

Компрессионный способ анастомозирования толстой кишки имплантатами с памятью формы – альтернатива традиционным швам

Ф.Ш. Алиев, О.А. Молокова, В.Э. Гюнтер, И.А. Чернов, А.Г. Крутских, В.Ф. Алиев, П.И. Лейманченко, С.Б. Азизов

ГБОУ ВПО «Тюменский государственный медицинский университет» Минздрава России; Россия, 625023, Тюмень, ул. Одесская, 54

Контакты: Фуад Шамил оглы Алиев alifuad@yandex.ru

Цель исследования – путем проведения эксперимента обосновать преимущества компрессионных толстокишечных анастомозов, сформированных с помощью никелид-титановых (TiNi) проволочных устройств, относительно традиционных способов анастомозирования.

Материалы и методы. В ходе проведенного экспериментального исследования мы оценили качество компрессионного анастомоза толстой кишки по сравнению с лигатурным и механическим способами формирования соустья. Были созданы 3 экспериментальные группы, включающие беспородных собак: в 1-й группе ($n = 30$) компрессионные анастомозы формировались TiNi-имплантатами; во 2-й ($n = 25$) – циркулярными шивающими аппаратами; в 3-й ($n = 25$) – лигатурным способом по Матешуку–Ламберу. В процессе исследования были изучены механическая прочность, эластичность и биологическая герметичность толстокишечных анастомозов, морфогенез анастомозов.

Результаты. Оптимальными считаем устройства для компрессионного создания анастомозов размерами 32×18 и 28×15 мм с диаметром провода 2,2 мм, силой межвиткового сдавления тканей 740 ± 180 г/мм². Компрессионный шов обладает более высокой физической герметичностью по сравнению с механическим ($W = -33,0$; $p < 0,05$) и ручным швами ($W = -28,0$; $p < 0,05$), а также более высокой эластичностью ($p < 0,05$) на протяжении всего срока исследования и более высокой биологической герметичностью ($p < 0,001$) с 3-х суток после операции. Установлены закономерности морфогенеза толстокишечных анастомозов, выделены 4 периода регенерации кишечного шва.

Заключение. Результаты экспериментального исследования по изучению компрессионного анастомоза толстой кишки TiNi-проволочными устройствами считаем серьезным основанием для внедрения этого способа анастомозирования в клиническую практику.

Ключевые слова: компрессионный шов, механический анастомоз, лигатурный шов, никелид-титановые имплантаты, эффект памяти формы, механическая прочность, биологическая герметичность, эластичность анастомоза, несостоятельность анастомоза, стеноз анастомоза, соединительная ткань, фиброциты, фибробласты, морфогенез толстокишечных анастомозов, плотность клеточного инфильтрата

DOI: 10.17650/2220-3478-2015-5-2-14-26

Compression method of anastomosis of large intestines by implants with memory of shape: alternative to traditional sutures

F.Sh. Aliev, O.A. Molokova, V.E. Gyunter, I.A. Chernov, A.G. Krutskikh, V.F. Aliev, P.I. Leymanchenko, S.B. Azizov

Tyumen State Medical University of the Ministry of Health of Russia; 54 Odesskaya St., Tyumen, 625023, Russia

Research objective. To prove experimentally the possibility of forming a compression colonic anastomoses using nickel-titanium devices in comparison with traditional methods of anastomosis.

Materials and methods. In experimental studies the quality of the compression anastomosis of the colon in comparison with sutured and stapled anastomoses was performed. There were three experimental groups in mongrel dogs formed: in the 1st series ($n = 30$) compression anastomoses nickel-titanium implants were formed; in the 2nd ($n = 25$) – circular stapling anastomoses; in the 3rd ($n = 25$) – ligature way to Mateshuk–Lambert. In the experiment the physical durability, elasticity, and biological tightness, morphogenesis colonic anastomoses were studied.

Results. Optimal sizes of compression devices are 32×18 and 28×15 mm with a wire diameter of 2.2 mm, the force of winding compression was 740 ± 180 g/mm². Compression suture has a higher physical durability compared to stapled ($W = -33.0$; $p < 0.05$) and sutured ($W = -28.0$; $p < 0.05$), higher elasticity ($p < 0.05$) in all terms of tests and biological tightness since 3 days ($p < 0.001$) after surgery. The regularities of morphogenesis colonic anastomoses allocated by 4 periods of the regeneration of intestinal suture.

Conclusion. Obtained experimental data of the use of compression anastomosis of the colon by the nickel-titanium devices are the convincing arguments for their clinical application.

Key words: compression suture, mechanical anastomosis, suture ligature, nickel-titanium implants, the shape memory effect, mechanical strength, biological integrity, elasticity anastomosis, anastomosis failure, stenosis of anastomosis, connective tissue, fibroblasts, fibroblasts, morphogenesis colonic anastomoses, the density of the cellular infiltrate

Введение

Проблема формирования надежного и безопасного хирургического шва в абдоминальной хирургии остается по сей день актуальной в связи с ростом частоты заболеваемости пациентов с доброкачественными и злокачественными образованиями толстой кишки [1–3]. Наряду с увеличением числа хирургических вмешательств на прямой и ободочной кишке, расширением их диапазона, они часто выполняются в условиях осложненного течения заболеваний, нередко у лиц пожилого или старческого возраста, страдающих тяжелыми сопутствующими заболеваниями. Доля несостоятельности межкишечных соустьев в плановой хирургии прямой и ободочной кишки составляет 8–12 %, а при выполнении неотложных операций на дистальном отделе толстой кишки – 15–20 % [4–6]. Поэтому в настоящее время повышаются требования к технике операции, качеству и надежности хирургического шва толстой кишки.

Несмотря на постоянное совершенствование техники формирования толстокишечных анастомозов (от прецизионной техники операции до создания биологически активных шовных материалов), модернизацию современных сшивающих аппаратов, утверждать, что толстокишечный шов стал абсолютно безопасным, не приходится. Одним из главных недостатков традиционных способов соединения кишечных стенок является то, что шовные нити и металлические скрепки, являясь инородными включениями, удлиняют сроки регенерации тканей, вызывают развитие острой, а затем и хронической воспалительной реакции [2, 7].

Компрессионные способы межкишечного анастомозирования все чаще рассматривают как альтернативу традиционным швам. Это связано с лучшими условиями для регенерации тканей, непродолжительной воспалительной реакцией, оптимальными условиями кровообращения в зоне соустья, максимальным сохранением футлярного строения кишечной стенки [7–10]. Для формирования компрессионного шва применяют аппараты серии АКА, биофрагментирующиеся кольца, магнитные элементы [9, 11–13].

Последние 20 лет все больший интерес вызывают новые технологии компрессионного анастомозирования кишечных стенок при помощи никелид-титановых (TiNi) устройств, обладающих термомеханической памятью формы. Основой для создания сплавов с памятью формы послужило открытие в 1949 г. советскими физиками Г.В. Курдюмовым и Л.Г. Хандерсом явления термоупругого равновесия фаз в твердых телах. Суть его заключается в том, что если изделию из сплава в условиях высокой температуры придать некую геометрическую форму, а затем охладить до определенной температуры (в зависимости от марки сплава) и деформировать в пределах 10–15 %, то при повторном нагревании оно восстановит свою форму [14–17]. В этом проявляется так называемый эффект памяти

формы. Сплавы данного класса наряду с биохимической совместимостью с тканями организма обладают близким к живым тканям механическим поведением, что делает их биомеханически совместимыми [14, 16]. TiNi-материалы характеризуются оптимальным сочетанием удельного веса, прочности и пластичности, износо- и циклостойкости, коррозионной стойкости и значительным сопротивлением усталости [15]. Эти качественные свойства легли в основу разработки физико-биологических принципов создания имплантатов. Были установлены фундаментальные закономерности гистерезисного поведения тканей (закон запаздывания биологических тканей) [18]. Эластичное поведение живых тканей предъявляет определенные медико-технические требования к выбору имплантируемых в организм материалов. Оптимальный имплантат должен быть подобен по поведению живой ткани, а именно: иметь заданный гистерезис, проявлять соответствующий тканям уровень величины обратной деформации, обладать высокой степенью восстановления формы и значительным сопротивлением усталости. Как раз эти свойства TiNi-материалов обусловили их использование в качестве сдавливающих элементов при формировании компрессионных анастомозов: они не только соответствуют высоким медико-биологическим требованиям, но и обеспечивают заданную и постоянную силу компрессии между витками устройства, отторгаются и выводятся естественным путем из желудочно-кишечного тракта в оптимальные сроки, могут применяться неограниченное количество раз.

