и образованию грубой капсулы вокруг эндопротеза. Наряду с этим, благодаря фитильным свойствам мультифиламентной нити в ней и вокруг нее задерживалось больше тканевой жидкости, фибрина, которые стимулировали формирование более плотной рубцовой ткани вокруг эндопротеза.

Тефлоновый эндопротез показал себя как биологически инертный материал. Острые воспалительные изменения на ранних сроках закономерно и последовательно сменялись уменьшением площадей инфильтратов и отека, своевременной редукцией сосудистого русла, что заканчивалось образованием зрелой соединительной ткани вокруг имплантата без явлений хронического воспаления.

Но порозность политетрафлюороэтиленового материала крайне низка, что препятствовало истинному врастанию фибробластов и волокон, приводило к слабой фиксации в тканях и сопровождалось высокой частотой смещения эндопротеза - в 2,8 % случаев. Кроме того, большое количество инородного материала значительно стимулировало фибробластическую реакцию и более интенсивное развитие соединительной ткани вокруг эндопротеза, что привело к формированию широкой грубой неравномерной соединительнотканной капсулы вокруг имплантата.

Различия были и в зависимости от способа имплантации.

Расположение имплантатов **под апоневроз** сопровождалось более значимой воспалительной реакцией на 1-7 сутки, что связано с тяжестью самой операционной травмы. На 14-е сутки воспалительные явления уменьшались и начинали превалировать при расположении имплантата на апоневроз, что

связано с контактом эндопротеза с подкожно-жировой клетчаткой и дермой. Разница наблюдалась и в скорости образования соединительнотканной капсулы. Признаки появления соединительной ткани в зоне имплантации отмечены на 7 день после подапоневротической пластики, а после надапоневротической - лишь на 14 день.

На 14 день морфологические изменения при расположении под апоневроз носили более выраженный характер по сравнению с аналогичным сроком надапоневротического расположения имплантата. Отмечено, что капсула, окружающая имплантат, была шире, а соединительная ткань, ее формирующая была более зрелой и плотной. На 30-е сутки после подапоневротического расположения имплантата отмечено полное замещение всей площади сетчатого эндопротеза соединительной тканью, а при надапоневротическом на 2\3. При этом отмечено уменьшение отека в окружающих тканях, интенсивность фибробластических изменений с формированием фиброзно-рубцовой ткани в зоне эндопротеза были более значимы при имплантации в положении под апоневроз. Выявлено, что все имплантаты плотно фиксированы к мышце и брюшине, отмечалось сквозное прорастание соединительной тканью.

На основании морфологических данных выявлены определенные закономерности приживления сетчатых эндопротезов после обработки места имплантации высокоинтенсивным лазерным излучением, подтверждающие видимые преимущества использования последнего. Они заключались в следующем: имелась меньшая степень альтерации тканей, кратковременное развитие острого воспалительного процесса до 7 суток, более низкое содержание нейтрофильных гранулоцитов во все сроки исследования, минимальный отек, т.е. слабовыраженная и короткая экссудативная фаза.

Ранняя пролиферация фибробластов, запуск процессов неоангиогенеза и коллагеногенеза обуславливали ускоренное вращение тяжелой полноценной грануляционной ткани между волокнами эндопротеза к 14-м суткам, с дальнейшим развитием нормотрофической рубцовой ткани с 30-х суток.

Морфологическими особенностями последнего по литературным и собственным данным являлись: параллельность расположения коллагеновых волокон, многочисленность фибробластов и кровеносных сосудов [83].

К 90-м суткам в зоне имплантации формировался тонкий нежно-волоконистый соединительно-тканый рубец, брюшная стенка была мягкая, подвижная.

После обработки места имплантации высокочастотной электроэнергией и ультразвуковым скальпелем наблюдались следующие особенности приживления эндопротезов: преимущественно гнойный характер экссудата в ранние сроки наблюдения (до 14-х суток), хроническое гранулематозное воспаление с формированием гранул инородных тел (с 14-х суток), удлинение сроков формирования рубца (с 30-х суток), соответствующего на конечном сроке исследования гипертрофической рубцовой ткани.

Морфологическими особенностями последней явились: отсутствие или небольшое содержание эластических волокон, увеличение содержания кислых гликозаминогликанов, значительное количество сосудов, продуктивный васкулит. На месте имплантации образовывалась однородная плотная рубцовая пластина, брюшная стенка в области эндопротеза была ригидная, мало растяжимая, не могла равномерно растягиваться и изгибаться.

Одним из основных критериев биоинертности герниопротеза является степень его сокращения при инкорпорации в тканях организма [205, 233]. При изучении площади различных синтетических материалов до имплантации и через 90 суток выявлены следующие закономерности.

В ходе дисперсионного анализа данных, было установлено, что статистически значимыми оказались все три изученных фактора: вид эндопротеза, место имплантации и способ диссекции тканей.

Максимальная редукция эндопротеза наблюдалась для полипропиленового на 26,9% и полиэстерового протезов – 24,6%. Существенно меньшая редукция отмечалась для тефлонового протеза – на 15,3% . В группе с имплантацией

композиционного эндопротеза не было выявлено признаков значимого сокращения площади протеза, редукция составила - 13,3% от исходной площади.

Различия между способами установки эндопротеза заключались в большем сокращении площади в случае имплантации на апоневроз - на 21,7% и меньшем – в случае имплантации под апоневроз на 18,3%.

Различия между способами воздействия заключались в максимальном сокращении площади эндопротеза при обработке ВЧЭ на 21,6%, промежуточном – при УЗС на 20,2% и минимальном – при ВИЛИ на 18,2%.

Анализируя количество осложнений, степень выраженности воспалительной реакции, скорость развития фибробластических процессов, сроки формирования полноценной рубцовой ткани, степень сокращения эндопротезов после имплантации, была применена система балльных оценок, при которой нами было установлено, что по результатам эксперимента, оптимальной комбинацией для протезирования передней брюшной стенки была комбинация: диссекция тканей высокоинтенсивным лазерным излучением, использование композиционного эндопротеза (полипропилен 50%, монокрил 50%), расположенного под апоневроз, набравшая большее количество баллов -74 .

ВЫВОДЫ

1. Разработанная методика герниопластики (патент № 2362214) позволяет моделировать подапоневротический способ в эксперименте на животных малого размера и изучать особенности течения раневого процесса в тканях передней брюшной стенки.
2. Применение высокоинтенсивного лазерного излучения с длиной волны 980 нм для диссекции тканей позволяет снизить количество послеоперационных осложнений в 2,4 раза по сравнению с ультразвуковой диссекцией и в 5,8 раз по сравнению с высокочастотной электрокоагуляцией. При этом репаративные процессы вне зависимости от вида материала и способа имплантации характеризуются наиболее короткой фазой воспаления с минимальной экссудацией и лейкоцитарной реакцией, более ранним образованием полноценной грануляционной ткани и менее грубой соединительной ткани, что приводит к более быстрой и надежной фиксации имплантата.
3. Имплантация композиционного эндопротеза (полипропилен 50% и монокрил 50%) в сравнении с другими протезами (полипропиленовым, полиэстеровым и политетрафлюороэтиленовым) позволяет наилучшим образом моделировать рельеф передней брюшной стенки, сопровождается наиболее благоприятным течением раневого процесса, наименьшим количеством послеоперационных осложнений (2,1%), минимальным сокращением площади эндопротеза (13,3%) и приводит к формированию наиболее тонкого и эластичного рубца в области имплантации.
4. Оптимальной комбинацией для протезирования передней брюшной стенки, позволяющей избежать интра- и послеоперационных осложнений является применение высокоинтенсивного лазерного излучения для диссекции тканей, использование композиционного эндопротеза (полипропилен 50% и монокрил 50%) при его подапоневротическом расположении.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При протезировании передней брюшной стенки синтетическим имплантатом диссекцию тканей более целесообразно выполнять с помощью высокоинтенсивного лазерного излучения с длиной волны 980 нм.
2. При протезировании передней брюшной стенки предпочтительно использовать композиционный эндопротез (полипропилен 50% и монокрил 50%) с имплантацией последнего под апоневроз.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абоев, А.С. Хирургическое лечение паховых грыж [Текст] / А.С. Абоев, А.А. Куличев // Хирургия. – 2006. – № 3. – С. 55-58.
2. Адамян, А.А. Резолюция V международной конференции «Современные подходы к разработке и клиническому применению эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных материалов», проведенной в институте им. А.В. Вишневского РАМН 24-25 января 2006 г. [Текст] / А.А. Адамян, А.В. Федоров, Б.Ш. Гогия // Хирургия. – 2006. – № 12. – С. 50-51.
3. Айдемиров, А.Н. Прогнозирование и комплексная профилактика послеоперационных осложнений в хирургии больших и гигантских вентральных грыж [Текст] / А.Н. Айдемиров, Г.С. Чемянов // Анналы хирургии – 2008. – № 6. – С.54-58.
4. Аксенов, И.В. АИГ-неодимовый лазер в абдоминальной хирургии [Текст] / И.В. Аксенов // Хирургия. – 2006. – № 7. – С.41-44.
5. Аксенов, И.В. Ультразвуковой скальпель в абдоминальной хирургии [Текст] / И.В. Аксенов // Хирургия. – 2007. – № 6. – С.57-59.
6. Аксенов, И.В. Ультразвуковой скальпель в профилактике осложнений при эндоскопической холецистэктомии [Текст] / И.В. Аксенов, М.В. Чистяков // Эндоскопич. хирургия. – 2006. – № 2. – С.4.
7. Аладин, А.С. Анализ осложнений после паховой герниопластики и их профилактика [Текст] / А.С. Аладин, А.В. Чукичев, В.Э.Гюнтер // Анналы хирургии. – 2008. – № 4. – С.53-56.
8. Алехин, Д.И. Использование высокоинтенсивного лазерного излучения для лечения хронических, декомпенсированных расстройств венозного и артериального кровообращения конечностей [Текст]: автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.44 / Д.И. Алехин. – Новосибирск, 2005. – 48 с.

9. Аллопластика паховых грыж полипропиленовыми сетками [Текст] / С. В. Васильев, Т. А. Мошкова, В. В. Олейник, А. Б. Морозов // Вест. хирургии им. И.И. Грекова. – 2007. – Том 166. – № 1. – С. 80-82.
10. Аляутдинов, Р.Р. Аллопластическое лечение паховых грыж [Текст] / Р.Р. Аляутдинов // Герниология. – 2006. – № 1. – С. 5-6.
11. Антонов, А.Р. Сверхэластичные материалы с памятью формы в медицине [Текст] / А.Р.Антонов, Н.В. Суханова // Вест. нов. мед. технологий. – 2007. – № 2. – С.107-110.
12. Аутодермопластика обширных грыжевых дефектов брюшной стенки [Текст] / Ю.И. Зейтеленко, А.Н. Редькин, А.М. Семенов и др. // Реконструктивная и восстановительная хирургия: сб. науч. тр. – Воронеж, 1992. – С. 74-75.
13. Бабаджанов, Б.Р. Хирургическое лечение послеоперационных вентральных грыж в условиях инфицирования [Текст] / Б.Р.Бабаджанов, Ф.Р. Якубов., М.Б. Бабаджанов // Герниология. – 2005. – №2. – С. 33-35.
14. Балльная оценка в выборе способа пластики брюшной стенки у больных с послеоперационными вентральными грыжами [Текст] / А.А. Печеров, В.Н. Егиев, Ю.В. Кучин, И.У. Лечиев // Хирургия. – 2009. – № 3. – С.23-33.
15. Баллюзек, Ф.В. Двухволновые лазерные системы – новый этап в развитии лазерной хирургии [Текст] / Ф.В. Баллюзек, В.Э. Матвеев // Амбулатор. хирургия. Стационарозамещающие технологии. – 2007. – № 2. – С.80-82.
16. Банин, В.В. Сравнительная оценка местной реакции тканей на различные имплантаты [Текст] /В.В. Банин, В.И.Кирпатовский, А.Д. Климиашвили // Современные подходы к разработке и клиническому применению эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных имплантатов: материалы V Междунар. конф. М., 2006. – С. 79-80.
17. Безнатяжная герниопластика отдаленные результаты и осложнения [Текст] / А.В. Протасов, А.А. Кутин, В.И. Кащеев и др. // Герниология. – 2006. – № 1. – С. 33-34.

18. Белоус, В.С. Состояние яичников после лапароскопических операций, вызванное электрокоагуляцией [Текст] / В.С. Белоус, Г.А. Лазарева, А.Д. Мясников // Вест. нов. мед. технологий. – 2007. – № 1. – С.98-99.
19. Бокерия, Л.А. Сосудистые протезы в реконструкции аорты и магистральных артерий [Текст] / Л.А. Бокерия, Р.А. Абдулгасанов, А.В. Иванов // Анналы хирургии. – 2008. – № 6. – С.5-9.
20. Бондаревский, И.Я. Способ лазерно-пластического лечения паразитарных и непаразитарных кист и гемангиом печени [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / И.Я. Бондаревский. – Челябинск, 2000. – 24 с.
21. Борисов, А.Е. Применение полипропиленовой сетки при больших и гигантских грыжах передней брюшной стенки [Текст] / А.Е. Борисов, К. Малкова, В.В. Тоидзе // Вест. хирургии им. И.И. Грекова – 2002. №6. – С.76-78.
22. Боровиков, В. STATISTICA: искусство анализа данных на компьютере. Для профессионалов [Текст] / В. Боровиков. – СПб.: Питер, 2001. – 656 с.
23. Ботезату, А.А. Транспозиция прямых мышц живота и аутодермопластика в лечении больших и гигантских рецидивных послеоперационных срединных грыж [Текст] / А.А. Ботезату, С.Г. Грудко // Хирургия. – 2006. – № 8. – С.54-58.
24. Брехов, Е.И. История развития электрохирургии до середины XX века [Текст] / Е.И. Брехов, С.И. Аксенов // Хирургия. – 2008. – № 4. – С.68-69.
25. Брюсов, П.Г. Плазменная хирургия [Текст] / П.Г. Брюсов, Б.П. Кудрявцев. – М.: Медицина, 1995. – 118 с.
26. Верещагин, Д.М. Динамика раневого процесса при пластике послеоперационных грыж эндопротезом [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / Д.М. Верещагин. – Москва, 2009. – 26 с.
27. Веронский, Г.И. Применение никелид титановых сплавов при пластике передней брюшной стенки [Текст] / Г.И. Веронский, В.А. Зотов // Вест. хирургии им. И.И. Грекова. – 2000. – № 5. – С. 92-97.
28. Винник, Ю.С. Применение пластики без натяжения полипропиленовым протезом в лечении послеоперационных вентральных грыж [Текст] / Ю.С.

