

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	6
ВСТУПЛЕНИЕ	7
ГЛАВА I. Общие аспекты ишемической болезни сердца и желчнокаменной болезни. Симультаные операции при ИБС и ЖКБ.	14
Аспекты ишемической болезни сердца	15
Фрамингемское исследование сердца и факторы риска ИБС	18
Проблемы атеросклероза	19
Аспекты желчнокаменной болезни	24
Этиопатогенез желчнокаменной болезни	30
Абдоминально-кардиальный синдром	40
Терминология атипичных проявлений и нарушений сердечной деятельности экстракардиального происхождения	42
Билиарно-кардиальный синдром	45
Ганглионарная фармакологическая блокада в диагностике АКС	48
Результаты симультаных операций	57
Методика проведения искусственного кровообращения	60
ГЛАВА II. Симультаные операции на сердце и грыжах живота	69
Грыжа пищеводного отверстия диафрагмы	84
Симультаные операции на сердце и грыжах живота	91
ГЛАВА III. Инфекционный эндокардит и сепсис. Симультаные операции при инфекционном эндокардите и абсцессе селезенки	96
Аспекты хирургической инфекции	100
Классификация микроорганизмов	102
Этиопатогенез инфекционного эндокардита	105
Классификация инфекционного эндокардита	110
Диагностика инфекционного эндокардита	113
Сепсис	116

Лечение инфекционного эндокардита	129
Симультаные и этапные операции при инфекционном эндокардите и абсцессе селезенки ..	143
ГЛАВА IV. Лечение и профилактика острых гастродуоденальных кровотечений у больных, оперированных на открытом сердце	148
Этиология и патогенез язвенной болезни и острых гастродуоденальных язв	152
Язвенные гастродуоденальные кровотечения	173
Тяжесть кровопотери	176
Результаты лечения гастродуоденальных кровотечений после операций с искусственным кровообращением ...	184
ОСНОВНАЯ ЛИТЕРАТУРА	198

ГЛАВА II. СИМУЛЬТАННЫЕ ОПЕРАЦИИ НА СЕРДЦЕ И ГРЫЖАХ ЖИВОТА

Грыжами живота страдают около 5% мужчин и 2% женщины (Шевченко Ю.Л. и соавт., 2003). Поэтому грыжесечение остается одной из наиболее частых операций, составляя в структуре абдоминальной хирургии от 10 до 24% (Емельянов С.И. и соавт., 2000; Ороховский В.И., 2000; Белоконов В.И. и соавт., 2001; Грубник В.В. и соавт. 2001; Малиновский Н.Н. и соавт., 2001; Жебровский В.Е. и соавт. 2002; Шулутко А.М. и соавт., 2003; Тимошин А.Д. и соавт., 2003; Goldstein H.S., 1999; Lin B.H. et al., 1999; Lowe J.V. et al., 2000). Только по поводу паховых грыж в Европе ежегодно оперируются около одного миллиона пациентов (Федоров В.Д. и соавт., 2000). Операция по Лихтенштейну при паховых грыжах, лапароскопическая герниопластика, пластика без натяжения послеоперационных вентральных грыж выполняются в 85–95% всех случаев лечения грыж в странах Европы и США (Rutcow J.M. et al., 1998; Coring H. et al. 2001). При этом, как правило, нет послеоперационной летальности, а число рецидивов грыжи не превышает 1%. Многочисленными международными мультицентровыми кооперативными рандомизированными исследованиями доказано, что герниопластика без натяжения с применением полипропиленовых сетчатых протезов имеет несомненные преимущества перед применявшимися еще в недавнее время методиками. На состоявшемся в Праге весной 2005 года XXVI съезде герниологов Европы подчеркнуто, что в настоящее время герниопластика немислима без использования сетчатых протезов.

В нашей стране потребность только в паховой герниопластике остается высокой и удовлетворена не полностью

(Емельянов С.И. и соавт., 2000). Решить вопрос хирургического лечения грыж силами лишь специализированных клиник в наших условиях пока еще невозможно (Юрасов А.В. и соавт., 2002). Поэтому эти оперативные вмешательства выполняются в хирургических отделениях центральных районных и городских больниц, а также в клиниках и научно-исследовательских центрах. Грыжи, часто встречающиеся у людей трудоспособного возраста, нередкие рецидивы, а порой и летальность, особенно при ущемленных грыжах у пациентов пожилого и старческого возраста, имеющих тяжелые сопутствующие заболевания, обуславливают медицинскую и социально-экономическую значимость проблемы.