На сегодняшний день существует большое количество компрессионных устройств из различных материалов с памятью формы для создания анастомозов в колоректальной хирургии [2, 3, 5, 7, 10, 19, 20]. Однако конструктивные недостатки, связанные с размерами устройств, отсутствие стандартных унифицированных параметров для определенных участков толстой кишки и единой асептической технологии анастомозирования, проблемы с оптимальными сроками отторжения и эвакуации из просвета желудочно-кишечного тракта требуют дальнейших исследований (рис. 1, 2).

На наш взгляд, устройство для формирования компрессионного анастомоза должно быть простым, легким, надежным и удобным в техническом применении; оно должно обеспечивать равномерную дозированную компрессию тканей, соответствовать по габаритам анастомозируемым петлям кишечника, беспрепятственно эвакуироваться из организма. Этим требованиям в наибольшей степени отвечают устройства из проволочных TiNi-материалов (рис. 3).

Цель исследования – путем проведения эксперимента обосновать возможность формирования толстокишечных анастомозов с помощью новых конструкций из проволочных TiNi-сплавов, изучить преимущества

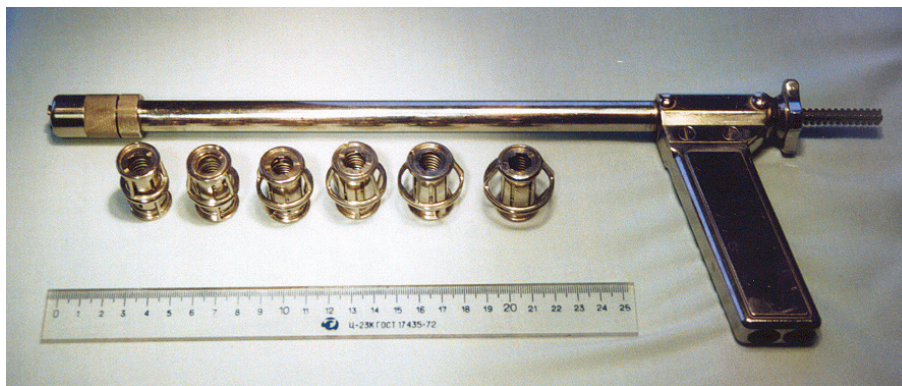


Рис. 1. Аппарат для формирования колоректальных анастомозов с рабочими головками

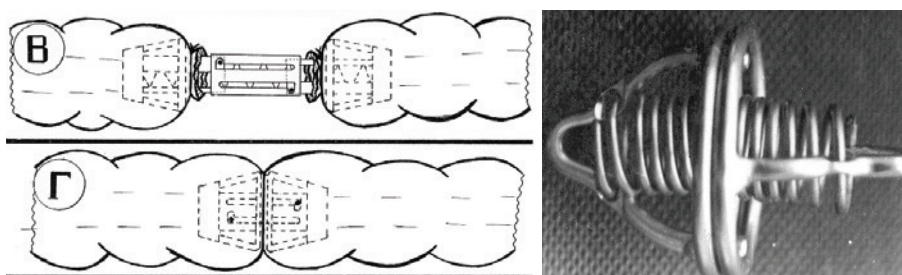


Рис. 2. Компрессионное устройство в виде 2 полусфер с TiNi-пружиной с памятью формы



Рис. 3. Компрессионные устройства овальной формы из никелида титана, состоящие из 3 взаимосоприкасающихся витков

и недостатки компрессионного шва по сравнению с традиционными способами анастомозирования.

Материалы и методы

Физико-технические параметры компрессионных устройств, а именно их сила и динамика сжатия между браншами, изучались на тензометрической установке УТР в Научно-исследовательском институте медицинских материалов и имплантатов с памятью формы

(г. Томск). Размеры конструкций определялись на основании морфометрических данных толстокишечной стенки.

Три экспериментальные группы из беспородных собак были сформированы по способу анастомозирования: 1-я группа ($n = 30$) – компрессионные анастомозы TiNi-имплантатами; 2-я ($n = 25$) – анастомозы сшивающими аппаратами; 3-я ($n = 25$) – ручные анастомозы по Матешуку–Ламберу (лигатурный способ).

Объем исследований включал изучение в динамике сроков миграции имплантатов путем проведения обзорных рентгенологических снимков брюшной полости. Первый снимок производился непосредственно после окончания операции для определения исходного положения имплантата, следующие – на 3, 5, 6-е сутки и далее ежедневно, если устройство не отторглось. Изучение механической прочности анастомозов ($n = 41$) проводилось методом пневмопрессии по В.П. Матешуку [21].

Эластичность сформированных анастомозов ($n = 32$) изучали, испытывая кишечные полоски, несущие различные анастомозы, на специальном стенде путем их растяжения на тензометрической установке УТР. Под эластичностью мы понимали способность тканей после допустимого растяжения восстанавливать и сохранять первоначальные размеры, целостность и структуру. Рассчитывалась величина остаточной деформации тканей, несущих анастомозы: чем больше величина относительной остаточной деформации, тем менее эластичным считали анастомоз.

Биологическая герметичность анастомоза исследовалась на проницаемость кишечной стенки грибковой микрофлорой (Gr+, Gr-). Всего выполнили 720 бактериальных посевов: по 240 с линий ручного, механического и компрессионного анастомозов. Предварительно было проведено изучение количественного и качественного состава микрофлоры толстой кишки у 10 подопытных собак из просвета кишки. После этого были изучены инфицированность и обсемененность линии анастомозов на 1, 3, 5, 7-е и 10-е сутки после операции. Под инфицированностью понимали определение частоты относительного высевания колоний микрофлоры с зоны соустья (%), под микробной обсемененностью – количественное определение колоний микрофлоры (тыс.).

Исследование микроскопической картины сформированных соустьев с помощью оптической микроскопии проводили на 274 гистологических срезах: компрессионных – 104, механических и ручных – по 85. Гистологические срезы окрашивали гематоксилином и эозином по Ван Гизону и Слинченко. При изучении микроскопических препаратов оценивали динамику развития воспалительной реакции, особенности регенерации слизистого, подслизистого и мышечного слоев, структурно-функциональное восстановление футлярного строения кишечной стенки и динамику созревания коллагеновых волокон. Также выполняли исследования с применением растровой электронной микроскопии. На 1, 3, 7, 14, 21-е и 30-е сутки проводилась ко-

личественная и качественная оценка клеточного состава в зоне анастомоза.

Техника формирования терминальных анастомозов толстой кишки заключалась в том, что после резекции участка толстой кишки концы их перевязывались (рис. 4). На противобрыжечных поверхностях кишечной стенки делали поперечные разрезы длиной не более 4–6 мм, через которые вводили предварительно охлажденное компрессионное устройство с параллельно разведенными витками (по 1,5 витка в каждое из отверстий). После срабатывания эффекта памяти формы бранши сдавливали анастомозируемые кишечные стенки. Затем восстанавливалась первичная проходимость соустья путем рассечения тканей в окне устройства скальпелем в форме полумесяца. Кишечные раны ушивали по Матешеку–Ламберу. Аналогичный принцип анастомозирования соблюдали и при формировании анастомозов по типу «бок в бок».

Статистическую обработку материала выполняли с использованием программы Statistica 5.5. По каждому исследуемому признаку определяли среднее арифметическое значение (M) в доверительных интервалах (ДИ) $\pm 95\%$ и его стандартное отклонение (m). Оценку достоверности результатов проводили посредством критерия Стьюдента (t -критерий) и величины вероятности (p), различия оценивали как достоверные при $p \leq 0,05$ и $t \geq 2$. Для сравнения пар наблюдений в исследуемых группах применяли парный тест Стьюдента. Если распределение величин не подчинялось нормальному закону, для определения достоверных различий использовали тест Уилкоксона (W -критерий). Мы рассмотрели парную корреляционную зависимость и вычислили коэффициент ранговой корреляции по Спирмену (rS) с учетом критерия достоверности (p) (корреляционный анализ). При положительных значениях коэффициента ранговой корреляции связь между признаками оценивалась как прямая, при отрицательных – как обратная. При значениях коэффициента корреляции $> 0,7$ связь между признаками оценивалась как сильная, от 0,5 до 0,69 – как средняя, от 0,3 до 0,49 – как слабая, при значениях $< 0,29$ считали, что связь между признаками отсутствует [22].