- Винник, С.И. Петрушко, С.В. Миллер // Герниология. – 2004. – №3. – С. 10.
29. Вишневский, В.А. Ультразвуковые аппараты для хирургической мобилизации (Auto Sonix, Harmonic Scalpel, Sono Surg) [Текст] / В.А. Вишневский, М.Г. Магомедов // Эндоскопич. хирургия. – 2003. – № 1. – С.43-45.
30. Влияние лазеров на тканевую реакцию при имплантации проленового эндопротеза в условиях инфицирования [Текст] / И.М. Байбеков, Ю.И. Калиш, Л.З. Аметов, А.Р. Шаюсупов // Лазер. медицина. – 2008. – Т.12, вып.2. – С. 44-45.
31. Востриков, О.В. Морфология тканевых реакций вокруг имплантатов, используемых для комбинированной пластики брюшной стенки [Текст] / О.В. Востриков, В.А. Зотов, Е.В. Никитенко // Арх. патологии. – 2004. – № 2. – С.25-28.
32. Выбор протезирующей пластики при вентральных грыжах [Текст] / О.В. Галимов, Т.Н. Хафизов, Е.И. Сендерович, В.О. Ханов // Хирургия. – 2005. – № 3. – С.56-58.
33. Выбор способа пластики послеоперационных грыж живота полипропиленовыми эндопротезами [Текст] / А.С.Ермолов, А.К. Алексеев, А.В. Упырев и др. // Хирургия. – 2005. – № 8. – С.16-21.
34. Гарито, Д. Радиохирургия – прошлое, настоящее, будущее [Текст] / Д. Гарито // Радиоволновая хирургия на современном этапе: материалы междунар. конгр.– М.: ФортеПресс, 2004.– С.10-12.
35. Гасымов, Э.М. Влияние лазерно-инфракрасного облучения на местные осложнения раннего послеоперационного периода при грыжах передней брюшной стенки [Текст] / Э.М. Гасымов // Хирургия. – 2005. – № 9. – С.36-38.
36. Гейниц, А.В. Аналитический обзор научно-исследовательских работ, выполненных в 2005 г. в учреждениях здравоохранения Российской Федерации по проблемам лазерной медицины [Текст] / А.В. Гейниц, Г.И. Цыганова // Лазер. медицина. – 2006. – Т. 10, № 2. – С.47-60.

37. Гланц, С. Медико-биологическая статистика [Текст]: пер. с англ. / С. Гланц. – М.: Практика, 1999. – 449 с.
38. Головнева, Е.С. Патофизиологические механизмы неоангиогенеза, индуцированного воздействием высокоинтенсивного лазерного излучения на ткани [Текст]: автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.16 / Е.С. Головнева. – Челябинск, 2003. – 38 с.
39. Горелик, М.М. К вопросу о механических свойствах рубца между мышцей и апоневрозом. Макро- и микроморфология / М.М. Горелик // Межвуз. научно-тематический сборник: тез. докл. – Саратов, 1983. – С. 70-74.
40. Горелов, А.С. Обоснование и оценка эффективности применения сетчатых имплантатов из поливинилиденфторида при герниопластике послеоперационных вентральных грыж [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / А.С. Горелов. – СПб., 2008. – 21 с.
41. Гостевской, А.А. Нерешенные вопросы протезирования передней брюшной стенки при грыжах (ч.1) [Текст] /А.А. Гостевской //Вестн. хирургии им. И.И. Грекова. –2007. –Т.166, №4 – С.114-117.
42. Гостевской, А.А. Обоснование и оценка эффективности новых материалов и методов в лечении послеоперационных вентральных грыж (клинико-экспериментальное исследование) [Текст]: автореф. дис. ... док. мед. наук: 14.00.27 / А.А. Гостевской. – СПб., 2008. – 16 с.
43. Григорюк, А.А. Морфологические исследования применения имплантатов с коротким сроком рассасывания для лечения вентральных грыж в эксперименте [Текст] / А.А. Григорюк, Ю.А. Кравцов // Бюл. эксперимент.биологии и медицины. –2005. –№12.– С.698-700.
44. Гужина, А.О. Органосохраняющие операции на селезенке с использованием высокоинтенсивного лазерного излучения ближнего инфракрасного диапазона [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / А.О. Гужина. – Челябинск, 2000. – 24 с.
45. Гузеев, А.И. Пластика синтетической сеткой при вентральных грыжах

- живота [Текст] / А.И. Гузеев // Хирургия. – 2004. – № 9. – С.47-49.
46. Гусейнов, А.А. Сравнительная оценка результатов лечения паховых грыж методами натяжной и ненатяжной герниопластики [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / А.А. Гусейнов. – М., 2008. – 24 с.
47. Гюнтер, В.Э. Имплантаты с памятью формы в медицине [Текст] / В.Э. Гюнтер. – Томск: СТТ, 2002. – 232 с.
48. Гюнтер, В.Э. Сплавы и конструкции с памятью формы в медицине [Текст]: дис. ... д-ра техн. наук / В.Э. Гюнтер. – Томск, 1989. – 356 с.
49. Даурова, Т.Т. Реакция тканей на имплантацию различных полимеров / Т.Т. Даурова, А.П. Майсюк // Эксперимент. хирургия. – 1963. – № 3. – С. 58-62.
50. Дмитриев, В.Б. Применение композиционного материала «Эластопоб»-АГ при лечении грыж брюшной стенки (экспериментально-клиническое исследование) [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / В.Б. Дмитриев. – М., 2008. – 28 с.
51. Дубова, Е.А. Морфологическая характеристика тканевых реакций при имплантации сетчатых эндопротезов [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.15 / Е.А. Дубова. – М., 2008. – 24 с.
52. Евдокимов, С.В. Трансмиокардиальная лазерная реваскуляризация [Текст] / С.В. Евдокимов // Лазер. медицина. – 2005. – Т. 9, № 2. – С.13-15.
53. Егиев, В.Н. Атлас оперативной хирургии паховых грыж [Текст] / В.Н. Егиев, К.В. Лядов, П.К. Воскресенский. – М.: Медпрактика, 2003. – 228 с.
54. Егиев, В.Н. Взаимодействие полипропиленовых эндопротезов с тканями передней брюшной стенки [Текст] / В.Н. Егиев, Д.В. Чижов, Н.В. Филаткина // Герниология. – 2005. – № 2. – С.41-49.
55. Егиев, В.Н. Первый опыт использования аппарата AUTO SONIX в эндовидеохирургии [Текст] / В.Н. Егиев // Эндоскопич. хирургия. – 1999. – № 3. – С.49.
56. Егиев, В.Н. Современное состояние и перспективы герниологии [Текст] / В.Н. Егиев // Герниология. – 2006. – №2. – С.5-10.

57. Егиев, В.Н. Хирургический шов [Текст] / В.Н. Егиев, В.М. Буянов, О.А. Удотов. – М.: Медпрактика-М, 2001. – 112 с.
58. Елисеенко, В.И. Морфологические особенности заживления лазерных ран [Текст] / В.И. Елисеенко // Применение лазеров в медицине: тез. докл. конф. – Киев, 1985. – С.38-39.
59. Елисеенко, В.И. Морфология гнойной раны при лечении углекислотным лазером [Текст] / В.И. Елисеенко, О.К. Скобелкин, Е.И. Брехов // Арх. патологии. – 1984. – № 9. – С.56-61.
60. Жебровский, В.В. Хирургия грыж живота [Текст] / В.В. Жебровский. – М.: Мед. информ. агентство, 2005. – 348 с.
61. Жебровский, В.В. Хирургия грыж и эвентраций [Текст] / В.В. Жебровский, М. Т. Эльбашир. – Симферополь: Бизнес-Информ, 2002. – 440с.
62. Жуков, Б.Н. Лазерные технологии в медицине [Текст] / Б.Н. Жуков, Н.А. Лысов, В.И. Анисимов. – Самара, 2001. – 129 с.
63. Журавлев, В.А. Гемостаз при больших и предельно больших резекциях печени [Текст] / В.А. Журавлев, В.М. Русинов // Анналы хирургич. гепатологии. – 2005. – Т. 10, № 3. – С.129-136.
64. Журавлев, П.А. Об использовании сетчатых эксплантатов при лечении грыж живота [Текст] / П.А. Журавлев, Г.А. Тонеев, С.Г. Фролов // Анналы пластич., реконструктив. и эстетич. хирургии. – 2007. – № 4. – С.64-66.
65. Зависимость послеоперационного болевого синдрома от методов выполнения грыжесечения / А. М. Шулупко, А. Ю. Моисеев, В. Ю. Зубцов, Р. М. Мецатурян // Рос. мед.журн.. –2005. – №. 1. – С. 17-19.
66. Загиров У.З. Новый способ комбинированной пластики срединных вентральных грыж [Текст] / У.З. Загиров, М.А. Салихов, У.М. Исаев// Вест. нов. мед. технологий. – 2007. –Т.14, № 4. – С.160.
67. Замалеев, А.З. Экспериментально-клиническое обоснование выбора способа пластики послеоперационных вентральных грыж [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / А.З. Замалеев. – Казань, 2007. – 23 с.

68. Зербино, Д.Д. Диссеминированное внутрисосудистое свертывание крови [Текст] / Д.Д. Зербино, Л.Л. Лукасевич. – М:Медицина, 1988. – 123 с.
69. Зотов, В.А. Варианты пластики брюшной стенки при паховых, бедренных и послеоперационных вентральных грыжах [Текст]: дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.27 / В.А. Зотов. – Новосибирск, 2000. – 237 с.
70. Зотов, В.А. Особенности воспалительной реакции на границе "нить-ткань" [Текст] / В.А. Зотов, О.В. Востриков, Е.В. Никитенко // Имплантаты с памятью формы. – 2003. – № 1-2. – С. 50-54.
71. Зотов, В.А. Хирургия грыж брюшной стенки пластикой «без натяжения» [Текст] / А.В.Зотов, С.Г. Штофин, Е.Е. Овчинников// Вестн. герниологии: (сб. науч. ст.). – 2006. – Вып.2. – С. 81-86.
72. Зяблов, В.И. Экспериментально-морфологическое обоснование применения твердой мозговой оболочки для пластической хирургии дефектов передней брюшной полости [Текст] / В.И. Зяблов, К.Д. Тоскин, Ю.Н. Шаповалов //Арх. патологии, гистологии и эмбриологии. – 1980. – № 10. – С. 90-91.
73. Игнатьева, Е.Н. Особенности ответных реакций биологических тканей на воздействие непрерывного и импульсного высокоинтенсивного лазерного излучения [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Е.Н. Игнатьева. – Челябинск, 2007. – 22 с.
74. История развития физических методов гемостаза в хирургии [Текст] / Н.Н. Малиновский, Е.И. Брехов, И.В. Аксенов и др. // Хирургия. – 2006. – № 4. – С.75-78.
75. Клинге, У. Сморщивание полипропиленовых сеток после имплантации (экспериментальное исследование) [Текст] / У. Клинге, И. Конце, М.Ануров // Актуальные вопросы герниологии: Материалы конф. М., 2002. – С.21.
76. Козель, А.И. Патофизиологический механизм ревазуляризации тканей с помощью воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения [Текст] / А.И. Козель, Е.С. Головнева, Г.К. Попов // Вестн. РАМН. – 2003. – № 6. – С.23-26.
77. Комбинированная пластика при паховых грыжах [Текст] / А.А. Адамян,

Р.Х. Магомадов, А.А. Кутин, С.С. Наумов // *Анналы пластич., реконструктив. и эстетич. хирургии.* – 2007. – № 2. – С.74-79.

78. Комплексное лечение больных с послеоперационной вентральной грыжей [Текст] / В.И. Белоконев, З.В. Ковалева, А.В. Вавилов и др. // *Хирургия.* – 2008. – № 2. – С.42-47.

79. Копасов, Е.В. Резекция почки с помощью высокоинтенсивного лазерного излучения с пластикой ксеногенным материалом [Текст]: автореф. дис.... канд. мед. наук: 14.00.27 / Е.В. Копасов. – Челябинск, 2009. – 26 с.

80. Кот, А.И. Метаплазия кожного лоскута погруженного вглубь тканей [Текст] / А.И. Кот, А.Н. Никифоров, Б.А. Сатишур // *Сборник научных трудов: тез. докл.* – Минск, 1974. – С. 72-73.

81. Кочнев, О.С. Аутодермально-монофильная пластика вентральных грыж [Текст] / О.С. Кочнев, Г.Б. Курбанов, В.Н. Биряльцев // *Хирургия.* – 1999. – № 9. – С. 113-118.

82. Кравченко, Т.Г. Применение высокоинтенсивных диодных лазеров в хирургии [Текст] / Т.Г. Кравченко, А.В. Лаппа, В.П. Турбабин // *Лазерные технологии в медицине: сб. науч. тр. Челяб. гос. ин-та лазерной хирургии.* – Челябинск, 1999. – С.249-258.

83. Кузнецов, С.А. Атлас по гистологии, цитологии и эмбриологии [Текст] / С.А. Кузнецов, Н.Н. Мушкамбаров, В.Л. Горячкина. – М.: ГЭОТАР-Медицина, 2002. – 672 с.

84. Курбатова, Г.Р. Морфогенез клеточных реакций печени после воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения [Текст] / Г.Р. Курбатова, Р.У. Гиниатуллин // *Лазерные технологии в медицине: сб. науч. тр. Челяб. гос. ин-та лазерной хирургии.* – Челябинск, 2001. – С.120-123.

85. *Лазеры в хирургии* [Текст] / под ред. О.К. Скобелкина. – М.: Медицина, 1989. – 256 с.

86. Ларин, В.В. Сравнительная оценка применения капрона для аллопластики мышечно-апоневротических дефектов при грыжах [Текст]: автореф. дис. ...

канд. мед. наук: 14.00.27 / В.В. Ларин. – Одесса, 1965. – 24 с.

87. Лечение послеоперационных вентральных грыж [Текст] / З.М. Деметрашвили, Р.Д. Магалашвили, Г.В. Ложанидзе и др. // Хирургия. – 2008. – № 11. – С.44-46.

88. Маврин, В.К. Сравнительно-морфологическое исследование применения кетгута и твердой мозговой оболочки при мышечной пластике [Текст] / В.К. Маврин, В.А. Сакович // Фундаментальные и прикладные вопросы морфологии / Крым. мед. ин-т. – Симферополь, 1988. – С. 64-66.

89. Мариев, А.И. Наружные грыжи живота [Текст] / А. И. Мариев, Н.Д. Ушаков. – Петрозаводск: Изд-во Петрозавод. гос. ун-та, 1998. – 196 с.

90. Медицинские аппараты на основе мощных полупроводниковых и волоконных лазеров [Текст] / В.П. Гапонцев, В.П. Минаев, В.И. Савин и др. // Квант. электроника. – 2002. – Т. 32, № 11. – С.5.

91. Методы остановки кровотечения в эндохирургии [Текст] / А.А. Чистяков, А.Н. Токин, Л.А. Мамалыгина, Д.Г. Желябин // Эндоскопич. хирургия. – 1999. – № 2. – С.73.

92. Минаев, В.П. Лазерные аппараты для хирургии и «силовой терапии» на основе мощных полупроводниковых и волоконных лазеров [Текст] / В.П. Минаев // Лазер. медицина. – 2005. – Т. 9, № 4. – С.50-59.

93. Минаев, В.П. Современные скальпели на основе полупроводниковых и волоконных лазеров – качественно новый инструмент для хирургии и силовой терапии [Текст] / В.П. Минаев // Ученые записки СПбГМУ им. Павлова. – 2004. – Т. 11, № 5. – С. 8.

94. Мирзабежян, Ю.Р. Прогноз и профилактика раневых осложнений после пластики передней брюшной стенки по поводу послеоперационной вентральной грыжи [Текст] / Ю.Р. Мирзабежян, С.Р. Добровольский // Хирургия. – 2008. – № 1. – С.66-71.

95. Морфологическая характеристика тканевой реакции в зоне имплантации сетчатых эндопротезов PROLEN и VIPRO [Текст] / Е.А. Дубова, Н.В.