Особую группу составляют пациенты с большими послеоперационными вентральными грыжами (Федоров В.Д. и соавт., 2000; Емельянов С.И. и соавт., 2000; Павленко В.В., 2004). I.L. Lichtenstein в 1970 году отметил, что около 10% лапаротомий осложняются послеоперационной грыжей. Согласно современным исследованиям, послеоперационные грыжи возникают у 5–14% пациентов после всех лапаротомий (Ермолов А.С. и соавт., 2005). Послеоперационные грыжи остаются нередким осложнением акушерско-гинекологических операций. Ряд ведущих специалистов в области герниологии отмечают, что большую послеоперационную грыжу следует считать самостоятельным комплексным заболеванием, при котором патология всех слоев брюшной стенки оказывает значительное отрицательное воздействие не только на легкие, но и органы брюшной полости (Федоров В.Д., Адамян А.А., 2000; Lichtenstein I.L. et al., 1989; Nyhus L.M., 1995; Adhoute B.G. et al. 2002).

Проанализировано 3127 больных с различными видами грыж, оперированных нами с 1980 по 2005 год включительно в клинике хирургических болезней педиатрического факультета ИвГМА и хирургическом отделении Узловой больницы (Горьковской железной дороги) города Коврова (рис. 17, см. цв. вкл. на стр. 80–81).

За более чем 2500 летнюю историю грыжесечений к настоящему времени накоплен опыт около 1000 различ-

ных видов операций. Тем не менее, все применявшиеся и применяемые оперативные вмешательства в основном различаются видами герниопластики. Операция может выполняться под местным и общим обезболиванием. Учитывая поставленные задачи, мы в большей степени излагаем проблему паховых и послеоперационных грыж.

Пластика собственными тканями в случаях больших послеоперационных грыж может быть опасной у пациентов пожилого и старческого возраста при наличии сопутствующих сердечно-сосудистых заболеваний. Возникающее при этом существенное повышение внутрибрюшного давления является значительным риском возникновения осложнений со стороны легких и сердца. К тому же использование для пластики собственных неполноценных тканей брюшной стенки в этих ситуациях нередко приводит к рецидиву послеоперационной грыжи. При очередном рецидиве слои брюшной стенки еще более истончаются, перерождаются, а края апоневроза в области грыжевых ворот в виде грубой рубцовой ткани становятся полностью не пригодными для пластики собственными тканями (Адамян А.А. и соавт., 2001; Грубник В.В. и соавт., 2001).

Следует унифицировать терминологию при использовании аллопластических материалов в герниологии. Английский термин «tension-free» в смысловом переводе обозначает «без натяжения». Поэтому термины «ненатяжная», «безнатяжная», «без напряжения» и некоторые другие считаются некорректными (Тимошин А.Д. и соавт., 2002).

На основе доказательной медицины установлено, что современная пластика без натяжения с применением искусственных материалов, особенно при больших послеоперационных грыжах, обладает многими преимуществами: надежно укрепляет брюшную стенку, не вызывает редуцию объема брюшной полости и не повышает внутрибрюшное давление, сопровождается минимальной болью в послеоперационном периоде, обеспечивает раннюю реабилитацию. Оперированные люди возвращаются к активной жизни. Считается, что идея о создании эндопротеза для

укрепления задней стенки пахового канала принадлежит Т. Бильроту, который писал: «Если можно было бы искусственно создать ткань, по плотности и крепости равную фасции и сухожилию, то секрет радикального излечения грыж был бы найден» (цитируется по: Steigert K., 1956).

В конце XIX и начале XX веков для герниопластики предпринимались попытки использования свободных участков аутофасции (прежде всего, широкая фасция бедра), мышц (лоскут прямой мышцы живота, лоскут портняжной мышцы), свободных лоскутов кожи, надкостницы и даже костных фрагментов (Trendelenburg F., 1890; Schwartz A., 1893; Kirschner M., 1905; 1933; Rehn E., 1914; Mattson H., 1946 и другие). В 1900 году O. Witzel сообщил о применении сетки из серебра для укрепления задней стенки пахового канала. В дальнейшем для этих целей применяли сетки из тантала и нержавеющей стали (Mc Nealy R., Glassman J., 1943). Однако в связи с частым отторжением металлического материала, а также нагноений и длительно сохраняющимися болями, эти методики были оставлены. Первым синтетическим материалом для герниопластики стали пластины-сетки из целлоидина (Dittel C., 1890), а затем — из резины (Murray R., 1906) и каучука (Fieschi D., 1914).