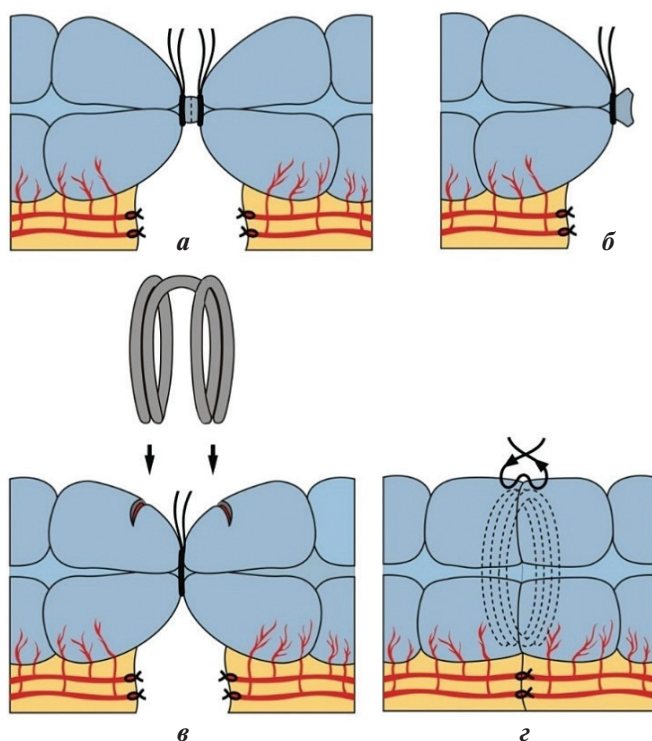


Рис. 4. Схема формирования компрессионного анастомоза

Результаты

Используемые для создания терминальных толстокишечных анастомозов компрессионные устройства имели овальную форму и состояли из 3 взаимосоприкасающихся витков. Оптимальная средняя сила межвиткового сдавливания составляла 740 ± 180 г/мм² и была более равномерной, чем в ранее применяемых конструкциях с 2 витками (табл. 1). Разница между максимальными и минимальными величинами компрессии в 3-витковых имплантатах составила $415,3 \pm 13,1$ г/мм² и была достоверно ниже ($p < 0,001$) по сравнению с 2-витковыми устройствами ($513,8 \pm 15,1$ г/мм²). Более равномерное отторжение устройства по всему пери-

Таблица 1. Распределение компрессионного усилия между витками в 2- и 3-витковых устройствах, г/мм² ($M \pm m$)

Зона испытания	2-витковые (n = 10)	3-витковые (n = 10)	t	p
Область разведения витков	1280,1 ± 17,3	1134,6 ± 14,6	6,45	< 0,001
Средняя часть	1023,5 ± 13,4	946,8 ± 11,9	4,29	< 0,001
Свободная часть	766,3 ± 11,1	718,7 ± 12,5	2,87	< 0,01

метру зоны соустья и, соответственно, одновременная регенерация тканей позволили снизить вероятность несостоятельности компрессионного анастомоза.

До отторжения устройства сохранялась постоянная компрессия, определяющая сроки его отторжения. Более высокие показатели компрессии могут вызвать отторжение конструкций из зоны анастомоза до увеличения прочностных свойств соустья и спровоцировать несостоятельность анастомоза или кровотечение.

Морфометрические исследования толстой кишки, проведенные на 30 трупах взрослых людей, показали, что наиболее приемлемыми и удобными являются размеры конструкций 32 × 18 и 28 × 15 мм с диаметром провода 2,2 мм (см. рис. 3).

Отторжение и миграция 3-виткового TiNi-компрессионного устройства после формирования терминальных соустьев толстой кишки происходила в среднем на 6-е (6,4 ± 1,3) сутки. Элиминация естественным путем осуществлялась в течение первых суток после отторжения.

Результаты исследования механической прочности терминальных компрессионных анастомозов в сравнении с механическими и лигатурными швами свидетельствовали о том, что компрессионный шов обладает более высокой физической герметичностью, чем механический ($W = -33,0; p < 0,05$) и ручной

($W = -28,0; p < 0,05$) швы. Компрессионный шов по прочности превосходил механический и лигатурный на 20–25 мм рт.ст., а на 3–5-е сутки его прочность составила 110–115 мм рт.ст., что более чем в 2 раза превышает нижнее пороговое допустимое давление (50 мм рт.ст.) (рис. 5).

Сравнительное изучение на специальном стенде эластичности кишечных полосок, несущих анастомоз, путем их растяжения на тензометрической установке показали, что величина относительной остаточной деформации при компрессионном шве, а следовательно и эластичность самого шва, достоверно выше во все сроки испытания, чем при механических и ручных соустьях ($p < 0,05$) (табл. 2). Показатели эластичности толстокишечных компрессионных анастомозов в поздние сроки мало отличаются от показателей эластичности неизменной стенки кишки, а при растяжении ручных и механических анастомозов сохраняется остаточная деформация тканей, свидетельствующая о худших анатомо-функциональных характеристиках этих анастомозов.

Таблица 2. Показатели эластичности кишечных тканей, несущих анастомозы

Способ формирования анастомоза	Эластичность
Ручной (n = 7)	3,24 ± 0,18
Механический (n = 7)	3,54 ± 0,24*
Компрессионный (n = 7)	2,34 ± 0,9**

Примечание. Здесь и в табл. 3, 5: * статистически не значимые показатели по сравнению с ручным швом ($p > 0,05$); ** достоверно отличающиеся показатели по сравнению с механическим и ручными швами ($p < 0,05$).

Количество колоний микроорганизмов, высеваемых с линии компрессионных анастомозов во все сроки наблюдения, было достоверно ниже ($p < 0,001$), чем при тра-

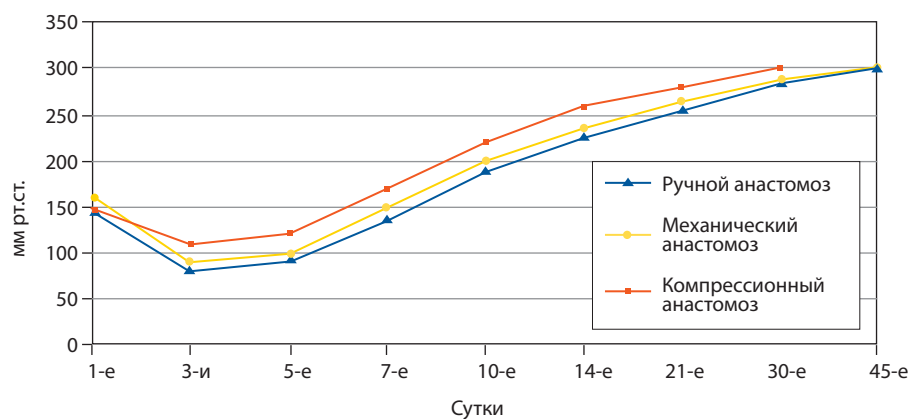


Рис. 5. Сравнительные показатели механической прочности различных способов формирования терминальных толстокишечных анастомозов

диционных. Так, на 1-е сутки ($n = 6$) из линии компрессионных анастомозов было высеяно $86,3 \pm 2,5$ тыс. колоний, из механических – $534,5 \pm 21,7$ тыс., из ручных – $642,1 \pm 36,3$ тыс.; на 3–5-е сутки ($n = 12$): из компрессионных – $5,8 \pm 0,14$ тыс., из механических – $92,3 \pm 2,4$ тыс., из ручных – $99,2 \pm 2,1$ тыс. (табл. 3).

Таблица 3. Количество колоний высеваемых микроорганизмов ($M \pm m$), тыс.