- Филаткина, Д.В. Чижов, А.И. Щеголев // Герниология. – 2005. – № 4. – С. 30-34.
96. Морфологические изменения в аутокоже при термической дезэпителизации [Текст] /А.В. Упырев, А.И. Хмельницкий, Ю.В. Андреев, Д.М. Верещагин // Актуальные вопросы современной медицины: материалы Юбилейной науч.-практ. конф., приуроч. к 20-летию КГ МСЧ ГУВД по г. Москве. –М.,2009. – С.182-184.
97. Мошкова, Т.А. Аллопластика срединных вентральных грыж полипропиленовыми сетками [Текст] / Т.А. Мошкова // Вест. хирургии им. И.И. Грекова. – 2008. – Т.167, № 4. – С.36-39.
98. Мошкова, Т.А. Новые аспекты аллопластики грыж передней брюшной стенки [Текст]: автореф. дис. ... д-ра. мед. наук: 14.00.27 / Т.А. Мошкова. – СПб., 2009. – 33 с.
99. Монтгомери, Д.К. Планирование эксперимента и анализ данных [Текст]: пер. с англ. /Д.К. Монтгомери. – Л.:Судостроение, 1980. – 383 с.
100. Напрошвили, Г.С. Рецидивы наружных грыж живота [Текст] / Г.С. Напрошвили, Т.К. Гобеджишвили, Г.М. Богдасаров // Хирургия. – 2002. – № 10. – С. 37-38.
101. Неворотин, А.И. Введение в лазерную хирургию [Текст] / А.И. Неворотин. – СПб.: СпецЛит, 2000. – 175 с.
102. Неворотин, А.И. Электронно-гистохимическая характеристика лазерного некроза [Текст] / А.И. Неворотин, М.М. Куль // Арх. патологии. – 1989. – № 7. – С.63-69.
103. Нелюбин, П.С. Выбор оптимального метода протезирующей пластики передней брюшной стенки у больных с послеоперационными и рецидивными вентральными грыжами [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / П.С. Нелюбин. – М., 2007. – 23 с.
104. Нелюбин, П.С. Хирургическое лечение больных с послеоперационными и рецидивными вентральными грыжами [Текст] / П.С. Нелюбин, Е.А.Галота, А.Д. Тимошин // Хирургия. – 2007. – № 7. – С.69-74.

105. Ненатяжная герниопластика [Текст] / В.Н. Егиев, П.К. Воскресенский, С.И. Емельянов и др. - М: Медпрактика 2002. – 148с.
106. Нестеренко, Ю.А. Выбор метода пластики пахового канала при плановых операциях [Текст] / Ю.А. Нестеренко, С.А. Сайбулаев // Хирургия. – 2008. – № 12. – С.35-39.
107. Носов, В.Г. Профилактика инфекций в области хирургического вмешательства при аллопластике паховых и инцизионных вентральных грыжах [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / В.Г. Носов. – Кемерово, 2007. – 21 с.
108. Объективные критерии технологии и практика подготовки аутодермального имплантата для пластики брюшной стенки/ А.В. Упырев, А.И. Хмельницкий, А.Г. Лысенко и др. // Герниология. –2008. –№ 2. – С.21-24.
109. Оперативная хирургия наружных брюшных грыж [Текст] / Е.А. Столяров, Б.Д. Грачев, В.Н. Рогачев, Е.А. Батаков. – М., 2000. – 124с.
110. Опыт применения ультразвукового скальпеля в колоректальной хирургии [Текст] / Г.И. Воробьев, А.М. Кузьминов, А.П. Жученко и др. // Анналы хирургии. – 2001. – № 2. – С.59-61.
111. Орехов, Г.И. Послеоперационные серомы грыжевого мешка после лапароскопической герниопластики пахово-мошоночных грыж [Текст] / Г.И. Орехов // Эндоскопич. хирургия. – 2007. – № 6. – С.31-33
112. Ореховский, В.И. Основные грыжесечения [Текст] / В.И. Ореховский. – Ганновер: Мунцэх, 2000. – 236 с.
113. Особенности репаративных процессов передней брюшной стенки в зоне имплантации сетки из пролена в эксперименте [Текст] / Н.А. Сурков, С.А. Заринская, В.А. Виссарионов и др. // Анналы пластич., реконструктив. и эстетич. хирургии. – 2002. – № 1. – С.52-61.
114. Особенности фиброархитектоники соединительной ткани капсулы в зоне сетчатого эндопротеза из пролена (экспериментальное исследование) [Текст] / Н.А. Сурков, С.А. Заринская, Е.Н.Борхунова, В.А. Виссарионов // Анналы

пластич., реконструктив. и эстетич. хирургии. – 2004. – № 2. – С.54-59.

115. Оценка способов размещения полипропиленовых сеток при аллопластике вентральных грыж [Текст] / Т.А. Мошкова, С.В. Васильев, В.В.Олейник, А.Б. Морозов// Вест. хирургии им. И.И. Грекова. – 2007. – Т.166, №2. – С.78-81.

116. Павленко, В.В. Принципы хирургического лечения рецидивных грыж передней брюшной стенки [Текст] / В.В. Павленко // Анналы хирургии. – 2004. – № 4. – С. 29–32.

117. Пластика пахового канала без натяжения при грыжах [Текст] / В.Ш. Арчвадзе, Т.Ф. Чхиквадзе, И.М. Чануквадзе и др. // Хирургия. – 2005. – № 7. – С.50-52.

118. Платонов, А.Е. Статистический анализ в медицине и биологии, задачи, терминология, логик, компьютерные методы [Текст] / А.Е. Платонов. – М.: Изд-во РАМН, 2000. – 50 с.

119. Плетнев, С.Д. Лазеры в клинической медицине [Текст] / С.Д. Плетнев. – М.: Медицина, 1996. – 393 с.

120. Прикладная лазерная медицина [Текст]: пер. с англ. / под ред. Х.П. Берлиена, Г.И. Мюллера. – М.: Интерэксперт, 1997. – 336 с.

121. Применение синтетических материалов при лечении больных с вентральными послеоперационными и рецидивными грыжами [Текст] / А.А. Барсегян, А.Л. Франгулян, В.Г. Каримян и др. // Эндоскопич. хирургия. – 2005. – № 5. – С. 17-20.

122. Применение современных эндопротезов как один из способов лечения послеоперационной вентральной грыжи [Текст] / Э.Г. Топузов, Ю.В. Плотников, Н.А. Пострелов и др. //Вест. Рос. Воен.-мед. акад.. – 2007. - №1. – С.678.

123. Применение ультразвукового скальпеля в хирургии щитовидной железы [Текст] / В.Н. Егиев, С.Р. Кянджунцев, З.О. Алиев, Е.В. Ильина // Хирургия. – 2004. –№4. – С.61-63.

124. Профилактика послеоперационных вентральных грыж при помощи

- полипропиленового эндопротеза [Текст] / Б.С.Суковатых, Н.М. Валуйская, А.А. Нетяга и др. // Хирургия. – 2007. – № 9. – С.46-50.
125. Расстегаев, А.В. Выбор способа устранения послеоперационной вентральной грыжи [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27/ А.В. Расстегаев. – СПб., 2009. – 24 с.
126. Реброва, О.Ю. Статистический анализ медицинский данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA [Текст] / О.Ю.Реброва. – М.: МедиаСфера, 2002. – 312с.
127. Результаты лечения больных с послеоперационной вентральной грыжей [Текст] / Ю.Р. Мирзабекян, М.П.Иванов, В.К. Попович, С.Р. Добровольский // Хирургия. – 2008. – № 5. – С.52-54.
128. Рехачев, В.П. Послеоперационные вентральные грыжи. Диастазы прямых мышц живота [Текст] / Архангельск: Издат. центр, 1999. – 195с.
129. Ромашкин-Тиманов, М.В. Аллопластика синтетическим эксплантатом – залог успешного лечения послеоперационных вентральных грыж [Текст] / М.В. Ромашкин-Тиманов, Г.И. Синенченко., А.В. Иванов // Герниология. – 2008. – № 2. – С.25-28.
130. Самойлов, А.В. Протезирующая вентропластика в onlay технике [Текст] /А.В. Самойлов, А.Н Овчарников //Герниология. – 2006. - №2. –С.11-13.
131. Саркисов, Д.С. О структурных преобразованиях сосудистой системы соединительно-тканной основы кожи [Текст] / Д.С. Саркисов, Е.Г. Колокольчикова, А.А. Пальцын // Бюл. эксперимент. биологии и медицины. – 1987. –№6. – С. 730-732.
132. Сафа, Х.С. Сравнительная оценка результатов ауто- и аллопластики у больных с большими и гигантскими послеоперационными грыжами [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 /Х.С.Сафа. – СПб., 2002. –16с.
133. Серов, В.В. Соединительная ткань. Функциональная морфология и общая патология [Текст] / В.В. Серов, А.Б. Шехтер. – М.: Медицина, 1981. – 312 с.

134. Сетчатые имплантаты из никелида титана в абдоминальной хирургии [Текст] / А. А. Радкевич, В. Э. Гюнтер, И.И. Кузьменко и др. // Мед. наука и образование Урала. – 2005. – №. 1. – С. 83-85.
135. Скобелкин, О.К. Применение лазерных аппаратов “Ланцет” в медицинской практике [Текст]: пособие для врачей / О.К. Скобелкин, В.И. Козлов, А.В. Гейниц. – М.: Медицина, 1996. – 128 с.
136. Славин, Л.Е. Осложнения хирургии грыж живота [Текст] / Л.Е. Славин, И.В. Федоров, Е.И. Сигал. – М.: Профиль, 2005. – 174с.
137. Собственные экспериментальные исследования поведения пористого никелида титана в тканях [Текст] / Г.Л. Плоткин, А.В. Алабут, В.Д. Сикилинда и др. // Имплантаты с памятью формы. – 2003. – № 1-2. – С. 58-63.
138. Современные методы лечения брюшных грыж [Текст] / В.В. Грубник, А.А. Лосев, Н.Р. Баязитов, Р.С. Парвентьев. – Киев: Здоровье. – 2001–280с.
139. Способ восстановления задней стенки пахового канала устройством из никелида-титана при неущемленных приобретенных паховых грыжах [Текст] / А.С. Аладдин, А.В. Чукичев, В.Э.Гюнтер и др. // Хирургия. – 2008. – № 3. – С.37-42.
140. Сравнительная оценка применения различных видов энергии при выполнении эндоскопических операций [Текст] / Е.И. Брехов, И.В. Аксенов, В.И. Брыков и др. // Эндоскопич. хирургия. – 2001. – № 2. – С.11.
141. Сравнительная оценка тканевой реакции на имплантацию «тяжелых» и «облегченных» сеток, применяемых в герниологии [Текст] / В.Н. Егиев, А.И. Щеголев, Е.А. Дубова и др. // Герниология. – 2006. – № 3. – С. 16.
142. Сравнительные возможности диссекции тканей с использованием ультразвукового диссектора и аппарата Liga Sure в лапароскопической хирургии [Текст] / В.К. Агапов, И.Е. Хатьков, Е.М. Махонина, К.В. Агапов // Эндоскопич. хирургия. – 2006. – № 2. – С.3.
143. Сравнительные характеристики герниопластик при послеоперационных грыжах живота [Текст] / Д.Ю. Богданов, Г.М. Рутенбург, М.С. Наурбаев и др. //

Эндоскопич. хирургия. – 2008. – № 6. – С.3-13.

144. Сурков, Н.А. Анатомо-функциональная реконструкция передней брюшной стенки при ее деформациях и дефектах [Текст]: автореф. дис. ... д-ра. мед. наук: 14.00.27 / Н.А.Сурков. – Курск, 2007. – 46 с.

145. Твердая мозговая оболочка как пластический материал в хирургии: обзор лит. [Текст] / В.И. Зяблов, К.Д. Тоскин, Ю.Н. Шаповалов и др. // Хирургия. – 1982. – № 8. – С. 113-118.

146. Тимошин, А.Д. Особенности ведения операционной раны после аллогерниопластики [Текст] / А.Д. Тимошин, А.В. Юрасов, А.Л. Шестаков // Анналы хирургии. – 2003. – № 2. – С.77-80.

147. Тимошин, А.Д. Современные методики лечения паховых грыж: метод. рек. [Текст] / А.Д. Тимошин, А.В. Юрасов, Д.А. Федоров. – М., 2003. – 29 с.

148. Тимошин, А.Д. Хирургическое лечение паховых и послеоперационных грыж брюшной стенки [Текст] / А.Д. Тимошин, А.В. Юрасов, А.Л. Шестаков. – М.: Триада-Х, 2003. – 144с.

149. Титов, В.В. Сравнительная оценка под-и надпоясничной пластики передней брюшной стенки у больных с послеоперационными вентральными грыжами [Текст] / В.В. Титов, И.И. Калачев, А.Д. Тимошин // Анналы хирургии. – 2008. – № 4. – С.56-59.

150. Толстокоров, А.С. Опыт применения ультразвукового генератора в лапароскопической холецистэктомии [Текст] / А.С. Толстокоров, В.В. Михневич, А.В. Всемиров // Эндоскопич. хирургия. – 1999. – № 2. – С.65.

151. Тоскин, К.Д. Грыжи живота [Текст] / К.Д. Тоскин, В.В. Жебровский. – М.: Медицина, 1983. – 294 с.

152. Тоскин, К.Д., Грыжи передней брюшной стенки [Текст] / К.Д. Тоскин, В.В. Жебровский: М.: Медицина, 1990. – 272 с.

153. Травкин, С.Б. Хирургические методы лечения паховой грыжи и их влияние на качество жизни [Текст]: автореф. дис. ...канд. мед. наук: 14.00.27 / С.Б. Травкин. – Тверь, 2009. – 24 с.

154. Уткин, В.А. Статистические технологии в медицинских исследованиях [Текст] / В.А. Уткин. – Пятигорск: ГНИИК, 2002. – 214 с.
155. Федоров, И.В. Клиническая электрохирургия [Текст] / И.В. Федоров, А.Т. Никитин. – М.: ГЭОТАР-Медицина, 1997. – 86 с.
156. Федоров, И.В. Отторжение эндопротеза при герниопластике [Текст] / И.В.Федоров, Л.Е. Славин, А.В. Воронин // Герниология. –2004. –№ 2.-С.60.
157. Федоров, И.В. Протезы в хирургии грыж: столетняя эволюция [Текст] / И.В.Федоров, А.Н. Чугунов // Герниология. 2004. –№2. – С.45-53.
158. Федоров, И.В. Электрохирургия в лапароскопии [Текст] / И.В. Федоров, В.Я. Попов. – М.: Триада-Х, 2003. – 70 с.
159. Филиппенко, Т.С. Разработка сетчатых эндопротезов для реконструктивно-восстановительной хирургии и исследование их свойств [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Т.С. Филиппенко. – СПб., 2009. – 16 с.
160. Хайльд, А. Математическая статистика с техническими приложениями [Текст] / А. Хайльд. – 1987. – 94с.
161. Хирургическое лечение истинных кист печени с использованием высокоинтенсивного лазерного излучения [Текст] / И.Я. Бондаревский, В.Н. Бордуновский, А.Д. Збицкий, В.П. Турбабин // Лазер. медицина. – 2006. –Т.10, вып.3. – С.33-36.
162. Хирургическое лечение послеоперационных вентральных грыж [Текст] / С.М. Дыньков, Н.К. Тарасов, В.П. Рыхачев, Е.А. Петухов// Вестн. герниологии: (сб. науч. ст.). –2006. –Вып.2. – С. 67-72.
163. Чалык, Ю.В. Высоко- и низкоинтенсивные лазеры в хирургии паренхиматозных органов живота [Текст]: автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.27 / Ю.В. Чалык. – Саратов, 1993. – 48 с.
164. Чемянов, Г.С. Прогнозирование и комплексная профилактика послеоперационных осложнений в хирургии больших и гигантских вентральных грыж [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27/ Г.С. Чемянов. – М., 2009. – 24 с.