Тем не менее, использование этих материалов, как правило, сопровождалось тяжелыми осложнениями. В середине XX века V.H. Cumberland (1952) и J.I. Scales (1953) сформулировали 8 критериев для идеального пластического материала: не должен физически размягчаться тканевыми соками; должен быть химически инертным; не должен вызывать воспаления или отторжения; не должен обладать канцерогенными свойствами; не должен вызывать аллергию или сенсibilизацию; должен обладать механической прочностью; должен быть пригоден для фабричного изготовления; должен быть пригоден для стерилизации.

По мере развития химии стали применяться протезы на основе синтетических пластмасс. К ним относились: полиамиды (капроны, нейлоны), полиэфир (лавсан, те-

рилен), поливинилалкоголь (иволон) и другие. В 60–70-х годах XX века для герниопластики нередко использовались лавсановые сетки, изготовленные на основе полиэфиров. Тем не менее, эти материалы нередко вызывали раневые осложнения: нагноение, секвестрацию, отторжение трансплантата. Практика последних лет показала, что использование углеродных имплантантов (отечественный «Карбоникус–И») также сопровождается серьезными осложнениями (Тимошин А.Д. и соавт., 2002). Они подвержены деградации путем сегментирования волокон и их миграцией в окружающие ткани (Гузев А.И., 2001). Являясь сорбентами, протезы углеродного происхождения могут захватывать токсины и микробы, способствуя нагноению раны.

Отсутствие «идеального материала» задерживало развитие аллогерниопластики. Поэтому исследования по созданию «наилучшего» пластического материала велись в течение длительного времени. В середине 50-х годов XX века был создан политетрафторэтилен (ПТФЭ), обладающий инертностью к тканям. В настоящее время сетки, изготавливаемые из ПТФЭ за рубежом и в России, по существу являются пленками, так как их поры имеют размеры менее микрона. Микропористые протезы (расширенный поли-тетрафторэтилен Gore–Tex), макропористые протезы (Mersilene, Teflon, Surgipro multifilament) и другие виды протезов из ПТФЭ, применяющиеся в настоящее время для герниопластики, обладают рядом недостатков. При их применении может образоваться недостаточно плотный рубец, а также существует опасность инфицирования. Продолжаются работы по совершенствованию рассасывающихся сеток (дексон) из полигликолевой кислоты.

W. Thompson в 1948 году впервые применил полиэтиленовые сетки при паховых грыжах. В 1958 году Usher F.C. и соавторы представили опыт лечения дефектов грудной клетки и брюшной стенки с применением высокоплотной полипропиленовой сетки (Марлекс — 50). Авторы установили, что марлекс является прочным и эластичным

материалом, непроницаем для воды, стерилизуется кипячением, хорошо прорастает соединительной тканью и дает минимальную реакцию отторжения. В 1970 году I.L. Lichtenstein сообщил о методике хирургического лечения паховых грыж без натяжения тканей с помощью пришивания полипропиленового сетчатого протеза. Автор после обработки грыжевого мешка моделировал сетчатый протез соответственно площади задней стенки пахового канала. Затем протез подшивался к паховой связке, надкостнице лобковой кости и апоневрозу внутренней косой мышцы живота. Листки апоневроза наружной косой мышцы живота ушивались над семенным канатиком. В связи с отсутствием швов, фиксирующих края фасции и мышц к паховой связке, достигается так называемая «свободная от натяжения» адаптация.

Разработка полипропиленовых сетчатых протезов стала новой вехой герниопластики. В 1989 году в февральском номере Американского журнала (*Am J. Surg.*) I.L. Lichtenstein обобщил опыт методики без натяжения тканей с помощью пришивания полипропиленового сетчатого протеза у 1000 больных паховыми грыжами. Он отметил, что послеоперационная боль была минимальной и легко купировалась. При этом рецидива не возникло ни в одном наблюдении. В этом же номере Американского журнала хирургии (1989) его главный редактор E.Jr. Reasock сообщил о необходимости полного отказа от пластики прямых грыж собственными тканями в пользу применения заплат без натяжения. В 2000 году в Институте амбулаторной хирургии грыж США, который возглавляет I.L. Lichtenstein, произведено 3 тысячи операций герниопластики с использованием полипропиленовых сетчатых протезов. Обобщив опыт более 6,5 тысяч подобных операций за 14 последних лет, I.L. Lichtenstein (2004) отметил, что рецидивы составили 0,7%.

Простота химической формулы ($\text{CH}_3\text{-CH}_2$), не содержащей в своем составе сложных связей, бензольных колец и аминогрупп, определяет инертность полипропилена.