Период наблюдения, сут	Количество анастомозов, n	Способ формирования анастомоза		
		ручной	механический	компрессионный
1-е	6	$642,1 \pm 36,3$	$534,5 \pm 21,7$	$86,3 \pm 2,5^{*/**}$
3–5-е	12	$99,2 \pm 2,1$	$92,3 \pm 2,4$	$5,8 \pm 0,14^{*/**}$
7–10-е	12	$0,35 \pm 0,01$	$0,26 \pm 0,008$	$0,021 \pm 0,001^{*/**}$

Результаты исследования внутрисветовой микрофлоры собак показали, что колонии *E. coli* составляли всего 12,91 % от общего числа микроорганизмов и определялись у $50,0 \pm 15,81$ % обследованных животных. Статистическая обработка результатов исследования свидетельствовала о том, что в генеральной совокупности колонии *E. coli* высеваются в 18,38–81,62 % ($p < 0,05$). Исходя из этого, мы пришли к заключению, что для определения биологической герметичности сформированных соустьев необходимо количественное определение как Gr+, так и Gr– микроорганизмов (табл. 4).

Инфицированность линии компрессионного терминального анастомоза на 1-е сутки после операции определялась в $52,03 \pm 6,21$ % посевов; на 3–5-е сутки микроорганизмы выявлялись лишь в $33,33 \pm 4,81$ %; на 7–10-е

сутки бактериальные колонии высевались в $11,45 \pm 3,24$ % (табл. 5).

Как видно из табл. 5, инфицированность компрессионного анастомоза с 3-х суток после операции была достоверно ниже ($p < 0,001$) по сравнению с традиционными анастомозами и составила 33 % против 61 % при механическом шве и 88 % при ручном (табл. 6).

Преимущество компрессионного шва определялось и на макропрепаратах, которые свидетельствовали об отсутствии очагов некроза, минимальном диастазе краев слизистой оболочки, ранней эпителизации (рис. 6–9).

Плотность клеточного инфильтрата в компрессионных анастомозах во все сроки наблюдения была достоверно ниже ($p < 0,001$) по сравнению с ручными и механическими соустьями, что свидетельствовало о менее выраженной воспалительной реакции (рис. 10).

В составе воспалительного инфильтрата в ручных и механических соустьях преобладали нейтрофильные лейкоциты, в то время как в компрессионных увеличивалось содержание фибробластов и фиброцитов, что свидетельствовало об активизации регенеративных процессов (рис. 11).

В целях оценки регенерации сформированных соустьев мы выполнили систематизированное сравнение динамики репаративных процессов и выделили в морфогенезе толстокишечных анастомозов 4 периода.

Первый период характеризовался развитием острой воспалительной реакции. В зоне анастомозов происходило изменение клеточного состава воспалительного инфильтрата с уменьшением в нем количества нейтрофильных лейкоцитов, увеличением количества лимфоцитов и фибробластов, уменьшением выраженности воспалительной инфильтрации, купированием нарушений кровообращения. Особенностью заживления ручных анастомозов являлась выраженная макрофа-

Таблица 4. Количественный и качественный состав микрофлоры толстой кишки собак и частота их выявления

Выделенная микрофлора	Количество колоний ($M \pm m$), тыс.	Процент	$M_{p\text{выб}} \pm m_{p\text{выб}}$, %	$M_{p\text{ген}}$, % ($p < 0,05$)
<i>Bifidobacterium</i>	$432,1 \pm 6,9$	26,44	100 ± 0	100
<i>Lactobacillus</i>	$393,2 \pm 5,8$	23,98	100 ± 0	100
<i>Enterococcus</i>	$312,8 \pm 3,4$	19,06	$80,0 \pm 12,64$	54,27–100
<i>St. epidermalis</i>	$273,4 \pm 4,3$	16,63	$60,0 \pm 15,49$	29,02–90,98
<i>E. coli</i>	$219,6 \pm 3,7$	12,91	$50,0 \pm 15,81$	18,38–81,62
<i>Pr. vulgaris</i>	$12,5 \pm 0,27$	0,73	$30,0 \pm 14,49$	1,02–58,98
<i>St. aureus</i>	$1,5 \pm 0,03$	0,09	$10 \pm 9,49$	0–28,98
<i>Candida</i>	$1,3 \pm 0,03$	0,08	$10 \pm 9,49$	0–28,98
<i>Pr. mirabilis</i>	$1,1 \pm 0,02$	0,07	$10 \pm 9,49$	0–28,98
<i>Enterobacter</i>	$0,28 \pm 0,006$	0,01	$10 \pm 9,49$	0–28,98

Примечание. $M_{p\text{выб}}$ – значение доли для выборочной совокупности; $m_{p\text{выб}}$ – средняя ошибка доли для выборочной совокупности; $M_{p\text{ген}}$ – значение доли для генеральной совокупности.

Таблица 5. Инфицированность толстокишечных терминальных анастомозов ($M_p \pm m_p$)

Период наблюдения, сут	Количество анастомозов, n	Способ формирования анастомоза, %		
		ручной	механический	компрессионный
1-е	48	77,08 ± 6,07	54,16 ± 7,11	52,03 ± 7,21
3–5-е	96	87,5 ± 3,37	61,45 ± 4,96	33,33 ± 4,81*/**
7–10-е	96	38,54 ± 4,96	28,12 ± 4,38	11,45 ± 3,24*/**



Рис. 6. Макропрепарат компрессионного толстокишечного анастомоза на 3-и сутки после операции: диастаз слизистых оболочек шириной 2–3 мм на стыке концов кишки; дно раневого дефекта покрыто фибрином; компрессионное устройство удалено

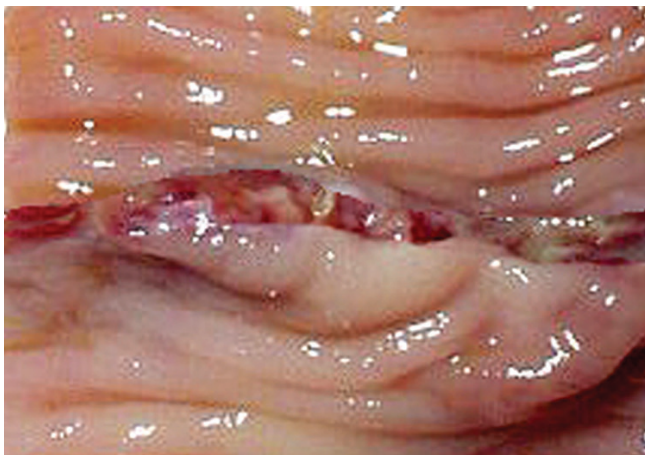


Рис. 7. Макропрепарат компрессионного толстокишечного анастомоза на 5-е сутки после операции: узкая зона гиперемии по линии анастомоза

гальная реакция, свидетельствующая о наличии хронического гранулематозного воспаления. В механических и компрессионных соустьях явления острой воспалительной реакции практически во всех случаях сохранялись до 7-х суток после операции, в лигатур-



Рис. 8. Макропрепарат компрессионного толстокишечного анастомоза на 7-е сутки после операции: складки слизистой оболочки плотно примыкают друг к другу, диастаз слизистых оболочек не превышает 1–2 мм



Рис. 9. Макропрепарат компрессионного толстокишечного анастомоза на 14-е сутки после операции: завершение эпителизации слизистой оболочки

ных анастомозах – до 14-х суток. В ручных и механических анастомозах в ранние сроки после операции происходило образование большого язвенно-некротического дефекта слизистой оболочки, заполненного фибринозно-гнойным экссудатом (рис. 12).

Второй период характеризовался эпителизацией слизистой оболочки и формированием первичного соединительнотканного рубца. В условиях уменьшения выраженности воспалительных изменений процесс регенерации эпителия и соединительной ткани развивался синхронно только в случае компрессионного анастомоза. При ручных и механических анастомозах наблюдался большой объем повреждения: шовный и скрепочный материалы, поддерживая воспалительный процесс, тормозили закрытие язвенного дефекта цилиндрическим эпителием. При формировании компрессионных соустьев эпителизация слизистой оболочки завершалась на 14-е сутки после операции, ручных – на 21-е сутки, механических – на 30-е сутки (рис. 13).