165. Чикишев, А.Ю. Основные свойства и характеристики лазерного излучения: конспекты лекций [Текст]/ А.Ю. Чикишев. – М.: МГУ, 1995. – 56 с.
166. Чистяков, А.А. Хирургическое лечение послеоперационных вентральных грыж [Текст] / А.А. Чистяков, Д.Ю. Богданов. – М.: МИА, 2005. – 234с.
167. Чугунов, А.Н. Современное состояние вопроса о методах хирургического лечения послеоперационных вентральных грыж [Текст] / А.Н. Чугунов, Л.Е. Славин, А.З. Замалеев // Анналы хирургии. – 2008. – № 5. – С.11-13.
168. Чукардин, А.В. Сравнительный анализ результатов операций и качества жизни после различных вариантах хирургического лечения послеоперационных вентральных грыж [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / А.В. Чукардин. – Воронеж, 2009. – 20 с.
169. Шалимов, С.А. Руководство по экспериментальной хирургии [Текст] / С.А. Шалимов, А.П. Радзиховский, Л.В. Кейсевич. –М.: Медицина, 1989.–272 с.
170. Шехтер, А.Б. Грануляционная ткань: воспаление и регенерация [Текст] / А.Б. Шехтер, Г.Н. Берченко //Арх. патологии. – 1984. – №2. – С.20-28.
171. Шорлуян, П.М. Применение твердой мозговой оболочки при лечении рецидивных и послеоперационных вентральных грыж [Текст] / П.М. Шорлуян, В.Г. Химичев // Хирургия. – 1978. – № 10. – С. 66-69.
172. Экспериментальное исследование биологической инертности сплава никеля и титана с памятью формы [Текст] / Д.Е. Мацко, Е.А. Давыдов, Ж.С. Жанайдаров и др. // Морфология. – 2005. – № 6. – С.57-60.
173. Экспериментальное обоснование использования лазерного излучения при аутодермопластике [Текст] / Б.Н. Жуков, Н.А. Лысов, А.Н. Махова и др. // Лазер. медицина. – 2003. – Т.7, вып.3-4. – С.45-54.
174. Экспериментально-морфологическое исследование репаративных процессов в зоне имплантации сетчатого эндопротеза из викрила в ткани передней брюшной стенки [Текст] / Н.А. Сурков, С.А. Заринская, А.Л. Лозоватор и др. // Анналы пластич., реконструктив. и эстетич. хирургии. – 2003. – № 3. – С.60-71.

175. Электрокоагуляция в хирургии паховых грыж [Текст] / В.Ш. Арчвадзе, Т.Ф. Чхиквадзе, К.И. Гиоргадзе и др. // Хирургия. – 2006. – № 1. – С. 53-54.
176. Юрасов, А.В. Выбор метода пластики послеоперационных вентральных грыж [Текст] / А.В. Юрасов // Анналы хирургии. – 2001. – № 6. – С.65-68.
177. Юшкин, А.С. Сравнительная оценка использования разных физических способов диссекции и коагуляции при операциях на желудке, печени и селезенке [Текст]: автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.00.27 / А.С. Юшкин. – СПб., 1993. – 22 с.
178. Юшкин, А.С. Физические способы диссекции и коагуляции в хирургии [Текст] / А.С. Юшкин, Н.А. Майстренко, А.Л. Андреев // Хирургия – 2003. – № 1. – С.48-53.
179. Ягудин, М.К. Прогнозирование и профилактика раневых осложнений после пластики вентральных грыж живота [Текст] / М.К. Ягудин // Хирургия. – 2003. – № 11. – С.54-60.
180. Янов, В.Н. Способ аутодермальной пластики при «трудных формах» паховых грыж / В.Н. Янов // Вестн. хирургии им. И.И. Грекова. – 2001. – № 3. – С. 49-51.
181. Abrahamson, J. I. The nylon darn repair for primary and re current inguinal hernias [Text] / J. I. Abrahamson, S. Eldar // Contemp. Surg. – 1988.–Vol. 32.–P. 33.
182. A comparison of suture repair with mesh repair for incisional hernia [Text] / R.W. Luijendijk, W.C. Hop, M.P. van den Tol et al. // N. Engl. J. Med. – 2000. –Vol. 10. – P. 392-398.
183. Adler, R.H. An evaluation of surgical mesh in the repair of hernias and tissue defects [Text] / R.H. Adler // Arch. Surg. – 1962. – Vol. 85. – P. 156.
184. Agrawal, A. Mesh migration following repair of inguinal hernia: A case report and review of literature [Text] / A. Agrawa, R. Avill // Hernia. – 2006. – №. 10. – P. 79-82.
185. Akin, E.B. Effect of single-does prophylactic ampicillin and sulbactam on wound infection after tension-free inguinal hernia repair with a polypropylene mesh

- [Text] / E.B. Akin, S. Dolalan // *Ann. Surg.* – 2001. – Vol. 233. – P. 26-33.
186. Amid, P.K. Biomaterials for abdominal wall hernia surgery and principles of their applications. [Text] / P.K. Amid, A.G. Shulman, I.L. Lichtenstein et al. // *Arch. Chir.* – 1994. – Vol. 379. – P. 168–171.
187. Amid, P.K. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery [Text] / P.K. Amid // *Hernia.* – 1997. – Vol. 1. – P. 5-8.
188. Amid, P.K. Prevention and treatment [Text] / P.K. Amid. 2nd Int. Hernia Congress, Joint Meeting of AHS and EHS. – London, 2003. – P. 12.
189. A modified Lichtenstein hernia repair using fibrin glue [Text] / G. Campanelli, D. Pettinari, M. Cavalli, E. C. Avesani // *J. Min. Access. Surg.* – 2006. – №2. – P. 129-133.
190. Anderson, S.G. Review and forecast of laser [Text] / S.G. Anderson // *Laser Focus World.* – 1999. – Vol. 35, № 1. – P.80-100.
191. Awazu, K. The basis of free electron laser in medicine (in Japanese) [Text] / K. Awazu // *J. Jpn. Soc. Laser Surg. Med.* – 1998. – Vol. 19. – P.163-175.
192. Bachman, S. Prosthetic material in ventral hernia repair: how do I choose? [Text] / S. Bachman, B. Ramshaw // *Surg. Clin. North. Amer.* – 2008. – Vol. 88, № 1. – P.101-112.
193. Bendavid, R.H. Disejaculation and usual complication of original hernioplasty / R. H. Bendavid [Text] // *Postgrad. Gen. Surg.* – 1992. – N 4. – P. 130-141.
194. Berger, M. Danger of monopolar current in laparoscopic gallbladder surgery [Text] / M. Berger, K. Junemann, H. Schramm // *Zentralbl. Chir.* – 2001. – B. 126, № 8. – S.591-595.
195. Biomaterial-dependent MMP-2 expression in fibroblasts from patients with recurrent incisional hernias [Text] / R. Rosch, P. Lynen-Jansen, K. Junge et al. // *Hernia.* – 2006. – Vol. 10. – P. 125-130.
196. Bocchi, P. Post-herniorraphy Chronic Groin Pain: Dimension of the problem in Italy [Text] / P. Bocchi // 2nd Int. Hernia Congress, Joint Meeting of AHS and EHS. –

London, 2003. – P. 232.

197. Bouillot, J.L. How to choose a mesh for the treatment of incisional hernias? [Text] / J.L. Bouillot, S. Servajean, N. Berger N. // Ann. Chir. – 2004. – Vol.129, №3. – P.132-137.

198. Burger, J.W.A. Evaluation of new prosthetic meshes for ventral hernia repair [Text] / J.W.A. Burger, J.A. Halm, A.R.Wijsmuller // Surg. Endosc. – 2006. – Vol.20. – P.1320-1325.

199. Callum, K.G. The results of nylon darn repair for inguinal hernia [Text] / K.G. Callum, R.I. Doig, J.B. Kimmonth // Arch. Surg. – 1974. – Vol. 108. – P. 25.

200. Cameron, A.P. Carbon-fibre versus Marlex mesh in the repair of experimental abdominal wall defects in rats [Text] / A.P. Cameron, D.M. Taylor // Br. J. Surg. – 1985. – Vol. 72. – P. 648.

201. Capozzi, J.A. Repair of inguinal hernia in the adult with prolene mesh [Text] / J.A. Capozzi, J. A. Berkenfield, J.K. // Surg. Gynecol. Obstet. – 1988. – №. 167. – P. 124-128.

202. Carboxymethylcellulose coated on visceral fase of polypropylene mesh prevent adhesion without impairing wound healing in incisional hernia model in rats [Text] / B.Yelimlies, A. Alponat, M. Cubukcu // Hernia. – 2003. – Vol. 7. – P. 130 -133.

203. Cerise, E.J. The use of Mersilene® mesh in repair of abdominal wall hernias: a clinical and experimental study [Text] / E.J. Cerise, R.W. Busuttil // Ann. Surg. – 1975. – Vol. 181. – P. 728.

204. Cobb, W.S. The argument for lightweight polypropylene mesh in hernia repair [Text] / W.S.Cobb, K.W. Kercher, B.T.Heniford // Surg. Innovat. – 2005. – Vol. 12. – P.63-69.

205. Coda, A. Evaluation of Mesh Shrinkage after in vivo Removal [Text] / A. Coda, F. Botto-Micca, A. Bona // Hernia. – Milan, 2001. – P. 20–21.

206. Comparative investigation of alloplastic materials for hernia repair with improved methodology [Text] / M.Kapischke, K. Prinz, J.Tepel et al. // Surg.Endosc.2005. –Vol. 19–P.1260-1265.

207. Comparison of quality-of-life outcomes of stoppa vs bilateral lichtenstein procedure hernia [Text] / M. Koc, A.K. Aslar, O. Yoldas et al. // J. Hern. Abdom. Wall Surg. – 2004. – Vol. 8, N 1. – P. 53-55.
208. Comparison of two composite meshes using two fixation devices in a porcine laparoscopic ventral hernia repair model [Text] / A.J.Duffy, N.J. Hogle, K.M. LaPerle, D.L.Fowler// Hernia. – 2004. – Vol.8. – P. 358-364.
209. Condon, R.E. Complications of groin hernia [Text] / R.E. Condon, L.M. Nyhus // Hernia / eds L.M. Nyhus, R.E. Condon. – 4th ed. – Philadelphia: J.B. Lippincott, 1995. – P. 269-282.
210. Control of intraoperative bleeding during liver resection: analysis of a questionnaire sent to 231 Japanese hospitals [Text] / Y. Nakajima, T. Shimamura, T. Kamiyama et al. // Surg. Today. – 2002. – Vol. 32, № 1. – P.48-52.
211. Copello, M. Technique and results of Teflon[®] mesh repair of complicated rerecurrent groin hernias [Text] / M. Copello // Rev. Surg. – 1968. – Vol. 25. – P. 95.
212. Daly, C.J. The techniques and uses of lasers in general surgery [Text] / C.J. Daly // Curr. Opin. Gen. Surg. – 1993. – Vol.1. – P.3-7.
213. Deysine, M. Pathophysiology, prevention, and management of prosthetic infections in hernia surgery / M. Deysine // Surg Clin North Am. – 1998. – Vol. 78, N 6. –P. 1105-1115.
214. Deysine, M. Post mesh herniorrhaphy wound infection: prevention [Text] / M. Deysine // The 2nd International Hernia Congress, joint meeting of AHS and EHS. – London, 2003. – P. 19.
215. Domankevitz, Y. Characterization of tissue ablation with a continuous wave holmium laser [Text] / Y. Domankevitz, K. McMillan, N.S. Nishioka // Lasers Surg. Med. – 1996. – Vol. 19, № 1. – P.97-102.
216. Effects of monopolar radiofrequency treatment over soft-tissue fillers in an animal model: Part 1 [Text] / L.J. England, M.H. Tan, P.R. Shumaker et al. // Lasers Surg. Med. – 2005. – Vol. 37, № 5. – P.356-365.
217. Effects of monopolar radiofrequency treatment over soft-tissue fillers in an

animal model: Part 2 [Text] / P.R. Shumaker, L.J. England, J.S. Dover et al. // *Lasers Surg. Med.* – 2006. – Vol. 38, № 3. – P.211-217.

218. Elasticity of the anterior abdominal wall and impact for reparation of incisional hernias using mesh implants [Text] / K. Junge, U.Klinge, A.Prescher et al. // *Hernia.* –2001. –Vol.5. –P.113-118.

219. Enterocutaneous fistula after Marlex net implantation. A rare complication after incisional hernia repair [Text] / M.N. Seelig, R. Kasperk, L. Tierze et al. // *Chirurg.* – 1995. – Vol. 66. – P. 739-741.

220. Experience with ultrasound scissors and blades (UltraCision) in open and laparoscopic liver resection [Text] / S. Schmidbauer, K.K. Hallfeldi, G. Sitzmann et al. // *Ann. Surg.* – 2002. – Vol. 235, № 1. – P.27-30.

221. Experimental evaluation of a new composite mesh with the selective property of incorporation to the abdominal wall without adhering to the intestines [Text] / P.K. Amid, A.G. Shulman, I.L. Lichtenstein et al. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1994. – Vol.28. – P.373-375.

222. Factors affecting recurrence following incisional herniorrhaphy World. [Text] / T. Anthony, P.C. Bergen, L.T.Kim et al// *J. Surg.* – 2000. – Vol. 24, P.95-100.

223. Fagniez, P.L. The laser in digestive surgery [Text] / P.L. Fagniez, B. Tantawi // *Ann. Gastroenterol. Hepatol.* – 1996. – Vol. 32, № 2. – P.73-76.

224. Functional and morphological evaluation of a low-weight, monofilament polypropylene mesh for hernia repair[Text] / U.Klinge, K. Junge, M. Stumpf et al. // *J. Biomed. Mater. Res.* 2002. – Vol. 63. – P. 129-136.

225. Functional and morphologic properties of a modified mesh for inguinal hernia repair [Text] / K. Junge, U. Klinge, R. Rosch et al. // *World. J. Surg.* – 2002. – Vol. 26. –P. 1472-1480.

226. Gianetta, E. Anterior Approach for Recurrent Inguinal Hernia Repair: Is it Proper to Follow the Same Path? [Text] / E. Gianetta, C. Capello, A. Servanti // *Hernia.* – Milan, 2001. – P. 22.

227. Gilbert, A.I. Day surgery for inguinal hernia [Text] / A.I. Gilbert // *Int. Surg.* –

1995. – Vol.80, N 1. – P. 4-8.

228. Heniford, B.T. Laparoscopic repair of ventral hernias: nine years experience with 850 consecutive hernias [Text] / B.T.Heniford, A. Park, B.J. Ramshaw // Ann. Surg. 2003. –Vol.238. – P. 391-399.

229. Hernand, P. Recurrent Inguinal Hernia Repair: Are There Higher Complication Rates? [Text] / P. Hernand, A. Quintaus // 26th International Meeting of EHS. – Prague, 2004. – P. 13.

230. Hunter, J.G. Laser or electrocautery for laparoscopic cholecystectomy? [Text] / J.G. Hunter // Am. J. Surg. – 1991. – Vol. 161. – P.345.

231. Immunohistochemical analysis of host reaction to heavyweight-, reduced-weight-, and expanded polytetrafluoroethylene (ePTFE) based meshes after short- and long-term intraabdominal implantations [Text] /Y.W. Novitsky, J.A. Cristiano, A.G. Harrell et al. // Surg Endosc. – 2008. – Vol.12. – P. 110-118.

232. Improving outcomes in hernia repair by the use of light meshes a comparison of different implant constructions based on a critical appraisal of the literature [Text] / D.Weyhe, O. Belyaev, C. Muller et al. // World. J. Surg. – 2007. – Vol. 3, N 1. – P. 234-244

233. Influence of implantation interval on the long-term biocompatibility of surgical mesh [Text] / B.Klosterhafen, K. Junge, B.Hermanns, U.Klinge//Br. J. Surg. – 2002. –Vol.89. –P.1043-1048.

234. In vitro comparison of three different mesh constructions [Text] / D. Weyhe, O. Belyaev, G. Buettner et al. //J. Surg. – 2008. – Vol. 78, N 1-2. – P.55-60.

235. In vivo evaluation of a new composite mesh (10% polypropylene/90% poly-L-lactic acid) for hernia repair [Text] / K. Tanaka, D. Mutter, H. Inoue et al. // J. Mater. Sci. Mater. Med. – 2007. – Vol. 18, N. 6. – P. 991-999.