Лучшее прорастание полипропиленовой сетки соединительной тканью с надежным укреплением места пластики обусловлено также ее двухслойностью. Этот алломатериал, имитируя грыжевые ворота, после прорастания соединительной тканью уже через три недели по прочности не уступает апоневрозу. Результаты проведенных многочисленных операций, в том числе и наши данные, показали, что монофиламентные полипропиленовые сетчатые протезы и соответствующий шовный материал отвечают всем необходимым для герниопластики требованиям. Поэтому монофиламентные полипропиленовые сетчатые протезы (*Prolene*, *Surgi pro*, *Линтекс*, *Marlex* и некоторые другие) нашли широкое применение не только для паховой герниопластики, но и особенно для пластики больших послеоперационных грыж. В России наибольшее распространение нашли биоматериалы фирм *Ethicon*, *Auto Suture*, *Johnson & Johnson*, *Braun*, *Atrium*. Несмотря на различное плетение и направление нитей этих протезов, число узлов и некоторых других особенностей, все они изготавливаются из полипропилена.

С целью выбора оптимального эндопротеза для герниопластики нами в 2001–2005 годах на лабораторных животных (собаки $n=20$, крысы $n=40$) изучалась тканевая реакция и сроки образования соединительной ткани при имплантации синтетических полимеров «Линтекс», «Vipro», «Surgi pro SPM», «Экофлон», «Dulex» в симметричные участки передней брюшной стенки на 3, 7, 14 и 30 сутки. Стерильные образцы эндопротезов (размер 20×20 мм и 15×15 мм) помещали в симметричные отделы передней брюшной стенки (справа — на апоневроз, слева — под апоневроз). Каких-либо послеоперационных осложнений, связанных с имплантацией синтетических полимеров, не выявлено. Животных выводили из эксперимента на 3, 7, 14, 30 сутки, производили изъятие участков тканей передней брюшной стенки размером $2,5 \times 2$, $5 \times 2,5$ см из зон имплантации вместе с эндопротезом. Смещения или миграции искусственных материалов не отмечено. Образцы биоптатов фиксировали в 10 % растворе форма-

лина и заливали в парафин по стандартной методике. Исследовали 114 макропрепаратов, из которых сделали 268 серийных срезов толщиной 5–6 микрон. Срезы окрашивали гематоксилином и эозином и гематоксилин — пикрофуксином по методу Ван-Гизона и изучали их с помощью светооптического микроскопа.

Исследование тканевой реакции в зоне имплантации искусственных материалов показало наличие воспалительной реакции в ранние сроки с момента имплантации эндопротезов. Независимо от типа синтетического полимера и его расположения по отношению к апоневрозу передней брюшной стенки воспалительная реакция на 3–7 сутки сопровождалась отеком окружающих тканей, лейкоцитарной инфильтрацией, очаговыми кровоизлияниями, тромбозом отдельных кровеносных сосудов (рис. 18, 19, см. цв. вкл. на стр. 80–81). Практически во всех случаях в зоне имплантации синтетических полимеров к 7–14 суткам формировалась рыхлая соединительная ткань с разнонаправленно-ориентированными пучками коллагеновых волокон, прорастающими в структуру сетки «Линтекс», «Vipro» (рис. 20, см. цв. вкл. на стр. 80–81), «Surgipro SPM» и поры пластины «Dulex».

В зоне имплантации гладкой политетрафторэтиленовой пластины «Экофлон» формировалась соединительно-тканная капсула, прорастающая в перфорационные отверстия эндопротеза и не проникающая в структуру синтетического полимера. К 30 суткам визуализировалась зрелая соединительная ткань с циркулярно-ориентированными пучками коллагеновых волокон вокруг филламентов сетки «Линтекс», «Vipro», «Surgipro SPM» и прорастающая в поры политетрафторэтиленовой пластины «Dulex» (рис. 21, см. цв. вкл. на стр. 80–81). В зоне имплантации гладкой политетрафторэтиленовой пластины «Экофлон» формировалась соединительно-тканная капсула с правильно ориентированными коллагеновыми волокнами, прорастающими лишь в перфорационные отверстия эндопротеза. Проводя сравнительную оценку раз-

личных искусственных материалов, можно отметить близкую по своим проявлениям тканевую реакцию брюшной стенки животных, сопровождающуюся элементами воспаления с последующим формированием соединительной ткани в зоне имплантации синтетических полимеров. Необходимо отметить существенную разницу в тканевой реакции на имплантацию эндопротезов из политетрафторэтилена. Так, при использовании пористого текстурного политетрафторэтилена «Dulex» получена морфологическая картина, свидетельствующая о прорастании соединительной ткани в поры синтетического полимера.