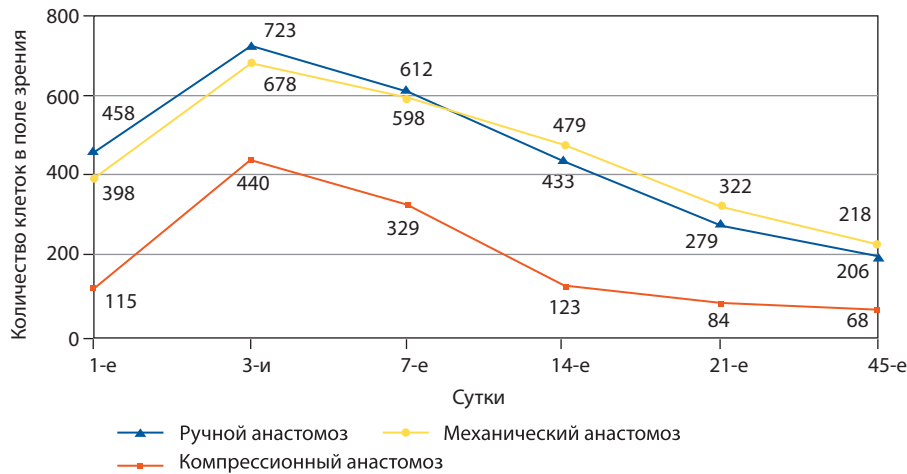


Рис. 10. Динамика изменения плотности клеточного инфильтрата

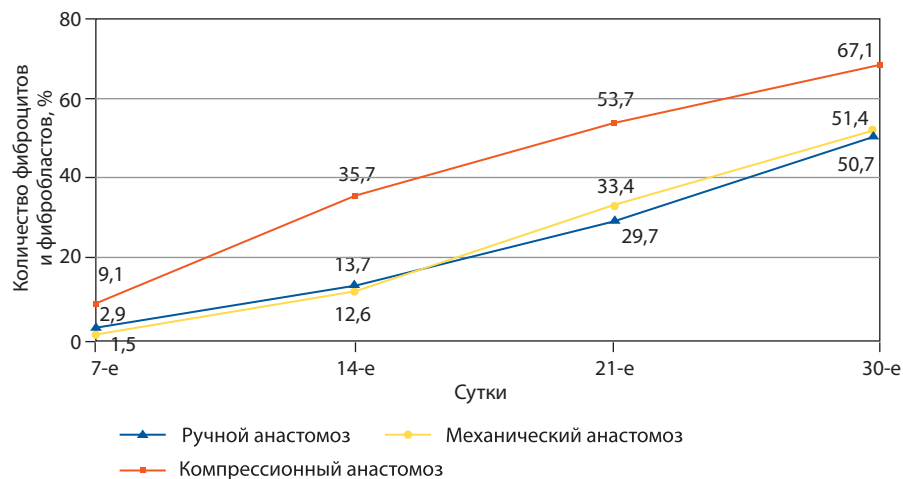


Рис. 11. Динамика изменения относительного количества фиброцитов и фибробластов в клеточном инфильтрате

В компрессионных анастомозах формировалась тонкая прослойка соединительной ткани на стыке концов кишки. В ручных и механических анастомозах за счет хронического воспаления формирование рубца затягивалось, имелись качественные и количественные особенности образующей его соединительной ткани.

Третий период характеризовался дифференцировкой эпителия слизистой оболочки и формированием окончательного соединительнотканного рубца. В компрессионных соустьях происходило восстановление защитного лимфоплазмочитарного слоя слизистой оболочки. В ручных и механических соустьях миграция лигатур и металлических скрепок в просвет кишки приводила к образованию вторичных язвенно-некротических дефектов слизистой оболочки, целостность лимфоплазмочитарного слоя не восстанавливалась.

Созревание рубца сопровождалось перестройкой тканей его волокнистого остова, упорядочением расположения коллагеновых фибрилл, увеличением плотности рубца, перекалибровкой кровеносных сосудов.

Основная масса рубца формировалась коллагеновыми волокнами I типа, спиралевидно скрученными (рис. 14). В межклеточном волокнистом компоненте происходило формирование основных типов коллагенов и специфической архитектоники соединительной ткани.

Рубец при компрессионном анастомозе состоит из коллагена I типа с небольшой примесью фибриллярных коллагенов III и V типов и сетобразующего коллагена IV типа (рис. 15). Соединительная ткань имеет выраженный волокнистый компонент, что является показателем сохранности механизма ауторегуляции роста соединительной ткани, устойчивости ее структуры и функционального состояния к биомеханическим и гуморальным влияниям. Коллагеновые волокна и их пучки в рубце соответствуют волокнофибрилярному типу строения соединительной ткани, что проявляется их ориентированностью вдоль линий напряжения, обусловленных механическими нагрузками [23]. Восстановление пространственной архитектоники, качественного и количественного состава

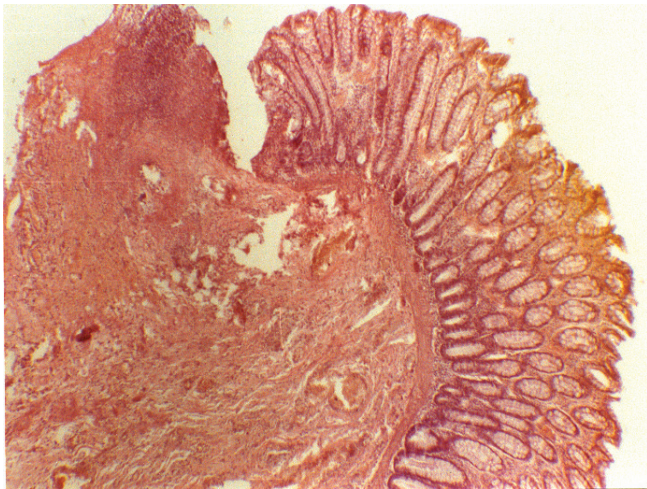


Рис. 12. Ручной анастомоз (7-е сутки после операции): широкий язвенный дефект валикообразно выступает в просвет кишечника. Окраска гематоксилином и эозином, $\times 56$

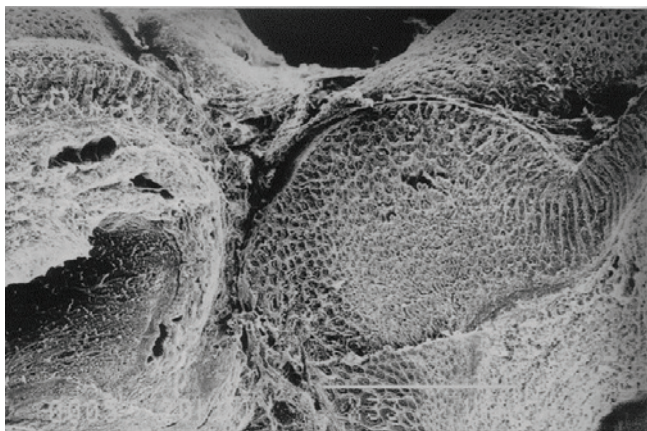


Рис. 13. Компрессионный анастомоз (14-е сутки после операции): полная эпителизация зоны анастомоза. Растровая электронная микроскопия, $\times 33$

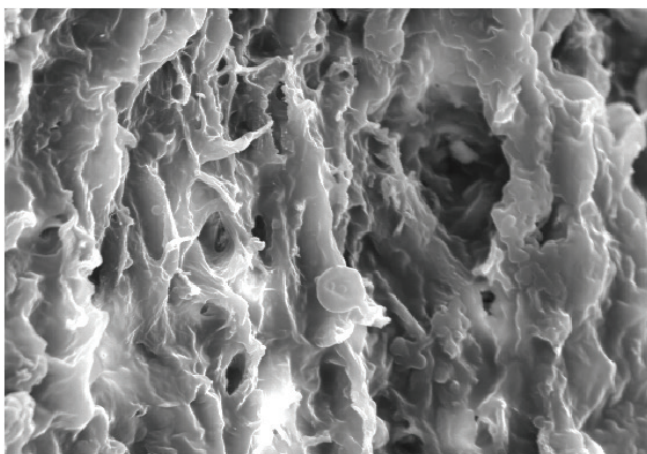
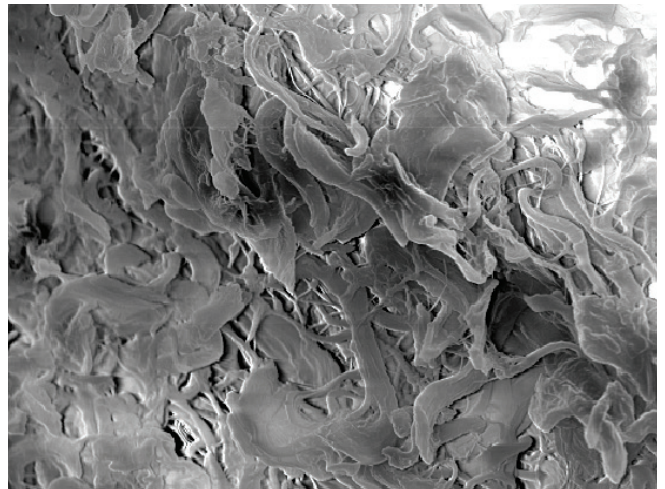
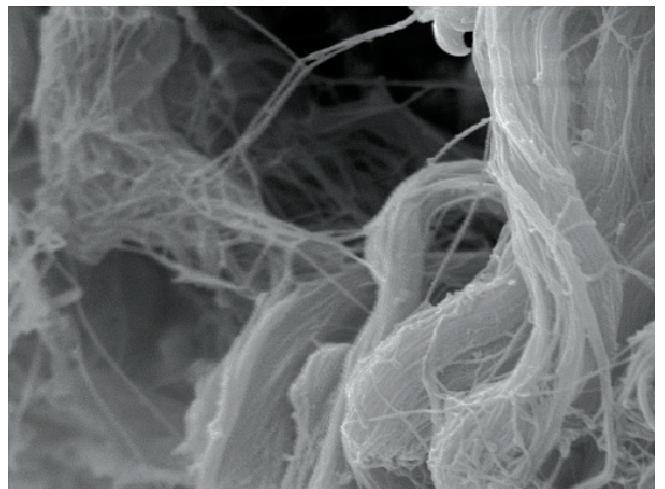