236. In vivo laser-induced interstitial thermotherapy of pig liver with a temperature-controlled diode laser and MRI correlation [Text] / W.A. Wohlgemuth, G. Wamser, R. Thomas et al. // Lasers Surg. Med. – 2001. – Vol. 29, № 4. – P.374-378.

237. In vivo studies comparing the biocompatibility of various polypropylene

- meshes and their handling properties during endoscopic total extraperitoneal (TEP) patchplasty: an experimental study in pigs [Text] / H. Scheidbach, C. Tamme, A. Tannapfel et al. // *Surg. Endosc.* – 2004. – Vol.18, №2. – P.211-220.
238. Is there a risk of infertility after inguinal mesh repair? Experimental studies in the pig and the rabbit [Text] / C. Peiper, K. Junge, U. Klinge et al. // *Hernia.* – 2006. – Vol. 10. – P. 7-12.
239. Jackson, S.D. Diode-pumped fiber lasers: A new clinical tool? [Text] / S.D. Jackson, A. Lauto // *Lasers Surg. Med.* – 2002. – Vol. 30, № 3. – P.184-190.
240. Johnson, E.K. Abdominal wall hernia repair: a long-term comparison of Sepramesh and Dualmesh in a rabbit hernia model [Text] / E.K. Johnson, C.H. Hoyt, R.C. Dinsmore // *Am. Surg.* – 2004. – Vol.70, №8. – P.657-661.
241. Kato, T. Bactericidal efficacy of carbon dioxide laser against bacteria-contaminated titanium implant and subsequent cellular adhesion to irradiated area [Text] / T. Kato, H. Kusakari, E. Hoshino // *Lasers Surg. Med.* – 1998. – Vol. 23, № 5. – P.299-309.
242. Kaufman, M. Repair of recurrent inguinal hernia with Marlex mesh [Text] / M. Kaufman, D. Weissberg, D. Bider // *Surg. Gynecol. Obstet.* – 1985. – Vol. 160. - P. 505-506.
243. Klinge, U. Impact of polymer pore size on the interface scar formation in a rat model [Text] / U. Klinge, B. Klosterhalfen, V.Birkenhauer // *J. Surg. Res.* 2002. – Vol.103. – P. 208-214.
244. Koontz, A.R. The use of tantalum mesh in inguinal hernia repair [Text] / A.R. Koontz // *Surg. Gynecol. Obstet.* – 1951. – Vol. 92. – P.101.
245. Kux, M. Strategies for the treatment of indirect hernia [Text] / M. Kux // *Europ. Surg. – Acta Chir. Austriaca.* – 2003. – Vol. 35, № 1. – P. 32-37.
246. Langenbach, M.R. Comparison of biomaterials in the early postoperative period [Text] / M.R. Langenbach, J. Schmidt, H. Zirngibl // *Surg. Endosc.* – 2003 – Vol.17, №7. – P.1105-1109.
247. Laser-tissue interaction with a continuous wave 3- μ m fibre laser: preliminary

- studies with soft tissue [Text] / M.C. Pierce, S.D. Jackson, M.R. Dickinson et al. // *Lasers Surg. Med.* – 2000. – Vol. 26, № 5. – P.491-495.
248. Laser-tissue interaction with a high-power 2- μ m fiber laser: preliminary studies with soft tissue [Text] / M.C. Pierce, S.D. Jackson, M.R. Dickinson, T.A. King // *Lasers Surg. Med.* – 1999. – Vol. 25, № 5. – P.407-413.
249. Lau, W.Y. History of treatment of groin hernia [Text] / W.Y. Lau // *World J. Surg.* –2002. –Vol. –26. P.748-759.
250. Leff, A. The long road to practical diode lasers [Text] / A. Leff, R. Hecht // *Laser Focus World.* – 1997. – Vol. 10 – P.95-101.
251. Lichtenstein, I.L. Twenty questions about hernioplasty [Text] / I.L. Lichtenstein, A.G. Shulman, P.K. Amid // *Am. Surg.* – 1991. – Vol. 57, N 11. – P. 730–733.
252. Long-term follow-up with inguinal hernia repair using fascia lata graft [Text] / M. Palombi, B. Brusseti, T. Castrucci et al. // *The 23rd International Congress of EHS: abstract Book.* – Milan, 2001. – P. 33.
253. Macintyre, I.M. Best practice in groin hernia repair [Text] / I.M. Macintyre// *Br. J. Surg.* – 2003. – Vol. 90 – P. 131-132.
254. Mozingo, D.W. Properitoneal synthetic mesh repair of recurrent inguinal hernias [Text] / D.W. Mozingo, M.J. Walters, D.P. Otchy // *Surg. Gynecol. Obstet.* – 1992. – Vol. 174. – P. 33.
255. Non-invasive determination of port wine stain anatomy and physiology for optimal laser treatment strategies [Text] / M.J. Van Gemert, J.S. Nelson, T.E. Milner et al. // *Phys. Med. Biol.* – 1997. – Vol. 42. – P.937-949.
256. Nyhus, L.M. Herniology 1948-1998: evolution toward excellence [Text] / L.M. Nyhus // *Hernia.* – 1998. – Vol. 2, N 1. – P. 1-5.
257. Persistent extracellular matrix remodelling at the interface to polymers used for hernia repair [Text] / R. Rosch , K.Junge, A. Schachtrupp et al. // *Eur. Surg. Res.*-2003. – Vol.35, №6. – P.497-504.
258. Phelps, A.M. A new operation for hernia [Text] / A.M. Phelps // *N. Y. Med. J.* –

1894. – Vol.60. – P.291.

259. Polyester (Parietex) mesh for total extraperitoneal laparoscopic inguinal hernia repair [Text] / B. Ramshaw, F. Abiad, G. Voeller et al. // Surg. Endos. – 2003. – Vol. 17, N 3. – P. 498-501.

260. Polymers in hernia repair common polyester vs. polypropylene surgical meshes [Text] /B. Klosterhalfen, U. Klinge, V.Schumpelick, L. Tietze // J. Mater. Sci. 2000. – Vol. 35. – P. 4769 –4776.

261. Post, S. Randomised clinical trial of lightweight composite mesh for Lichtenstein inguinal hernia repair [Text] / S. Post, B. Weiss, M. Willer // Br. J. Surg. – 2004. – Vol. 91. – P. 44-48.

262. Preston, D.J. Use of wire mesh prostheses in the treatment of hernia [Text] / D.J. Preston, C.F. Richards // Surg. Clin. North. Am. – 1973. –Vol.53. – P. 549.

263. Prevention of adhesion formation to polypropylene mesh by collagen coating [Text] / M. Vant Riet, J.W. Burger, F. Bonthuis et al. // Surg. Endosc. – 2004. – Vol. 18. - P. 681-685.

264. Prevention of adhesions to polypropylene mesh in a traumatized bowel model J. [Text] / R.C. Dinsmore, Jr.W.C. Calton, S.B.Harvey, M.W. Blaney // Am. Coll. Surg.-2000. –Vol.191. –P. 131-136.

265. Prolene hernia system in the tension-free repair of primary inguinal hernias [Text] / V.A. Chandiramani, A.N. Katara, S.M. Pandya et al. // Indian J. Surg. – 2003. – Vol. 65, N 6. – P. 488-491.

266. Read, R.C. Milestones in the history of hernia surgery: prosthetic repair /R.C. Read [Text] // Hernia. – 2004. –Vol. 8. – P. 8-14.

267. Riegler, M. Update on LigaSure. Atlas vessel sealing technology in general surgery [Text] / M. Riegler, E.P. Cosentini // Eur. Surg. – 2004.– Vol. 36.–P.285-288.

268. Riggle, G. Laser effects on normal tissue [Text] / G. Riggle, R. Hoye, A. Ketcham // Laser applications in medicine and biology. – N.Y., 1971. – P.35-65.

269. Ritz, J.P. Optical properties of native and coagulated porcine liver tissue between 400 and 2400 nm [Text] / J.P. Ritz, A. Roggan, C. Isbert // Lasers Surg.

Med. – 2001. – Vol. 29, № 3. – P.205-212.

270. Rose, K. Medium Term Recurrence and Chronic Pain after Open Tension-Free Mesh Repair of Primary Inguinal Hernia [Text] / K. Rose // 26th International Meeting of EHS. – Prague, 2004. – P. 43.

271. Rutkow, I.M. Mesh plug hernia repair. A follow-up report [Text] / I.M. Rutkow, A.W. Robbins // Surgery. – 1995. – Vol. 117. – P. 597-598.

272. Sanjuanbenito, D.A. Patients post-operative pain after Shouldice and Lichtenstein primary hernia repair. A prospective randomized trial [Text] / D.A. Sanjuanbenito, J. Porrero, A. Lopez-Buendica // The 2nd International Hernia Congress, joint meeting of AHS and EHS: Materials of the Congress. –London, 2003. – P. 222.

273. Schumpelick, V. Preperitoneal mesh-plasty in incisional hernia repair. A comparative retrospective study of 212 operated incisional hernias [Text] / V. Schumpelick, J. Conze, U. Klinge // Chirurg. – 1996. – Vol. 67. – P. 1028-1035.

274. Shulman, A.G. Returning to work after herniorrhaphy: "take it easy" is the wrong advice [Text] / A.G. Shulman, P.K. Amid, I.L. Lichtenstein // BMJ. – 1994. – Vol. 309. – P. 216-217.

275. Sliney, D.H. Medical lasers and their safe use [Text] / D.H. Sliney, S.L. Trokel // Academic Press Inc. – N.Y., 1993. – P.112.

276. Smedbergh, S. Sportsman's groin: results of selective surgical approach with neurolysis or hernioplasty in athletes with groin pain [Text] / S. Smedbergh, H. Roos // The 2nd International Hernia Congress, joint meeting of AHS and EHS: Materials of the Congress. – London, 2003. – P. 60.

277. Sokal, R.R. Biometry: the principles and practice of statistics in biological research [Text] / R.R. Sokal, F.J. Rohlf. – N-Y: Freeman & Co, 1995. P. 850.

278. Solecki, R. Polypropilene Mesh Hernioplasty in the Treatment of Incarcerated Inguinal Heria [Text] / R. Solecki, A. Matyja, J. Kulig // 26th International Meeting of EHS. – Prague, 2004. – P. 70.

279. Stadelmann, W.K. Physiology and healing dynamics of chronic cutaneous

- wounds [Text] /W.K. Stadelmann, A.G. Digenis, G.R. Tobin. // Amer. J. Surg. – 1998. – Vol. 176. – P. 26 – 36.
280. Stoppa, R.E. Wrapping the visceral sac into bilateral mesh prosthesis in groin hernia repair [Text] / R.E. Stoppa // Hernia. – 2003. – N 7. – P. 2-12.
281. The effects of pulse dye laser double-pass treatment intervals on depth of vessel coagulation [Text] / E. Tanghetti, E. Sherr, R. Sierra, M. Mirkov // Lasers Surg. Med. – 2006. – Vol. 38, № 1. – P.16-21.
282. The influence of differing pore sizes on the biocompatibility of two polypropylene meshes in the repair of abdominal defects. [Text] / F.H. Greca, J.B. de Paula, M.L. Biondo-Simoes et al. // Exp. study dogs Hernia. – 2001. – Vol. 5 – P. 59-64.
283. The role of TGF-betal as a determinant of foreign body reaction to alloplastic materials in rat fibroblast cultures: comparison of different commercially available polypropylene meshes for hernia repair [Text] / D. Weyhe, P. Hoffmann, O. Belyaev et al. // Regul. Pept. – 2007. – Vol. 138. – P.10-14.
284. The tension free hernioplasty [Text] / I. Lichtenstein, A. Shulman, P. Amid et al. // Am. J. Surg. – 1989. – Vol. 157. – P. 188–193.
285. Thill, R.H. The use of Mersilene mesh in adult inguinal and femoral hernia repairs: a comparison with classic techniques [Text] / R.H. Thill, W.I. Hopkins // Am. Surg. – 1994. – Vol. 60. – P. 553.
286. Tissue ingrowth and bowel adhesion formation in an animal comparative study: polypropylene versus Proceed versus Parietex Composite [Text] / B.P. Jacob, N.J. Hogle, E. Durak et al. // Surg. Endosc. - 2007. – Vol. 21, №4. – P. 629-633.
287. Titanium coating of a polypropylene mesh for hernia repair: effect of biocompatibility [Text] /K. Junge, R.Rosch, U. Klinge et al. // Hernia. –2005. – Vol.9. – P.151-156.
288. Trabucco, E.E. Flat plugs and mesh hernioplasty in the inguinal box: description of the surgical technique [Text] / E.E. Trabucco, A.F. Trabucco // Hernia. – 1998. – N 2. – P. 133-138.

289. Trabucco, E.E. Nuove protesi erniarie in polypropylene [Text] / E.E. Trabucco, G.P. Campanelli // Min. Chir. – 1998. – Vol. 53. – P. 337-341.
290. Trevira mesh: a promising new implant for the treatment of abdominal hernias [Text] / J. Zieren, F. Maecker, H. Neuss, J.M. Müller // Langenbecks. Arch. Surg. – 2002. – Vol. 387. – P.8-13.
291. Tsirilis, T. Preperitoneal repair of recurrent inguinal hernia using PHS mesh [Text] / T. Tsirilis, D.T. Bounias, N. Gioris // The 26th International Congress of EHS: Abstract Book. – Prague, 2004. – P. 11-12.
292. Ultrasonically activated scalpel is an effective tool for cutting the pancreas in biliary-pancreatic surgery: experimental and clinical studies [Text] / S. Takao, H. Shintchi, K. Maemura, T. Aikou // J. Hepatobil. Pancreat Surg. – 2000. – Vol. 7, № 1. – P.58-62.
293. Use of human and porcine dermal-derived bioprotheses in complex abdominal wall reconstructions: a literature review and case report [Text] / D.R. Baillie, S.P. Stawicki, N.Eustance et al. // Ostomy. Wound. Manage. – 2007. – Vol. 53 – N.5 – P.30-37.
294. Use of polypropylene prostheses for strangulated inguinal and incisional hernias [Text] / A. Wysocki, M. Pozniczek, J. Krzywon, L. Bolt // Hernia. – 2001. – Vol.5, №2. – P.105-106.
295. Usher, F.C. Hernia repair with Marlex mesh: an analysis of 541 cases [Text] / F.C. Usher // Arch. Surg. – 1962. – Vol. 84. – P. 325-328.
296. Van Ooijen, B. Recurrent inguinal hernia repaired with mesh (Teflofl[®]) [Text] / B. Van Ooijen, H.L. Kalsheek // Neth. J. Surg. – 1989. – Vol. 41. – P. 61.
297. Vant Riet, M. Mesh repair for postoperative wound dehiscence in the presence of infection: is absorbable mesh safer than non-absorbable mesh? [Text] / M. Vant Riet, P.J. de Vos van Steenwijk, H. J. Bonjer // Hernia. – 2007. – Vol.11, N 5. P.157.
298. VYPRO II mesh in hernia repair: impact of polyglactin on long-term incorporation in rats [Text] / R. Rosen, K. Junge, R. Quester et al. // Eur. Surg. Res. – 2003. – Vol. 35. – P. 445-450.

299. Welty, G. Functional impairment and complaints following incisional hernia repair with different polypropylene meshes [Text] / G.Welty, U. Klinge, B. Klosterhalfen et al. // *Hernia*. – 2001. – Vol. 5. – P. 142.
300. Woloson, S. Biochemistry, immunology and tissue response to prosthetic material Abdominal wall hernies principles and management. [Text] / S.Woloson, P. Howard // N.Y.: Springer, 2001. – P. 201.