При имплантации гладкой перфорированной политетрафторэтиленовой пластины «Экофлон» соединительная ткань проникала лишь в перфорационные отверстия искусственного материала. Сравнивая полипропиленовые сетки «Линтекс», «Surgipro SPM» и композиционную полипропиленовую сетку «Vipro», можно отметить близкие по проявлению тканевые реакции при различных вариантах имплантации эндопротезов. Отсутствие послеоперационных осложнений и образование соединительной ткани в зоне имплантации эндопротезов свидетельствовали о биологической совместимости синтетических полимеров.

На лабораторных животных (крысы n=32) изучали изменение площади искусственных материалов «Линтекс», «Vipro», «Экофлон», «Dulex» и прочность соединения «эндопротез-апоневроз» в различные сроки (3, 7, 14, 30 суток) с момента имплантации эндопротезов. Имплантацию двух стерильных образцов искусственного материала (размер 15x15 мм) проводили в симметричные отделы передней брюшной стенки на апоневроз, отступая от средней линии на 3–4 мм. Эндопротез фиксировали по углам четырьмя узловыми швами нитью «Surgipro» 4/0. При этом концы нитей оставляли длиной не менее 10 мм с целью визуализации эндопротеза. Животных выводили из эксперимента на 3, 7, 14, 30 суток, производили изъятие тканевого лоскута, содержащего эндопротез. В полученном пре-

парате находили и удаляли фиксирующие швы — нити «Surgipro 4/0». После визуализации краев искусственного материала выполняли его окрашивание 1% спиртовым раствором бриллиантина зеленого, затем отпечаток эндопротеза переносили на миллиметровую бумагу и производили подсчет площади отпечатка эндопротеза по общему количеству окрашенных и среднему числу частично окрашенных квадратов 1x1 мм. Следующим этапом выделяли край апоневроза передней брюшной стенки и эндопротеза на протяжении 5 мм, фиксировали их в машине для испытания текстильных материалов модели РТ 250М 2, создавая последовательную нагрузку, приводящую к разобщению эндопротеза и апоневроза. Нарушение целостности блока «эндопротез—апоневроз» фиксировали визуально и инструментально.

В результате проведенного эксперимента была выявлена обратная зависимость между площадью эндопротеза и сроками его имплантации (рис. 22, см. цв. вкл. на стр. 80—81). Изучение площади отпечатка эндопротеза на миллиметровой бумаге показало достоверное уменьшение ($p < 0,005$) эндопротезов «Линтекс» — 24,4 %, «Vipro» — 24,0 %, «Экофлон» — 13,7 %, «Dulex» — 19,3 % на 30 сутки с момента имплантации синтетического полимера.

Можно предположить, что редукция эндопротеза наступала вследствие деформации синтетического полимера образующейся соединительной тканью за счет ее прорастания в поры и ячейки эндопротеза. Близким изменениям подверглись материалы, выполненные по технологии вязания основы «Линтекс», «Vipro», а также текстурный политетрафторэтилен «Dulex». Меньшая редукция (13,7%) гладкой политетрафторэтиленовой пластины «Экофлон» объясняется тем, что соединительная ткань прорастала лишь в перфорационные отверстия синтетического полимера и незначительно влияла на его площадь по сравнению с другими искусственными материалами.

При изучении прочности соединительной ткани в различные сроки с момента имплантации искусственных ма-

териалов в брюшную стенку животных выявлена прямая зависимость между сроками имплантации эндопротезов и величиной нагрузок разрыва соединения «эндопротез—апоневроз» (рис. 23, см. цв. вкл. на стр. 80—81). Достоверное увеличение нагрузок разрыва ($p < 0,05$) во всех наблюдениях отмечалось в сроки имплантации синтетических полимеров с 7 по 14 сутки. При сравнении величины нагрузок разрыва соединения «эндопротез—апоневроз» для разных искусственных материалов на 30 сутки с момента имплантации достоверные различия отмечены только по отношению к гладкой политетрафторэтиленовой пластине «Экофлон» ($p < 0,05$), что объясняется прорастанием соединительно-тканной капсулы лишь в перфорационные отверстия искусственного материала. Прочностные характеристики соединения «эндопротез—апоневроз» полипропиленовой сетки «Линтекс» и композиционной полипропиленовой сетки «Vipro» достоверно не отличались ($t = -0,12$; $p = 0,90$).