Рис. 14. Компрессионный анастомоз (45-е сутки после операции): рыхлая соединительная ткань в подслизистой основе состоит из широких толстых коллагеновых волокон, упорядоченно ориентированных. Растровая электронная микроскопия, $\times 1400$



50 мкм

Рис. 15. Компрессионный анастомоз (60-е сутки после операции): рыхлая неоформленная соединительная ткань состоит из коллагена I типа с небольшой примесью фибриллярных коллагенов III и V типов и сетевидного коллагена IV типа. Растровая электронная микроскопия, $\times 1300$



10 мкм

Рис. 16. Компрессионный анастомоз (45-е сутки после операции): пучки коллагеновых волокон в составе соединительнотканного рубца спиралевидно скручены. Сканирующая электронная микроскопия, $\times 2000$

соединительной ткани способствует усилению упругодеформативных и прочностных показателей соединительнотканного рубца.

При электронной микроскопии выявлено, что коллагеновые волокна спиралевидно скручены. Спиралевидное (жгутобразное) скручивание фибрилл в волокне и в пучке обеспечивает прочность новообразованной соединительной ткани, ограничивая скольжение составных элементов фибриллярного каркаса относительно друг друга при натяжении, обуславливая высокую прочность (рис. 16). Благодаря этому свойству извитые коллагеновые волокна способствуют растяжению ткани без растяжения самих волокон, вызывающих деформацию рыхлой соединительной ткани. Это особенно

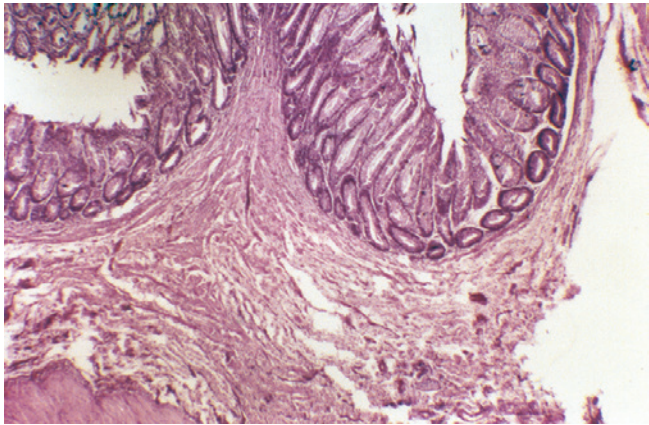


Рис. 17. Компрессионный толстокишечный анастомоз (90-е сутки после операции): восстановление складчатости в зоне анастомоза, мышечная пластинка слизистой оболочки выражена почти на всем протяжении. Окраска гематоксилином и эозином, $\times 56$

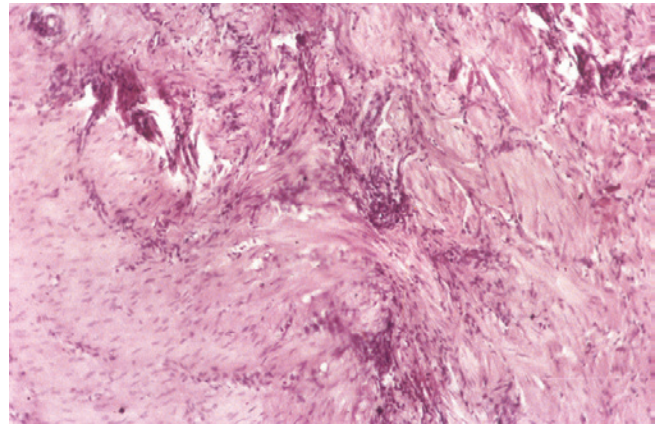


Рис. 19. Компрессионный толстокишечный анастомоз (90-е сутки после операции): восстановление непрерывности мышечного слоя в зоне анастомоза за счет врастания тяжей мышечных клеток в зону соединительнотканного регенерата. Окраска гематоксилином и эозином, $\times 140$

важно при заживлении ручного и механического анастомозов, при которых соединительнотканый рубец широкий и должен обеспечить механическую прочность и растяжимость зоны анастомоза.

Четвертый период характеризовался развитием репаративной регенерации гладкомышечной ткани, что способствовало повышению эластичности анастомоза, улучшению его растяжимости и перистальтики. В компрессионных соустьях гладкомышечные клетки врастали в зону соединительнотканного рубца в подслизистой основе, благодаря чему происходило восстановление непрерывности мышечной пластинки слизистой оболочки и складчатости эпителия над линией анастомоза (рис. 17). В ручных и механических анастомозах восстановления складчатости слизистой оболочки в зоне анастомоза не произошло. Зона анастомоза выглядела как широкое углубление между двумя складками слизистой оболочки (рис. 18). Де-

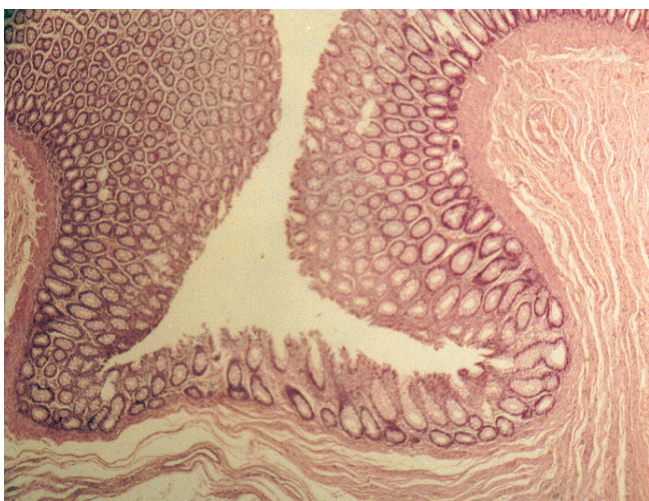
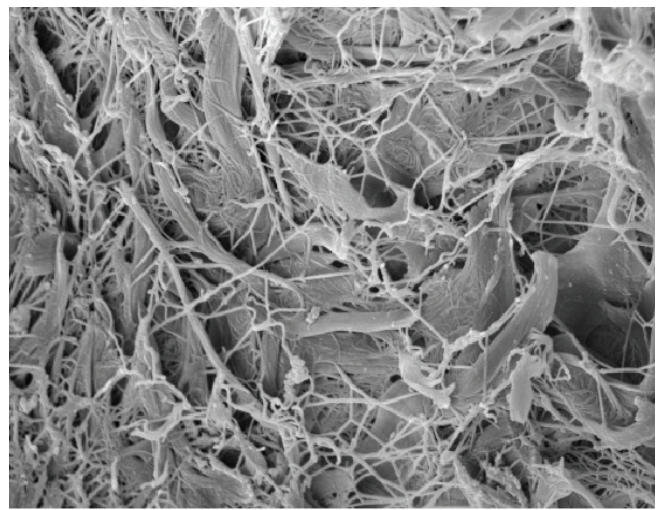


Рис. 18. Механический толстокишечный анастомоз (90-е сутки после операции): зона анастомоза выглядит как углубление между складками слизистой оболочки кишки. Окраска гематоксилином и эозином, $\times 28$



30 мкм

Рис. 20. Лигатурный анастомоз (60-е сутки после операции): рыхлая неоформленная соединительная ткань состоит из 3 типов коллагеновых волокон: широких плоских пластин, длинных тонких нитей и очень тонких коллагеновых фибрилл. Растровая электронная микроскопия, $\times 1500$

формация складок слизистой оболочки в краях анастомоза сохранялась. Пролиферация гладкомышечных клеток, врастание их из мышечных оболочек анастомозируемых органов в рубец способствовали истончению последнего, что приводило к постепенному восстановлению непрерывности мышечного слоя на стыке концов кишки (рис. 19). В ручных и механических анастомозах целостность мышечного слоя кишечной стенки не восстанавливалась, соединительнотканый рубец оставался широким, так как при хроническом воспалительном процессе нарушалось созревание, ремоделиция и инволюция соединительной ткани в связи с отсутствием стимула к прекращению роста (рис. 20).