ПРИЛОЖЕНИЕ

Таблица 4

Количество клеток на первые сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза,
среднее \pm стандартная ошибка, кл./мм²

Способ воздействия	<i>Материал</i>			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Лейкоциты				
ВИЛИ	<u>851 \pm 13,0</u>	<u>1179 \pm 134,0</u>	<u>2969 \pm 115,4</u>	<u>1139 \pm 72,4</u>
	1291 \pm 28,0	1639 \pm 47,6	3274 \pm 54,9	1454 \pm 32,4
ВЧЭ	<u>1509 \pm 71,8</u>	<u>3087 \pm 146,3</u>	<u>3729 \pm 98,0</u>	<u>1756 \pm 98,6</u>
	1837 \pm 29,2	3508 \pm 141,6	3976 \pm 63,6	2030 \pm 38,4
УЗС	<u>1231 \pm 65,0</u>	<u>3147 \pm 72,0</u>	<u>2450 \pm 101,6</u>	<u>3068 \pm 59,1</u>
	1478 \pm 12,7	3388 \pm 8,4	3240 \pm 30,8	3203 \pm 43,7
Макрофаги				
ВИЛИ	<u>205 \pm 1,6</u>	<u>364 \pm 3,9</u>	<u>376 \pm 3,9</u>	<u>353 \pm 11,1</u>
	264 \pm 4,0	373 \pm 2,6	419 \pm 3,7	492 \pm 8,0
ВЧЭ	<u>263 \pm 1,0</u>	<u>315 \pm 3,2</u>	<u>171 \pm 3,4</u>	<u>232 \pm 2,2</u>
	323 \pm 5,4	399 \pm 11,1	273 \pm 4,0	433 \pm 2,9
УЗС	<u>220 \pm 2,6</u>	<u>326 \pm 6,8</u>	<u>151 \pm 2,2</u>	<u>333 \pm 0,9</u>
	276 \pm 8,4	367 \pm 6,4	296 \pm 10,6	471 \pm 3,8
Фибробласты				
ВИЛИ	<u>264 \pm 1,2</u>	<u>301 \pm 1,3</u>	<u>175 \pm 1,5</u>	<u>211 \pm 2,4</u>
	267 \pm 2,9	307 \pm 6,5	187 \pm 1,7	204 \pm 3,3
ВЧЭ	<u>177 \pm 0,8</u>	<u>205 \pm 7,8</u>	<u>109 \pm 4,6</u>	<u>173 \pm 2,6</u>
	171 \pm 1,9	191 \pm 2,0	112 \pm 6,8	178 \pm 1,5
УЗС	<u>180 \pm 3,2</u>	<u>404 \pm 4,2</u>	<u>82 \pm 1,3</u>	<u>194 \pm 1,3</u>
	177 \pm 4,3	384 \pm 9,6	77 \pm 1,2	214 \pm 6,4

Примечание. Здесь и далее: над чертой – на апоневроз, под чертой – под апоневроз.

Таблица 5

Количество клеток на 7-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза, среднее \pm стандартная ошибка, кл./мм²

Способ воздействия	Материал			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Лейкоциты				
ВИЛИ	<u>355 \pm 4,2</u>	<u>488 \pm 16,5</u>	<u>1028 \pm 25,2</u>	<u>236 \pm 15,0</u>
	675 \pm 2,5	796 \pm 15,6	1517 \pm 27,5	545 \pm 22,4
ВЧЭ	<u>884 \pm 10,9</u>	<u>929 \pm 45,5</u>	<u>1194 \pm 19,4</u>	<u>1069 \pm 33,4</u>
	1052 \pm 30,1	1225 \pm 26,7	1654 \pm 46,0	1398 \pm 6,4
УЗС	<u>711 \pm 14,1</u>	<u>744 \pm 7,2</u>	<u>704 \pm 0,9</u>	<u>380 \pm 6,9</u>
	794 \pm 11,8	912 \pm 5,6	1117 \pm 50,0	542 \pm 12,9
Гигантские клетки инородных тел				
ВИЛИ	<u>21,7 \pm 0,77</u>	<u>29,7 \pm 0,50</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>
	18,2 \pm 0,18	21,6 \pm 0,35	0,0 \pm 0,00	0,0 \pm 0,00
ВЧЭ	<u>34,1 \pm 1,19</u>	<u>36,6 \pm 0,43</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>
	29,9 \pm 0,18	32,8 \pm 0,19	0,0 \pm 0,00	0,0 \pm 0,00
УЗС	<u>26,5 \pm 1,62</u>	<u>24,3 \pm 0,44</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>
	21,0 \pm 0,53	22,4 \pm 0,21	0,0 \pm 0,00	0,0 \pm 0,00
Макрофаги				
ВИЛИ	<u>761 \pm 9,9</u>	<u>754 \pm 6,0</u>	<u>1253 \pm 6,5</u>	<u>448 \pm 5,0</u>
	822 \pm 3,3	819 \pm 8,6	1392 \pm 22,2	905 \pm 14,3
ВЧЭ	<u>286 \pm 3,8</u>	<u>296 \pm 6,2</u>	<u>421 \pm 1,5</u>	<u>715 \pm 3,4</u>
	502 \pm 6,5	684 \pm 9,8	685 \pm 28,7	815 \pm 4,7
УЗС	<u>254 \pm 76,5</u>	<u>446 \pm 8,1</u>	<u>414 \pm 4,0</u>	<u>650 \pm 4,1</u>
	739 \pm 8,4	730 \pm 15,5	942 \pm 23,0	856 \pm 6,1
Фибробласты				
ВИЛИ	<u>1427 \pm 30,8</u>	<u>1799 \pm 6,7</u>	<u>2290 \pm 45,5</u>	<u>1542 \pm 26,2</u>
	1413 \pm 12,7	1857 \pm 19,9	1783 \pm 19,2	1486 \pm 18,8
ВЧЭ	<u>1206 \pm 13,4</u>	<u>650 \pm 13,0</u>	<u>1084 \pm 11,0</u>	<u>1534 \pm 11,0</u>
	1329 \pm 5,9	578 \pm 11,9	1204 \pm 11,3	1485 \pm 21,0
УЗС	<u>1365 \pm 6,4</u>	<u>1283 \pm 11,7</u>	<u>1131 \pm 29,4</u>	<u>1347 \pm 19,7</u>
	1292 \pm 13,5	1352 \pm 7,9	1260 \pm 14,7	1315 \pm 25,9

Примечание. Здесь и далее: над чертой – на апоневроз, под чертой – под апоневроз.

Таблица 6

Относительная площадь сосудов и волокон на 7-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза, среднее \pm стандартная ошибка, %

Способ воздействия	Материал			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Сосуды				
ВИЛИ	<u>7,8 \pm 0,17</u>	<u>5,6 \pm 0,06</u>	<u>6,1 \pm 0,06</u>	<u>5,9 \pm 0,61</u>
	8,3 \pm 0,34	5,9 \pm 0,10	6,5 \pm 0,08	7,1 \pm 0,10
ВЧЭ	<u>4,2 \pm 0,32</u>	<u>2,6 \pm 0,42</u>	<u>2,9 \pm 0,31</u>	<u>5,3 \pm 0,75</u>
	5,3 \pm 0,26	3,8 \pm 0,18	3,6 \pm 0,18	5,9 \pm 0,07
УЗС	<u>2,5 \pm 0,36</u>	<u>2,6 \pm 0,46</u>	<u>4,1 \pm 0,73</u>	<u>4,4 \pm 0,68</u>
	3,3 \pm 0,20	4,6 \pm 0,37	4,6 \pm 0,86	5,0 \pm 0,15
Коллагеновые волокна				
ВИЛИ	<u>6,4 \pm 0,11</u>	<u>17,5 \pm 0,93</u>	<u>8,6 \pm 0,35</u>	<u>7,4 \pm 0,24</u>
	8,8 \pm 0,12	12,4 \pm 0,01	9,9 \pm 0,33	9,5 \pm 0,05
ВЧЭ	<u>10,8 \pm 0,08</u>	<u>12,0 \pm 0,47</u>	<u>11,6 \pm 0,32</u>	<u>6,0 \pm 0,88</u>
	9,7 \pm 0,64	11,5 \pm 0,25	10,8 \pm 0,36	7,7 \pm 0,09
УЗС	<u>12,6 \pm 0,29</u>	<u>15,2 \pm 0,22</u>	<u>14,6 \pm 0,22</u>	<u>9,1 \pm 0,28</u>
	10,4 \pm 0,09	12,5 \pm 0,12	13,3 \pm 0,02	10,1 \pm 0,12
Эластические волокна				
ВИЛИ	<u>0,56 \pm 0,013</u>	<u>1,11 \pm 0,006</u>	<u>1,53 \pm 0,022</u>	<u>0,48 \pm 0,012</u>
	0,66 \pm 0,007	1,12 \pm 0,048	1,44 \pm 0,049	0,73 \pm 0,054
ВЧЭ	<u>0,76 \pm 0,010</u>	<u>0,96 \pm 0,015</u>	<u>2,64 \pm 0,023</u>	<u>2,75 \pm 0,046</u>
	0,65 \pm 0,015	1,20 \pm 0,043	2,45 \pm 0,063	2,68 \pm 0,014
УЗС	<u>1,28 \pm 0,007</u>	<u>1,84 \pm 0,026</u>	<u>2,52 \pm 0,008</u>	<u>1,34 \pm 0,056</u>
	1,18 \pm 0,010	1,74 \pm 0,013	2,41 \pm 0,033	1,65 \pm 0,014
Ретикулярные волокна				
ВИЛИ	<u>0,53 \pm 0,062</u>	<u>0,98 \pm 0,138</u>	<u>1,10 \pm 0,060</u>	<u>0,65 \pm 0,054</u>
	0,73 \pm 0,084	0,93 \pm 0,029	1,14 \pm 0,048	0,95 \pm 0,090
ВЧЭ	<u>0,39 \pm 0,036</u>	<u>0,74 \pm 0,056</u>	<u>0,75 \pm 0,055</u>	<u>0,63 \pm 0,061</u>
	0,66 \pm 0,055	0,83 \pm 0,079	0,93 \pm 0,075	0,74 \pm 0,154
УЗС	<u>0,39 \pm 0,027</u>	<u>0,82 \pm 0,026</u>	<u>1,16 \pm 0,146</u>	<u>0,77 \pm 0,066</u>
	0,66 \pm 0,159	0,84 \pm 0,056	1,25 \pm 0,090	0,93 \pm 0,058

Таблица 7

Количество клеток на 14-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза, среднее \pm стандартная ошибка, кл./мм²

Способ воздействия	Материал			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ульттрапро»
Лейкоциты				
ВИЛИ	<u>304 \pm 2,4</u>	<u>364 \pm 11,2</u>	<u>188 \pm 10,7</u>	<u>124 \pm 6,9</u>
	312 \pm 2,4	340 \pm 8,8	117 \pm 3,6	117 \pm 7,1
ВЧЭ	<u>503 \pm 11,2</u>	<u>490 \pm 11,0</u>	<u>415 \pm 3,4</u>	<u>870 \pm 3,1</u>
	485 \pm 6,9	504 \pm 4,2	427 \pm 3,9	603 \pm 33,5
УЗС	<u>500 \pm 7,7</u>	<u>669 \pm 3,5</u>	<u>672 \pm 10,6</u>	<u>291 \pm 4,1</u>
	387 \pm 23,6	458 \pm 5,6	311 \pm 9,7	160 \pm 1,5
Гигантские клетки инородных тел				
ВИЛИ	<u>29,1 \pm 0,69</u>	<u>61,3 \pm 0,47</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>67,5 \pm 0,38</u>
	23,2 \pm 0,55	41,6 \pm 0,26	0,0 \pm 0,00	42,9 \pm 0,91
ВЧЭ	<u>140,5 \pm 1,20</u>	<u>160,4 \pm 1,23</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>70,0 \pm 0,98</u>
	87,0 \pm 6,33	119,1 \pm 1,34	0,0 \pm 0,00	73,0 \pm 1,45
УЗС	<u>50,2 \pm 0,20</u>	<u>85,6 \pm 0,42</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>48,3 \pm 0,88</u>
	40,8 \pm 1,38	69,5 \pm 0,47	0,0 \pm 0,00	45,8 \pm 0,31
Макрофаги				
ВИЛИ	<u>494 \pm 5,4</u>	<u>792 \pm 8,0</u>	<u>343 \pm 4,0</u>	<u>462 \pm 3,3</u>
	508 \pm 10,9	617 \pm 5,9	716 \pm 3,5	541 \pm 14,2
ВЧЭ	<u>270 \pm 3,4</u>	<u>573 \pm 6,1</u>	<u>526 \pm 3,7</u>	<u>399 \pm 3,9</u>
	372 \pm 10,0	732 \pm 37,7	579 \pm 7,4	529 \pm 9,4
УЗС	<u>452 \pm 1,8</u>	<u>713 \pm 3,6</u>	<u>983 \pm 3,6</u>	<u>529 \pm 2,6</u>
	524 \pm 7,2	683 \pm 5,4	844 \pm 10,9	620 \pm 10,0
Фибробласты				
ВИЛИ	<u>1507 \pm 12,2</u>	<u>1827 \pm 22,9</u>	<u>2217 \pm 55,0</u>	<u>2538 \pm 11,9</u>
	1853 \pm 15,2	2215 \pm 35,3	2464 \pm 50,4	2945 \pm 27,3
ВЧЭ	<u>1367 \pm 30,7</u>	<u>1684 \pm 10,2</u>	<u>1924 \pm 5,0</u>	<u>1606 \pm 6,9</u>
	1652 \pm 14,5	1814 \pm 11,1	2005 \pm 4,4	2487 \pm 26,1
УЗС	<u>1856 \pm 7,9</u>	<u>1807 \pm 5,6</u>	<u>2066 \pm 25,3</u>	<u>1851 \pm 29,9</u>
	2000 \pm 8,9	1908 \pm 10,0	2221 \pm 7,6	2770 \pm 6,6

Примечание. Здесь и далее: над чертой – на апоневроз, под чертой – под апоневроз.