На лабораторных животных (крысы $n = 12$) провели сравнительную оценку прочности соединения «эндопротез—апоневроз» для однородных синтетических полимеров с различным количеством вещества на единицу площади имплантации. Стерильные образцы эндопротеза (размер 15x15 мм) помещали в симметричные отделы передней брюшной стенки на апоневроз, справа и слева от средней линии. В качестве искусственного материала использовали полипропиленовые сетки «Линтекс — эсфил» (Санкт-Петербург), изготовленные по технологии вязания основы с разным количеством петель в столбце и петельном ряде. Эндопротезы фиксировали четырьмя узловыми швами нитью «Surgipro» 4/0 по углам сетки, оставляя концы нитей длиной не менее 10 мм с целью визуализации имплантата. Животных выводили из эксперимента на 30 сутки, производили изъятие тканевого лоскута, содержащего эндопротез. При этом не было отмечено смещения или миграции искусственных материалов из зон имплантации. Образцы биопротезов фиксировали в 10 % растворе формалина и заливали в парафин по стандартной методике. Исследовали

12 макропрепаратов, из которых сделали 24 серийных среза толщиной 5–6 микрон. Образцы 12 макропрепаратов после визуализации апоневроза передней брюшной стенки и эндопротеза фиксировали в машине для испытания текстильных материалов модели РТ 250М 2, создавая при этом последовательную нагрузку, приводящую к разобщению протеза и апоневроза. Нарушение целостности соединения «эндопротез-апоневроз» фиксировали визуально и инструментально.

Изучение тканевой реакции и прочности соединения «эндопротез-апоневроз» для полипропиленовых сеток «Линтекс» с различным количеством вещества на единицу площади имплантации показало, что уменьшение массы синтетического полимера («Л-1» — $0,022 \pm 0,0005\text{г}$) на 36,4% («Л-2» — $0,014 \pm 0,002\text{г}$) не влияло на характер тканевой реакции, сопровождающейся формированием зрелой соединительной ткани с циркулярно-ориентированными пучками коллагеновых волокон и новообразованными сосудами (рис. 24, 25, см. цв. вкл. на стр. 80–81). Также достоверно, что не отмечено снижения нагрузки разрыва соединения «эндопротез-апоневроз».

Через 30 суток с момента имплантации полипропиленовой сетки «Линтекс-1» в переднюю брюшную стенку средняя нагрузка разрыва соединения «апоневроз-эндопротез» составила $6,4 \pm 1,8\text{ Н}$, а для синтетического полимера «Линтекс-2» — $5,7 \pm 1,9\text{ Н}$ ($t = 0,68$; $p = 0,50$). Следует предположить, что уменьшение числа ячеек эндопротеза и их плотности на единицу площади зоны имплантации не повлияло на степень зрелости соединительной ткани и ее прочность через 30 дней с момента имплантации, несмотря на то, что масса синтетического полимера в передней брюшной стенке испытуемых животных уменьшилась в среднем на 36,4%. Экспериментально разработали (нефиксированные трупы $n = 10$) и внедрили в практику видеоассистированный способ хирургического лечения грыж белой линии живота в сочетании с диастазом прямых мышц живота, обеспечивающий возможность формирова-

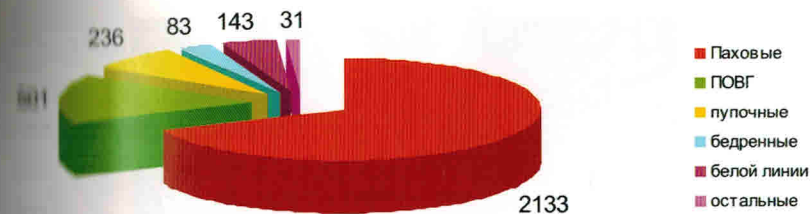


Рисунок 17. Структура грыж передней брюшной стенки.

Рисунок 18. Лейкоцитарная инфильтрация сетки «Burgipro SPMM» (7 сутки).

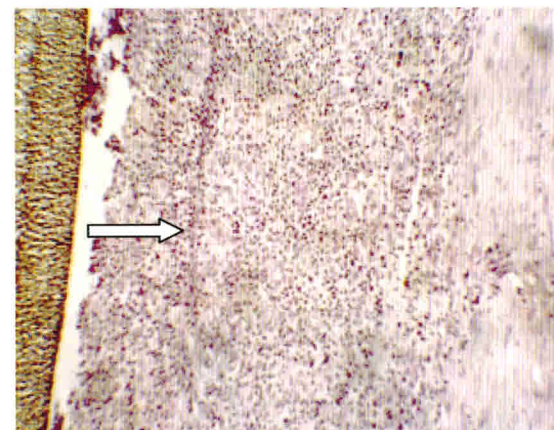


Рисунок 19. Отек тканей и очаговые некрозы тканей в зоне имплантации гладкой кровоизлияния в зоне имплантации ПТФЭ пластины «Экофлон» (7 сутки).