Показатели эластичности толстокишечных компрессионных анастомозов в поздние сроки мало отли-

чаются от показателей эластичности неизменной стенки кишки, при растяжении ручных и механических анастомозов сохраняется остаточная деформация тканей, свидетельствующая о худших анатомо-функциональных характеристиках этих анастомозов. При хроническом воспалительном процессе нарушается созревание соединительной ткани, так как нет стимула к прекращению ее роста.

Сопоставление частоты послеоперационных осложнений и несостоятельности анастомоза, летальности с помощью парного критерия Стьюдента свидетельствовали о том, что применение компрессионных анастомозов привело к улучшению непосредственных результатов операции по сравнению с механическими ($p < 0,01$) и ручными швами ($p < 0,01$). Так, послеоперационные осложнения при накладывании компрессионных анастомозов наблюдались в 13,35 % случаев, при механических — в 24,0 %, при ручном формировании соустья — в 28,0 %. Несостоятельность анастомоза в зависимости от способа его формирования имела место соответственно в 2,9; 8,0 и 12,0 % случаев.

Обсуждение

Впервые в эксперименте компрессионный шов пытался реализовать F. Denans в 1826 г. [24]. Позднее J. H. F. Henroz сообщил о возможности формирования компрессионного шва сдавливающими кольцами, снабженными иглами [25]. Наиболее широкое распространение и развитие идея компрессионного шва получила в 1892 г. благодаря В. Murphy, предложившему для наложения анастомоза на желудочно-кишечный тракт (ЖКТ) использовать устройство в виде двояковыпуклой пуговицы [25]. В настоящее время с учетом современных научных и технических достижений предпринимаются попытки возрождения этой методики [26–28].

Наибольший вклад в совершенствование методики компрессионного шва ЖКТ и теоретическое обоснование происходящих процессов, по нашему мнению, внес профессор Н. Н. Каншин. Самыми известными его разработками стали аппараты серии АКА (АКА-2, АКА-4, АКС). Применение этих аппаратов позволило в целом снизить долю несостоятельности толстокишечного анастомоза до 4,1–8,0 % по сравнению с лигатурными и механическими швами, а летальность — до 1,09–2,0 % [8, 29–33].

Некоторые авторы описывают применение компрессионных анастомозов на основе магнитного притяжения [35]. Однако негативное воздействие магнитного поля на ткани, неконтрольная и неравномерная компрессия нередко являлись причиной интерпозиции тканей, «эффекта гильотины», несостоятельности анастомоза.

В поисках оптимальных сдавливающих колец для создания компрессионного шва толстой кишки Т. Харди и соавт. (1985) предложили использовать био-

фрагментирующиеся кольца BAR на основе полигликолевой кислоты [36, 37]. Несостоятельность соустья после операций с применением колец BAR составляет 2,0–6,73 %, летальность 1,0–3,7 % [36–38], но нередко такие специфические осложнения, как частичная кишечная непроходимость (10,8–12,0 %), рубцовый стеноз анастомоза (1,0–4,0 %).

Поиск новых технологий компрессионного анастомозирования кишечных стенок при помощи TiNi-устройств видится нам вполне обоснованным в хирургической практике. Именно уникальные свойства TiNi-материалов делают их приемлемыми для использования в качестве сдавливающих элементов при формировании компрессионных анастомозов.

Применение компрессионных TiNi-устройств и аппаратов для формирования компрессионных анастомозов толстой кишки позволило снизить долю ранних и поздних послеоперационных осложнений в целом до 2,94 %, несостоятельности анастомоза в плановой хирургии — до 3,0 %, в неотложной хирургии — до 4,35 % [2, 3, 7, 20, 31].

Предложенные новые устройства и технология формирования толстокишечных анастомозов технически просты и достаточно асептичны. Просвет анастомозируемых кишечных петель вскрывается не более чем на 4–6 мм и лишь на период имплантации компрессионного устройства. После срабатывания эффекта памяти формы происходит равномерное дозированное сдавление тканей между витками устройства, что определяет их отторжение в безопасные сроки в среднем на 6-е ($6,4 \pm 1,3$) сутки. При этом формируется физически прочный и эластичный анастомоз, который в последующем становится более герметичным для внутрипросветной флоры кишечника, особенно начиная с 3-х суток после операции. Именно в эти сроки, вероятно, происходит дополнительное обсеменение микрофлорой зоны ручных и механических соустьев за счет фитильных свойств шовного материала и раневого канала вдоль нитей и крепок. Важно отметить, что полученные нами результаты отражают более объективную картину биологической герметичности анастомозов в отличие от исследований других авторов, где для оценки учитывались лишь колонии *E. coli*, которые, по нашим данным, составляли всего 12,91 % от общего числа микроорганизмов и определялись у $50,0 \pm 15,81$ % обследованных животных.

Преимущества и качественные характеристики компрессионных анастомозов подтвердили и морфологические исследования тканей.

Заключение

Результаты экспериментальных исследований по обоснованию возможности использования различных устройств из никелида титана при формировании анастомозов толстой кишки показали значительное преимущество качества соустья в части как физиче-

ской и биологической герметичности, так и эластичности и регенераторной репарации тканей, что привело к меньшему числу осложнений по сравнению с традиционными способами анастомозирования и являются весомой аргументацией для клинического их применения.