Таблица 8

Относительная площадь сосудов и волокон на 14-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза: среднее \pm стандартная ошибка, %

Способ воздействия	<i>Материал</i>			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Сосуды				
ВИЛИ	<u>13,2 \pm 1,69</u>	<u>13,9 \pm 0,97</u>	<u>12,6 \pm 1,57</u>	<u>10,4 \pm 0,65</u>
	16,4 \pm 0,48	14,5 \pm 0,35	12,8 \pm 0,51	13,4 \pm 0,37
ВЧЭ	<u>10,6 \pm 0,84</u>	<u>10,6 \pm 1,05</u>	<u>12,8 \pm 0,99</u>	<u>11,9 \pm 0,68</u>
	12,6 \pm 0,33	12,3 \pm 0,37	13,4 \pm 0,54	14,0 \pm 0,21
УЗС	<u>17,0 \pm 1,86</u>	<u>12,0 \pm 2,14</u>	<u>12,6 \pm 0,68</u>	<u>7,8 \pm 1,33</u>
	14,4 \pm 0,36	14,5 \pm 0,37	12,5 \pm 0,83	12,6 \pm 0,39
Коллагеновые волокна				
ВИЛИ	<u>16,3 \pm 0,31</u>	<u>31,6 \pm 0,23</u>	<u>22,5 \pm 0,48</u>	<u>24,5 \pm 0,29</u>
	21,9 \pm 0,32	35,5 \pm 0,60	25,4 \pm 0,06	27,3 \pm 0,03
ВЧЭ	<u>23,6 \pm 0,45</u>	<u>19,3 \pm 0,14</u>	<u>16,5 \pm 0,16</u>	<u>25,4 \pm 0,08</u>
	25,4 \pm 0,58	24,1 \pm 0,33	21,0 \pm 0,29	31,7 \pm 0,37
УЗС	<u>30,5 \pm 0,37</u>	<u>20,6 \pm 0,40</u>	<u>13,5 \pm 0,28</u>	<u>27,4 \pm 0,29</u>
	33,7 \pm 0,82	26,1 \pm 0,14	18,0 \pm 0,34	33,4 \pm 0,55
Эластические волокна				
ВИЛИ	<u>6,9 \pm 0,08</u>	<u>4,6 \pm 0,03</u>	<u>4,5 \pm 0,01</u>	<u>9,6 \pm 0,11</u>
	8,9 \pm 0,04	5,4 \pm 0,10	4,9 \pm 0,01	9,9 \pm 0,04
ВЧЭ	<u>2,1 \pm 0,06</u>	<u>1,6 \pm 0,02</u>	<u>3,6 \pm 0,02</u>	<u>3,3 \pm 0,04</u>
	2,9 \pm 0,03	2,8 \pm 0,02	3,7 \pm 0,02	4,0 \pm 0,00
УЗС	<u>2,2 \pm 0,03</u>	<u>3,4 \pm 0,09</u>	<u>5,3 \pm 0,04</u>	<u>6,3 \pm 0,03</u>
	4,6 \pm 0,02	4,1 \pm 0,02	5,6 \pm 0,09	8,3 \pm 0,10
Ретикулярные волокна				
ВИЛИ	<u>6,7 \pm 0,44</u>	<u>5,6 \pm 0,29</u>	<u>3,7 \pm 0,22</u>	<u>8,4 \pm 0,24</u>
	7,4 \pm 0,29	6,1 \pm 0,09	4,7 \pm 0,38	8,7 \pm 0,47
ВЧЭ	<u>2,4 \pm 0,32</u>	<u>2,6 \pm 0,18</u>	<u>2,8 \pm 0,17</u>	<u>5,7 \pm 0,20</u>
	2,4 \pm 0,22	3,4 \pm 0,27	3,5 \pm 0,47	6,6 \pm 0,29
УЗС	<u>2,2 \pm 0,54</u>	<u>2,7 \pm 0,17</u>	<u>4,2 \pm 0,22</u>	<u>4,3 \pm 1,27</u>
	2,8 \pm 0,29	2,9 \pm 0,45	4,4 \pm 0,61	5,1 \pm 0,17

Таблица 9

Количество клеток на 30-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза, среднее \pm стандартная ошибка, кл./мм²

Способ воздействия	Материал			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Лейкоциты				
ВИЛИ	<u>176 \pm 4,0</u>	<u>267 \pm 9,4</u>	<u>56 \pm 1,5</u>	<u>95 \pm 3,6</u>
	127 \pm 2,0	166 \pm 4,2	46 \pm 1,4	86 \pm 2,0
ВЧЭ	<u>278 \pm 8,4</u>	<u>621 \pm 7,0</u>	<u>185 \pm 10,2</u>	<u>161 \pm 2,0</u>
	216 \pm 11,4	329 \pm 4,2	162 \pm 3,5	142 \pm 1,7
УЗС	<u>232 \pm 2,8</u>	<u>685 \pm 1,7</u>	<u>143 \pm 2,3</u>	<u>154 \pm 1,0</u>
	161 \pm 9,1	307 \pm 4,4	78 \pm 10,0	75 \pm 1,4
Гигантские клетки инородных тел				
ВИЛИ	<u>80,9 \pm 0,23</u>	<u>104,2 \pm 1,84</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>37,8 \pm 1,36</u>
	51,2 \pm 0,56	68,0 \pm 0,48	0,0 \pm 0,00	53,2 \pm 0,30
ВЧЭ	<u>72,9 \pm 0,41</u>	<u>149,8 \pm 1,80</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>57,8 \pm 0,81</u>
	62,9 \pm 0,70	126,3 \pm 1,11	0,0 \pm 0,00	56,8 \pm 0,71
УЗС	<u>69,3 \pm 0,43</u>	<u>71,4 \pm 0,65</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>60,6 \pm 1,19</u>
	52,0 \pm 0,85	62,4 \pm 0,31	0,0 \pm 0,00	54,6 \pm 1,19
Макрофаги				
ВИЛИ	<u>348 \pm 3,1</u>	<u>570 \pm 6,6</u>	<u>118 \pm 6,5</u>	<u>340 \pm 6,9</u>
	246 \pm 5,6	310 \pm 9,1	122 \pm 8,5	288 \pm 6,4
ВЧЭ	<u>517 \pm 2,7</u>	<u>989 \pm 4,0</u>	<u>451 \pm 1,9</u>	<u>445 \pm 6,1</u>
	283 \pm 9,5	500 \pm 9,0	303 \pm 6,7	334 \pm 3,4
УЗС	<u>524 \pm 2,1</u>	<u>533 \pm 2,6</u>	<u>346 \pm 3,9</u>	<u>384 \pm 6,6</u>
	281 \pm 10,4	393 \pm 7,6	141 \pm 2,3	299 \pm 6,0
Фибробласты				
ВИЛИ	<u>3108 \pm 61,2</u>	<u>2230 \pm 34,2</u>	<u>3157 \pm 53,5</u>	<u>1739 \pm 25,5</u>
	2446 \pm 64,5	2686 \pm 15,9	3006 \pm 13,3	1644 \pm 6,3
ВЧЭ	<u>1565 \pm 23,8</u>	<u>1961 \pm 27,0</u>	<u>2754 \pm 23,1</u>	<u>1603 \pm 3,9</u>
	2211 \pm 37,0	2637 \pm 9,2	2918 \pm 32,8	2368 \pm 50,5
УЗС	<u>2295 \pm 6,2</u>	<u>2248 \pm 30,4</u>	<u>1729 \pm 20,5</u>	<u>1907 \pm 5,6</u>
	2462 \pm 60,9	2580 \pm 11,2	2296 \pm 3,4	1747 \pm 20,2

Примечание. Здесь и далее: над чертой – на апоневроз, под чертой – под апоневроз.

Таблица 10

Относительная площадь сосудов и волокон на 30-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза, среднее \pm стандартная ошибка, %

Способ воздействия	Материал			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Сосуды				
ВИЛИ	<u>7,5 \pm 1,57</u>	<u>7,7 \pm 0,81</u>	<u>9,9 \pm 0,62</u>	<u>8,3 \pm 1,25</u>
	6,9 \pm 0,22	6,1 \pm 0,51	10,3 \pm 0,54	9,6 \pm 0,50
ВЧЭ	<u>11,8 \pm 0,96</u>	<u>12,8 \pm 0,76</u>	<u>10,1 \pm 1,03</u>	<u>11,8 \pm 0,85</u>
	11,7 \pm 0,57	13,5 \pm 0,27	10,1 \pm 0,22	12,8 \pm 0,53
УЗС	<u>11,1 \pm 1,20</u>	<u>14,8 \pm 1,30</u>	<u>8,7 \pm 1,59</u>	<u>7,5 \pm 0,90</u>
	8,2 \pm 0,17	14,2 \pm 0,40	9,3 \pm 0,41	7,9 \pm 0,61
Коллагеновые волокна				
ВИЛИ	<u>24,9 \pm 0,53</u>	<u>36,8 \pm 0,06</u>	<u>27,6 \pm 0,27</u>	<u>35,1 \pm 0,16</u>
	32,7 \pm 0,30	41,7 \pm 0,37	34,5 \pm 0,21	38,5 \pm 0,52
ВЧЭ	<u>44,1 \pm 0,13</u>	<u>40,5 \pm 0,47</u>	<u>50,6 \pm 0,42</u>	<u>45,5 \pm 0,26</u>
	49,1 \pm 0,85	45,4 \pm 0,02	55,1 \pm 0,35	47,5 \pm 0,58
УЗС	<u>45,6 \pm 0,36</u>	<u>47,3 \pm 0,34</u>	<u>40,4 \pm 0,06</u>	<u>44,1 \pm 0,04</u>
	48,1 \pm 0,33	51,3 \pm 0,60	45,7 \pm 0,48	54,5 \pm 0,58
Эластические волокна				
ВИЛИ	<u>4,4 \pm 0,10</u>	<u>3,3 \pm 0,00</u>	<u>2,8 \pm 0,03</u>	<u>3,6 \pm 0,18</u>
	4,6 \pm 0,01	3,5 \pm 0,05	2,7 \pm 0,04	3,6 \pm 0,02
ВЧЭ	<u>1,9 \pm 0,02</u>	<u>0,5 \pm 0,01</u>	<u>1,2 \pm 0,02</u>	<u>2,8 \pm 0,01</u>
	1,9 \pm 0,02	1,3 \pm 0,01	1,5 \pm 0,02	3,0 \pm 0,01
УЗС	<u>2,1 \pm 0,01</u>	<u>3,1 \pm 0,03</u>	<u>11,8 \pm 0,05</u>	<u>4,0 \pm 0,01</u>
	2,2 \pm 0,03	3,0 \pm 0,04	10,5 \pm 0,23	4,1 \pm 0,03
Ретикулярные волокна				
ВИЛИ	<u>3,4 \pm 0,17</u>	<u>3,9 \pm 0,55</u>	<u>3,5 \pm 0,27</u>	<u>4,7 \pm 0,65</u>
	4,0 \pm 0,10	4,0 \pm 0,12	4,1 \pm 0,11	4,9 \pm 0,20
ВЧЭ	<u>4,3 \pm 0,16</u>	<u>3,5 \pm 0,25</u>	<u>3,8 \pm 0,14</u>	<u>4,1 \pm 0,12</u>
	4,7 \pm 0,07	4,1 \pm 0,29	3,8 \pm 0,15	4,5 \pm 0,22
УЗС	<u>3,8 \pm 0,17</u>	<u>4,3 \pm 0,75</u>	<u>3,8 \pm 0,30</u>	<u>3,2 \pm 0,16</u>
	3,7 \pm 0,16	3,0 \pm 0,58	4,2 \pm 0,09	3,8 \pm 0,12

Таблица 11

Количество клеток на 90-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза, среднее \pm стандартная ошибка, кл./мм²

Способ воздействия	Материал			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Лейкоциты				
ВИЛИ	<u>65,9 \pm 1,69</u>	<u>76,0 \pm 1,30</u>	<u>51,0 \pm 2,64</u>	<u>67,5 \pm 5,17</u>
	52,4 \pm 0,84	66,6 \pm 6,43	44,8 \pm 0,55	44,1 \pm 2,43
ВЧЭ	<u>102,5 \pm 3,27</u>	<u>183,9 \pm 0,80</u>	<u>128,9 \pm 1,66</u>	<u>109,2 \pm 4,93</u>
	65,2 \pm 2,21	118,4 \pm 3,18	81,5 \pm 3,24	84,1 \pm 2,81
УЗС	<u>91,5 \pm 0,67</u>	<u>206,9 \pm 2,62</u>	<u>135,9 \pm 1,24</u>	<u>87,8 \pm 0,89</u>
	59,7 \pm 0,69	106,2 \pm 4,02	44,8 \pm 1,34	47,2 \pm 1,02
Гигантские клетки инородных тел				
ВИЛИ	<u>32,9 \pm 0,22</u>	<u>60,6 \pm 0,47</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>38,4 \pm 0,24</u>
	20,2 \pm 0,24	38,2 \pm 0,37	0,0 \pm 0,00	26,5 \pm 0,59
ВЧЭ	<u>62,1 \pm 0,90</u>	<u>84,1 \pm 1,01</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>55,2 \pm 1,86</u>
	35,3 \pm 0,84	59,9 \pm 1,16	0,0 \pm 0,00	43,7 \pm 0,38
УЗС	<u>36,6 \pm 1,60</u>	<u>69,6 \pm 0,57</u>	<u>0,0 \pm 0,00</u>	<u>39,1 \pm 1,89</u>
	24,8 \pm 0,13	54,9 \pm 0,28	0,0 \pm 0,00	31,6 \pm 1,24
Макрофаги				
ВИЛИ	<u>166 \pm 3,9</u>	<u>383 \pm 4,7</u>	<u>83 \pm 1,7</u>	<u>179 \pm 3,5</u>
	146 \pm 2,5	279 \pm 1,4	73 \pm 2,0	149 \pm 1,7
ВЧЭ	<u>332 \pm 2,4</u>	<u>595 \pm 4,2</u>	<u>128 \pm 1,0</u>	<u>288 \pm 3,8</u>
	186 \pm 4,2	306 \pm 4,1	108 \pm 3,8	211 \pm 11,9
УЗС	<u>185 \pm 2,4</u>	<u>459 \pm 4,0</u>	<u>329 \pm 4,5</u>	<u>291 \pm 2,7</u>
	162 \pm 5,8	309 \pm 3,5	86 \pm 6,4	195 \pm 1,5
Фибробласты				
ВИЛИ	<u>1559 \pm 18,0</u>	<u>2935 \pm 26,0</u>	<u>1877 \pm 17,9</u>	<u>1356 \pm 33,8</u>
	1414 \pm 231,2	2318 \pm 34,2	1632 \pm 32,9	1256 \pm 12,5
ВЧЭ	<u>2359 \pm 11,8</u>	<u>3232 \pm 64,3</u>	<u>2447 \pm 33,0</u>	<u>2089 \pm 14,3</u>
	2189 \pm 12,1	2776 \pm 41,0	2383 \pm 12,9	1777 \pm 29,2
УЗС	<u>1597 \pm 3,3</u>	<u>3263 \pm 44,2</u>	<u>1652 \pm 20,3</u>	<u>2015 \pm 4,2</u>
	1520 \pm 22,2	2715 \pm 24,8	1635 \pm 8,7	1405 \pm 42,3

Примечание. Здесь и далее: над чертой – на апоневроз, под чертой – под апоневроз.