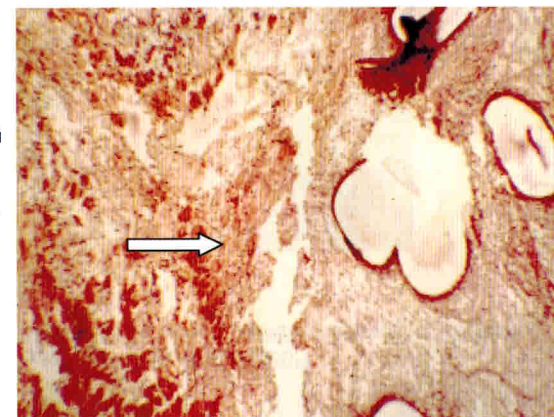




Рисунок 20. Соединительная ткань в зоне имплантации текстурной «Virpro» (14 сутки).

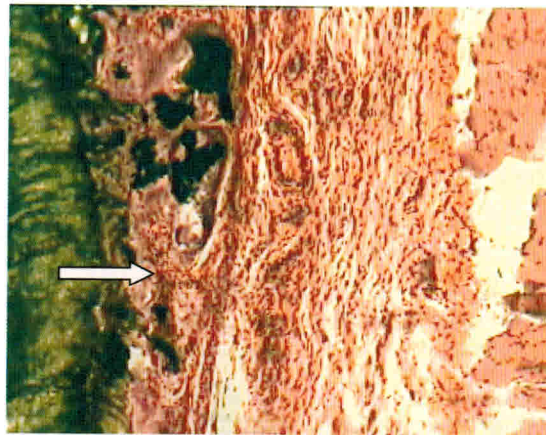


Рисунок 21. Зрелая соединительная ткань в зоне имплантации сетки PTFE пластины «Dulex» (30 сутки).

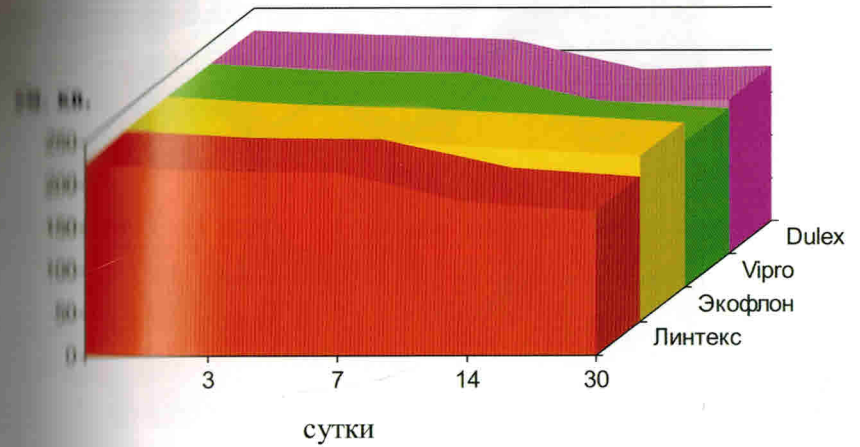


Рисунок 22. Изменение площади эндопротеза в различные сроки с момента его имплантации.

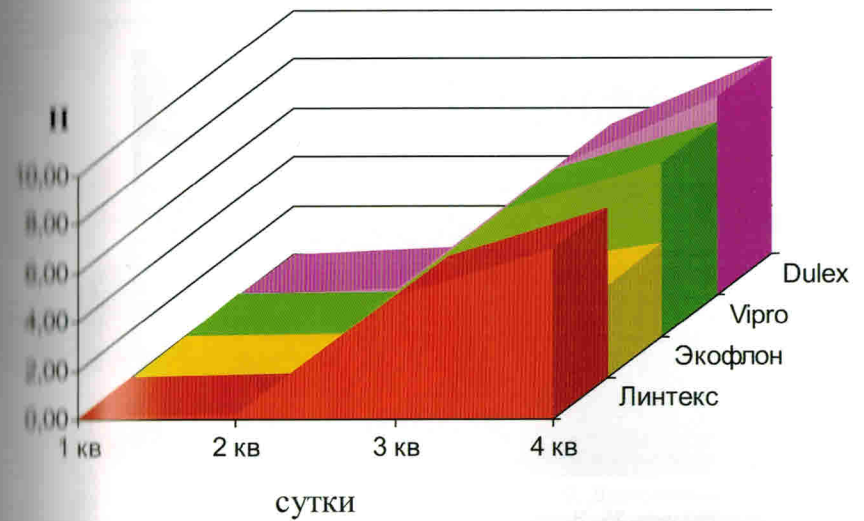


Рисунок 23. Нагрузка разрыва соединения «эндопротез-апоневроз» в различные сроки имплантации.

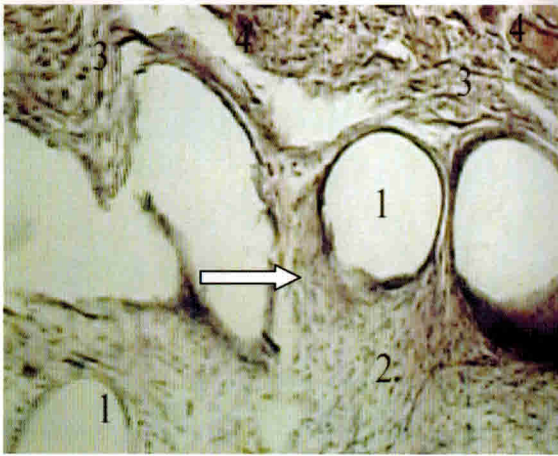


Рисунок 24. Зрелая соединительная ткань «Линтекс-1».

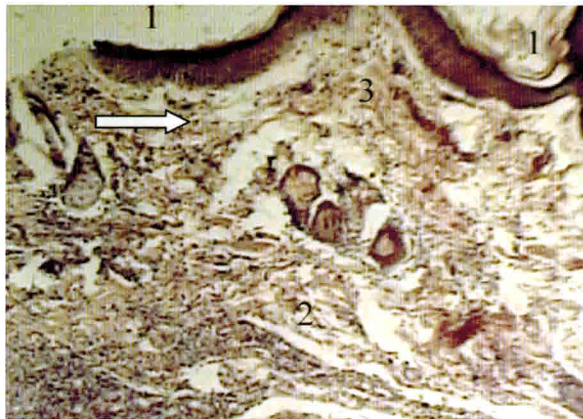


Рисунок 25. Зрелая соединительная ткань «Линтекс-2».

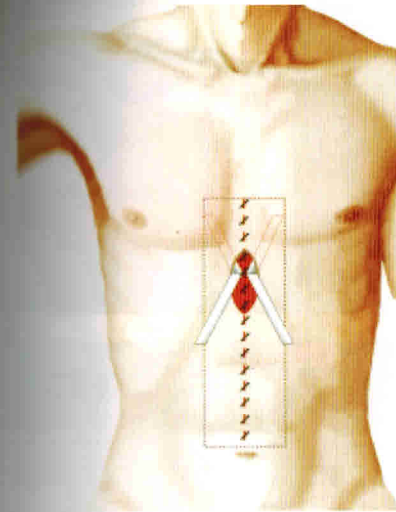


Рисунок 26. Схема формирования саудального и краниального каналов.

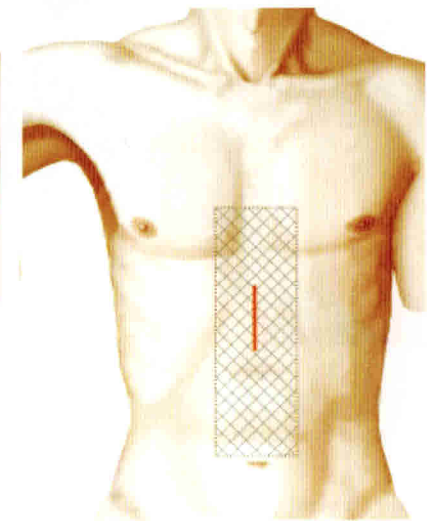


Рисунок 27. Окончательный вид пластики синтетическим полимером.

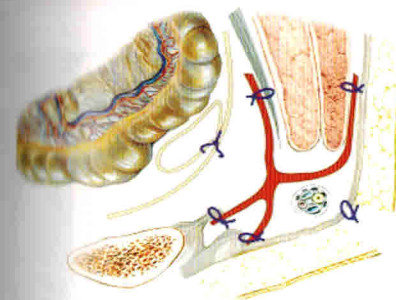


Рисунок 28. Схема пластики пахового канала двухслойным эндопротезом.

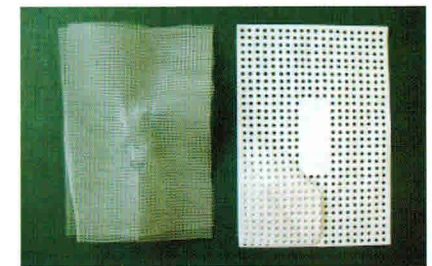


Рисунок 29. Двухслойные эндопротезы из полипропилена и политетрафторэтилена.