Таблица 12

Относительная площадь сосудов и волокон на 90-е сутки эксперимента в зависимости от способа воздействия, места имплантации и материала эндопротеза: среднее \pm стандартная ошибка, %

Способ воздействия	<i>Материал</i>			
	Полипропилен	Полиэстер	Тефлон	«Ультрапро»
Сосуды				
ВИЛИ	<u>5,5 \pm 0,23</u>	<u>6,4 \pm 0,08</u>	<u>6,7 \pm 1,27</u>	<u>6,7 \pm 0,14</u>
	5,8 \pm 0,69	4,9 \pm 0,20	6,0 \pm 0,83	6,5 \pm 0,16
ВЧЭ	<u>7,5 \pm 0,31</u>	<u>8,2 \pm 0,10</u>	<u>7,0 \pm 0,30</u>	<u>7,6 \pm 0,18</u>
	8,5 \pm 0,46	8,4 \pm 0,28	8,0 \pm 0,14	8,0 \pm 0,13
УЗС	<u>9,3 \pm 0,90</u>	<u>8,6 \pm 0,19</u>	<u>7,1 \pm 0,09</u>	<u>6,9 \pm 0,19</u>
	7,3 \pm 0,21	8,7 \pm 0,19	6,9 \pm 0,07	6,3 \pm 0,18
Коллагеновые волокна				
ВИЛИ	<u>18,3 \pm 0,18</u>	<u>29,8 \pm 0,30</u>	<u>26,9 \pm 0,33</u>	<u>20,7 \pm 0,10</u>
	21,4 \pm 0,60	25,3 \pm 0,09	23,1 \pm 0,37	18,4 \pm 0,09
ВЧЭ	<u>37,5 \pm 0,29</u>	<u>43,8 \pm 0,49</u>	<u>40,4 \pm 0,41</u>	<u>36,5 \pm 0,27</u>
	37,3 \pm 1,12	41,1 \pm 0,44	39,7 \pm 0,34	31,6 \pm 0,40
УЗС	<u>39,4 \pm 0,30</u>	<u>33,9 \pm 0,39</u>	<u>34,6 \pm 0,97</u>	<u>34,6 \pm 0,68</u>
	28,1 \pm 0,63	31,3 \pm 0,00	31,3 \pm 0,58	22,2 \pm 0,50
Эластические волокна				
ВИЛИ	<u>3,5 \pm 0,01</u>	<u>3,7 \pm 0,02</u>	<u>3,3 \pm 0,08</u>	<u>5,5 \pm 0,19</u>
	3,7 \pm 0,15	3,4 \pm 0,02	3,9 \pm 0,02	5,6 \pm 0,03
ВЧЭ	<u>1,9 \pm 0,01</u>	<u>0,5 \pm 0,02</u>	<u>1,1 \pm 0,02</u>	<u>3,6 \pm 0,02</u>
	1,9 \pm 0,06	1,6 \pm 0,00	1,6 \pm 0,01	3,9 \pm 0,02
УЗС	<u>3,4 \pm 0,04</u>	<u>2,6 \pm 0,02</u>	<u>2,1 \pm 0,01</u>	<u>4,4 \pm 0,07</u>
	3,5 \pm 0,05	3,1 \pm 0,01	3,5 \pm 0,04	4,4 \pm 0,07
Ретикулярные волокна				
ВИЛИ	<u>3,1 \pm 0,09</u>	<u>3,3 \pm 0,26</u>	<u>3,3 \pm 0,07</u>	<u>2,8 \pm 0,29</u>
	2,9 \pm 0,17	2,7 \pm 0,08	3,1 \pm 0,18	2,4 \pm 0,26
ВЧЭ	<u>3,0 \pm 0,28</u>	<u>4,1 \pm 0,09</u>	<u>3,5 \pm 0,32</u>	<u>3,2 \pm 0,18</u>
	3,9 \pm 0,54	4,0 \pm 0,07	3,8 \pm 0,18	3,3 \pm 0,28
УЗС	<u>3,2 \pm 0,10</u>	<u>3,9 \pm 0,07</u>	<u>3,6 \pm 0,07</u>	<u>3,2 \pm 0,18</u>
	3,0 \pm 0,07	4,2 \pm 0,07	3,1 \pm 0,08	2,9 \pm 0,06

Таблица 14

Оценка статистической значимости межгрупповых различий в количестве клеток по результатам трёхфакторного дисперсионного анализа данных эксперимента, F -критерий, степени свободы ν_1 и ν_2 , значение P .

Эффекты в дисперсионном анализе	Лейкоциты	Гигантские клетки ИТ	Макрофаги	Фибро- бласты
1 сутки				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2; \nu_2=48$)	$F = 397,7$ $P < 0,001$	–	$F = 235,5$ $P < 0,001$	$F = 688,6$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3; \nu_2=48$)	$F = 664,9$ $P < 0,001$	–	$F = 697,0$ $P < 0,001$	$F = 1825,8$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1; \nu_2=48$)	$F = 124,1$ $P < 0,001$	–	$F = 1525,5$ $P < 0,001$	$F = 0,09$ $P = 0,768$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие × Материал ($\nu_1=6; \nu_2=48$)	$F = 138,4$ $P < 0,001$	–	$F = 205,7$ $P < 0,001$	$F = 375,2$ $P < 0,001$
- Воздействие × Место ($\nu_1=2; \nu_2=48$)	$F = 0,33$ $P = 0,721$	–	$F = 39,1$ $P < 0,001$	$F = 1,44$ $P = 0,248$
- Материал × Место ($\nu_1=3; \nu_2=48$)	$F = 1,85$ $P = 0,150$	–	$F = 126,1$ $P < 0,001$	$F = 4,04$ $P = 0,012$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие × Материал × Место ($\nu_1=6; \nu_2=48$)	$F = 3,28$ $P = 0,009$	–	$F = 15,0$ $P < 0,001$	$F = 3,99$ $P = 0,003$
7 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2; \nu_2=48$)	$F = 1000,2$ $P < 0,001$	$F = 286,5$ $P < 0,001$	$F = 703,0$ $P < 0,001$	$F = 1832,1$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3; \nu_2=48$)	$F = 568,7$ $P < 0,001$	$F = 5859,3$ $P < 0,001$	$F = 266,3$ $P < 0,001$	$F = 156,2$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1; \nu_2=48$)	$F = 926,1$ $P < 0,001$	$F = 125,0$ $P < 0,001$	$F = 1150,3$ $P < 0,001$	$F = 10,4$ $P = 0,089$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие × Материал ($\nu_1=6; \nu_2=48$)	$F = 134,2$ $P < 0,001$	$F = 108,4$ $P < 0,001$	$F = 196,0$ $P < 0,001$	$F = 536,4$ $P < 0,001$
- Воздействие × Место ($\nu_1=2; \nu_2=48$)	$F = 21,4$ $P < 0,001$	$F = 2,55$ $P = 0,089$	$F = 54,2$ $P < 0,001$	$F = 44,2$ $P < 0,001$
- Материал × Место ($\nu_1=3; \nu_2=48$)	$F = 34,8$ $P < 0,001$	$F = 41,7$ $P < 0,001$	$F = 3,62$ $P = 0,089$	$F = 10,0$ $P < 0,001$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие × Материал × Место ($\nu_1=6; \nu_2=48$)	$F = 1,92$ $P = 0,097$	$F = 6,75$ $P < 0,001$	$F = 47,9$ $P < 0,001$	$F = 52,3$ $P < 0,001$

Таблица 14. Продолжение.

Эффекты в дисперсионном анализе	Лейкоциты	Гигантские клетки ИТ	Макрофаги	Фибро- бласты
14 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 1630,1$ $P < 0,001$	$F = 2347,4$ $P < 0,001$	$F = 561,1$ $P < 0,001$	$F = 557,5$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 151,2$ $P < 0,001$	$F = 3839,2$ $P < 0,001$	$F = 806,2$ $P < 0,001$	$F = 969,9$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1$; $\nu_2=48$)	$F = 489,7$ $P < 0,001$	$F = 544,9$ $P < 0,001$	$F = 209,0$ $P < 0,001$	$F = 1316,3$ $P < 0,001$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие × Материал ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 380,2$ $P < 0,001$	$F = 522,2$ $P < 0,001$	$F = 189,8$ $P < 0,001$	$F = 93,9$ $P < 0,001$
- Воздействие × Место ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 153,4$ $P < 0,001$	$F = 59,0$ $P < 0,001$	$F = 61,1$ $P < 0,001$	$F = 0,3$ $P = 0,728$
- Материал × Место ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 30,1$ $P < 0,001$	$F = 101,4$ $P < 0,001$	$F = 39,7$ $P < 0,001$	$F = 201,7$ $P < 0,001$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие × Материал × Место ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 54,4$ $P < 0,001$	$F = 63,3$ $P < 0,001$	$F = 131,7$ $P < 0,001$	$F = 39,1$ $P < 0,001$
30 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 1244,6$ $P < 0,001$	$F = 1281,3$ $P < 0,001$	$F = 1776,9$ $P < 0,001$	$F = 236,2$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 3333,6$ $P < 0,001$	$F = 14225,8$ $P < 0,001$	$F = 2427,7$ $P < 0,001$	$F = 645,4$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1$; $\nu_2=48$)	$F = 1773,7$ $P < 0,001$	$F = 835,7$ $P < 0,001$	$F = 4539,9$ $P < 0,001$	$F = 285,1$ $P < 0,001$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие × Материал ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 244,7$ $P < 0,001$	$F = 948,9$ $P < 0,001$	$F = 263,2$ $P < 0,001$	$F = 258,0$ $P < 0,001$
- Воздействие × Место ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 179,8$ $P < 0,001$	$F = 18,0$ $P < 0,001$	$F = 262,1$ $P < 0,001$	$F = 213,4$ $P < 0,001$
- Материал × Место ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 551,0$ $P < 0,001$	$F = 371,9$ $P < 0,001$	$F = 344,2$ $P < 0,001$	$F = 48,6$ $P < 0,001$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие × Материал × Место ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 58,8$ $P < 0,001$	$F = 93,6$ $P < 0,001$	$F = 127,4$ $P < 0,001$	$F = 63,5$ $P < 0,001$

Таблица 14. Продолжение.

Эффекты в дисперсионном анализе	Лейкоциты	Гигантские клетки ИТ	Макрофаги	Фибро- бласты
90 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 720,1$ $P < 0,001$	$F = 724,8$ $P < 0,001$	$F = 945,6$ $P < 0,001$	$F = 264,1$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 501,4$ $P < 0,001$	$F = 5617,4$ $P < 0,001$	$F = 3912,6$ $P < 0,001$	$F = 617,1$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1$; $\nu_2=48$)	$F = 1291,4$ $P < 0,001$	$F = 1252,9$ $P < 0,001$	$F = 3358,5$ $P < 0,001$	$F = 156,8$ $P < 0,001$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие \times Материал ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 80,7$ $P < 0,001$	$F = 98,7$ $P < 0,001$	$F = 176,8$ $P < 0,001$	$F = 25,1$ $P < 0,001$
- Воздействие \times Место ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 180,8$ $P < 0,001$	$F = 37,2$ $P < 0,001$	$F = 296,3$ $P < 0,001$	$F = 0,65$ $P = 0,526$
- Материал \times Место ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 42,8$ $P < 0,001$	$F = 178,1$ $P < 0,001$	$F = 249,0$ $P < 0,001$	$F = 20,4$ $P < 0,001$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие \times Материал \times Место ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 28,6$ $P < 0,001$	$F = 12,6$ $P < 0,001$	$F = 205,2$ $P < 0,001$	$F = 4,73$ $P < 0,001$

Примечание. Здесь и далее жирным шрифтом выделены значения $P < 0,05$.

Таблица 15.

Оценка статистической значимости межгрупповых различий в относительной площади сосудов и волокон по результатам трёхфакторного дисперсионного анализа данных эксперимента, F -критерий, степени свободы ν_1 и ν_2 , значение P .

Эффекты в дисперсионном анализе	Сосуды	Волокна		
		Коллагеновые	Эластические	Ретикулярные
7 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 113,9$ $P < 0,001$	$F = 97,6$ $P < 0,001$	$F = 1747,9$ $P < 0,001$	$F = 9,62$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 14,5$ $P < 0,001$	$F = 229,2$ $P < 0,001$	$F = 1858,2$ $P < 0,001$	$F = 36,8$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1$; $\nu_2=48$)	$F = 24,6$ $P < 0,001$	$F = 8,99$ $P = 0,004$	$F = 0,91$ $P = 0,344$	$F = 17,3$ $P < 0,001$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие \times Материал ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 11,3$ $P < 0,001$	$F = 37,6$ $P < 0,001$	$F = 608,8$ $P < 0,001$	$F = 2,12$ $P = 0,068$
- Воздействие \times Место ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 0,42$ $P = 0,661$	$F = 8,98$ $P < 0,001$	$F = 5,30$ $P = 0,008$	$F = 0,13$ $P = 0,881$
- Материал \times Место ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 0,64$ $P = 0,594$	$F = 35,5$ $P < 0,001$	$F = 23,8$ $P < 0,001$	$F = 2,15$ $P = 0,106$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие \times Материал \times Место ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 0,75$ $P = 0,615$	$F = 13,7$ $P < 0,001$	$F = 13,4$ $P < 0,001$	$F = 0,48$ $P = 0,819$
14 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 2,65$ $P = 0,081$	$F = 86,1$ $P < 0,001$	$F = 10468,8$ $P < 0,001$	$F = 119,8$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 5,82$ $P = 0,002$	$F = 597,3$ $P < 0,001$	$F = 4044,5$ $P < 0,001$	$F = 57,1$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1$; $\nu_2=48$)	$F = 14,2$ $P < 0,001$	$F = 784,0$ $P < 0,001$	$F = 2007,5$ $P < 0,001$	$F = 11,2$ $P = 0,002$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие \times Материал ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 5,06$ $P < 0,001$	$F = 465,7$ $P < 0,001$	$F = 1385,1$ $P < 0,001$	$F = 14,4$ $P < 0,001$
- Воздействие \times Место ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 0,196$ $P = 0,822$	$F = 3,6$ $P = 0,034$	$F = 87,9$ $P < 0,001$	$F = 0,12$ $P = 0,885$
- Материал \times Место ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 2,73$ $P = 0,054$	$F = 5,2$ $P = 0,004$	$F = 190,7$ $P < 0,001$	$F = 0,11$ $P = 0,955$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие \times Материал \times Место ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 2,12$ $P = 0,069$	$F = 9,2$ $P < 0,001$	$F = 64,1$ $P < 0,001$	$F = 0,43$ $P = 0,855$

Таблица 15. Продолжение.

Эффекты в дисперсионном анализе	Сосуды	Волокна		
		Коллагеновые	Эластические	Ретикулярные
30 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 35,4$ $P < 0,001$	$F = 2880,5$ $P < 0,001$	$F = 4838,8$ $P < 0,001$	$F = 3,32$ $P = 0,045$
- Материал ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 7,58$ $P < 0,001$	$F = 92,7$ $P < 0,001$	$F = 1717,0$ $P < 0,001$	$F = 1,67$ $P = 0,187$
- Место имплантации ($\nu_1=1$; $\nu_2=48$)	$F = 0,146$ $P = 0,704$	$F = 975,3$ $P < 0,001$	$F = 1,07$ $P = 0,306$	$F = 2,79$ $P = 0,102$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие \times Материал ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 14,2$ $P < 0,001$	$F = 259,9$ $P < 0,001$	$F = 3073,2$ $P < 0,001$	$F = 3,11$ $P = 0,012$
- Воздействие \times Место ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 0,690$ $P = 0,507$	$F = 9,5$ $P < 0,001$	$F = 45,7$ $P < 0,001$	$F = 1,46$ $P = 0,243$
- Материал \times Место ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 1,81$ $P = 0,158$	$F = 1,60$ $P = 0,197$	$F = 24,3$ $P < 0,001$	$F = 1,28$ $P = 0,292$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие \times Материал \times Место ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$0,677$ $P = 0,669$	$26,5$ $P < 0,001$	$17,2$ $P < 0,001$	$F = 1,57$ $P = 0,177$
90 суток				
Главные эффекты:				
- Воздействие ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 41,4$ $P < 0,001$	$F = 2050,1$ $P < 0,001$	$F = 2509,8$ $P < 0,001$	$F = 21,8$ $P < 0,001$
- Материал ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 2,53$ $P = 0,068$	$F = 227,2$ $P < 0,001$	$F = 1576,0$ $P < 0,001$	$F = 13,3$ $P < 0,001$
- Место имплантации ($\nu_1=1$; $\nu_2=48$)	$F = 0,977$ $P = 0,327$	$F = 362,6$ $P < 0,001$	$F = 236,1$ $P < 0,001$	$F = 0,92$ $P = 0,342$
Двухфакторные взаимодействия:				
- Воздействие \times Материал ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 5,97$ $P < 0,001$	$F = 31,7$ $P < 0,001$	$F = 48,1$ $P < 0,001$	$F = 2,20$ $P = 0,060$
- Воздействие \times Место ($\nu_1=2$; $\nu_2=48$)	$F = 5,66$ $P = 0,006$	$F = 82,4$ $P < 0,001$	$F = 22,1$ $P < 0,001$	$F = 5,75$ $P = 0,006$
- Материал \times Место ($\nu_1=3$; $\nu_2=48$)	$F = 0,242$ $P = 0,867$	$F = 21,2$ $P < 0,001$	$F = 49,2$ $P < 0,001$	$F = 0,98$ $P = 0,409$
Трёхфакторное взаимодействие:				
- Воздействие \times Материал \times Место ($\nu_1=6$; $\nu_2=48$)	$F = 2,02$ $0,082$	$F = 34,2$ $P < 0,001$	$F = 28,2$ $P < 0,001$	$F = 1,29$ $P = 0,280$