Л И Т Е Р А Т У Р А

1. Давыдов М.И., Аксель Е.М. Заболеваемость злокачественными новообразованиями населения России и стран СНГ в 2008 г. Вестник РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН 2010;21(2):52–90. [Davydov M.I., Axel E.M. Statistics of malignant neoplasms in Russia and CIS countries in 2008. Vestnik RONC im. N.N. Blokhina RAMN = Herald of the N.N. Blokhin Russian Cancer Research Center with the RAMS 2010;21(2):52–90. (In Russ.)].
2. Кечеруков А.И. Разработка и применение компрессионных и дистракционных устройств из никелида титана в хирургии прямой и ободочной кишки. Дис. ... д-ра мед. наук. Тюмень, 1998. 372 с. [Kecherukov A.I. Development and application of compression and distraction devices made of titanium nickelide in surgery of the colon and the segmented intestine. Thesis ... of doctor of medical sciences. Tyumen, 1998. 372 p. (In Russ.)].
3. Плотников В.В. Разработка и применение компрессионного циркулярного шва на ободочной и прямой кишке. Дис. ... д-ра мед. наук. Омск, 2001. 352 с. [Plotnikov V.V. Development and application of compression circular suture on the colon and the segmented intestine. Thesis ... of doctor of medical sciences. Omsk, 2001. 352 p. (In Russ.)].
4. Сухоруков А.М., Киргизов И.В., Соляников В.Н., Тараденко Д.Н. Клиническая оценка межкишечных анастомозов в колопроктологии в зависимости от способа наложения шва. В сб.: Проблемы колопроктологии. Вып. 18. М., 2002. С. 232–6. [Sukhorukov A.M., Kirgizov I.V., Solyanikov V.N., Taradenko D.N. Clinical assessment of intestinal anastomosis in coloproctology depending on the suturing method. In collection: Coloproctology Issues. Issue 18. Moscow, 2002. Pp. 232–6. (In Russ.)].
5. Федотов В.В., Плотников В.В., Чинарев Ю.Б., Спирев В.В. Применение закрытого первично-отсроченного Т-образного конце-бокового толстокишечного анастомоза при осложненном раке левой половины ободочной кишки. Материалы научной конференции с международным участием «Актуальные проблемы колопроктологии». М., 2005. С. 311–2. [Fedotov V.V., Plotnikov V.V., Chinaryov Yu.B., Spirev V.V. Application of closed primary-delayed T-shaped end-lateral colon anastomosis in complicated cancer of the left segmented intestine. Materials of scientific conference with international participation “Actual coloproctology issues”. Moscow, 2005. Pp. 311–2. (In Russ.)].
6. Ермолов А.С., Рудин Э.П., Оюн Д.Д. Выбор метода хирургического лечения обтурационной непроходимости при опухолях ободочной кишки. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова 2004;2:4–7. [Ermolov A.S., Rudin E.P., Oyun D.D. Selection of surgical treatment method in obstructive ileus with tumors of the segmented intestine. Khirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogova = Surgery. N.I. Pirogov Journal 2004;2:4–7. (In Russ.)].
7. Алиев Ф.Ш., Понтер В.Э., Чернов И.А. Новые технологии в хирургии толстой кишки с применением никелид-титановых имплантатов. Тюмень: ООО «Печатник», 2012. 192 с. [Aliyev F.Sh., Gyunter V.E., Chernov I.A. New technologies in the colon surgery with application of titanium-nickelide implants. Tyumen: Pechatnik LLC, 2012. 192 p. (In Russ.)].
8. Каншин Н.Н., Воленко Р.А. Новый этап в развитии механического компрессионного шва. Актуальные проблемы колопроктологии. Тезисы докладов 5-й Всероссийской конференции с международным участием. Ростов-на-Дону, 2001. С. 234–5. [Kanshin N.N., Volenko R.A. New Stage in development of the mechanical compression suture. Actual coloproctology issues. Theses of reports at the 5th All-Russian conference with international participation. Rostov-on-Don, 2001. Pp. 234–5. (In Russ.)].
9. Каншин Н.Н., Воленко А.В., Воленко Р.А. Компрессионные анастомозы и формирование их аппаратами АСК в эксперименте и клинике. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова 2004;5:79–81. [Kanshin N.N., Volenko A.V., Volenko R.A. Compression anastomosis and its formation with ASC devices in experiments and in clinic. Khirurgiya. Zhurnal im. N.I. Pirogov = Surgery. N.I. Pirogov Journal 2004;5:79–81. (In Russ.)].
10. Дамбаев Г.Ц., Проскурин А.В., Дамбаев Е.Г. и др. Устройство для создания анастомоза «бок в бок». Авторское свидетельство на патент РФ № 02118511. [Dambayev G.Ts., Proskurin A.V., Dambayev E.G. et al. Device for formation of anastomosis with the “side-to-side” method. Author’s patent certificate of the Russian Federation No.02118511. (In Russ.)].
11. Massi G., Di Castro A., Brocato R. et al. Biofragmentable anastomosis ring in emergency surgery. Ann Chir Gynaecol 1997;86(4):357–9.
12. Rebuffat C., Rosati R., Montorsi M. et al. Clinical application of a new compression anastomotic device for colorectal surgery. Amer J Surg 1990;159(3):330–5.
13. Jansen A., Keeman J.N., Davies G.A. Early experiences with magnetic rings in resection of the distal colon. Neth J Surg 1980;32(1):20–7.
14. Понтер В.Э. Сплавы и конструкции с памятью формы в медицине. Дис. ... д-ра техн. наук. Томск, 1989. 357 с. [Gyunter V.E. Alloys and structures with shape memory in medicine. Thesis ... of doctor of medical sciences. Tomsk, 1989. 357 p. (In Russ.)].
15. Понтер В.Э. Новый биосовместимый сплав на основе никелид-титана для медицинских целей. В сб.: Материалы Международной конференции. Томск, 2001. С. 202. [Gyunter V.E. New biocompatible alloy based on titanium-nickelide for medical purposes. In collection: Materials of International conference. Tomsk, 2001. P. 202. (In Russ.)].
16. Материалы с памятью формы и новые технологии в медицине. Под ред. В.Э. Понтера. Томск: Изд-во «НПП «МИЦ», 2007. С. 4–12. [Materials with shape memory and new technologies in medicine. Ed. by V.E. Gyunter. Tomsk: MIC NPP Publishing House, 2007. Pp. 4–12. (In Russ.)].
17. Ходоренко В.Н., Понтер В.Э., Ясенчук Ю.Ф. и др. Металлические имплантационные материалы в медицине. Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в медицине. В сб.: материалы Международной конференции. Томск, 2004. С. 25–7. [Khodorenko V.N., Gyunter V.E., Yasenchuk Yu.F. et al. Metal implant materials in medicine. Biocompatible materials with shape memory and new technologies in medicine. In collection: Materials of International conference. Tomsk, 2004. Pp. 25–7. (In Russ.)].
18. Понтер В.Э. Закон запаздывания — основной закон биологической совместности. В кн.: Биосовместимые материалы и имплантаты с памятью формы. Томск, 2001. С. 5–8. [Gyunter V.E. Law of delay

- as the major law of biological compatibility. In book: Biocompatible materials and implants with shape memory. Tomsk, 2001. Pp. 5–8. (In Russ.).
19. Плотников В.В., Чинарев Ю.Б., Ручкин В.И. и др. Устройства и аппараты с эффектом «памяти» формы в гастроэнтерологии и колопроктологии. Материалы Всероссийской конференции хирургов. Тюмень, 2003. С. 142. [Plotnikov V.V., Chinaryev Yu.B., Ruchkin V.I. et al. Devices and units with shape “memory” effect in gastroenterology and coloproctology. Materials of the All-Russian conference of surgeons. Tyumen, 2003. P. 142. (In Russ.).]
20. Устинова Е.Ю. Компрессионные анастомозы имплантатами с памятью формы в хирургии толстой кишки: экспериментально-клиническое исследование. Автореф. дис. ... канд. мед. наук. Воронеж, 1996. 213 с. [Ustinova E.Yu. Compression anastomosis with implants with shape memory in the colon surgery: experimental and clinical research. Author's abstract of thesis ... of candidate of medical sciences. Voronezh, 1996. 213 p. (In Russ.).]
21. Матешчук В.П. Наиболее простая и совершенная методика заживления ран кишечника. Дис. ... д-ра мед. наук. Ярославль, 1945. 492 с. [Matishchuk V.P. The simplest and perfect procedure of healing of intestine wounds. Thesis ... of doctor of medical sciences. Yaroslavl, 1945. 492 p. (In Russ.).]
22. Гланц С. Медико-биологическая статистика. Пер. с англ. М.: Практика, 1999. 459 с. [Glants S. Biomedical statistics. Translation from english. Moscow: Praktika, 1999. 459 p. (In Russ.).]
23. Freyman T.M., Yannas I.V., Yokoo R., Gibson L.J. Fibroblast contraction of collagen-GAG matrix. *Biomaterials* 2001;22(21):2883–91.
24. Duce A.M., Badia de Yébenes A., Garcés G., Moreno González-Bueno C. Instrument for dilatation of stenotic colorectal anastomosis. *Dis Colon Rectum* 1990;33(2):160–1.
25. Егиев В.Н. Волшебный мир сшивающих аппаратов. М.: Центр, 1995. 176 с. [Egiev V.N. Wonderful world of suturing devices. Moscow: Center, 1995. 176 p. (In Russ.).]
26. Pezzuoli G. Anastomoses circulaires par compression. Une nouvelle pince mécanique. *Lyon Chir* 1988;2:180–2.
27. Pezzuoli G., Rebuffat C., Rosati R. Use of a new compression circular mechanical stapler in surgery of the large intestine. *G Chir* 1990;11(3):107–10.
28. Rosati R., Rebuffat C., Pezzuoli G. A new mechanical device for circular compression anastomosis. *Ann Surg* 1988;207(3):245–52.
29. Тимербулатов В.М., Гайнутдинов Ф.М., Куляпин А.В. и др. Реконструктивно-восстановительные операции при кишечных стомах. Актуальные проблемы колопроктологии. Тезисы докладов 1-го Съезда колопроктологов России с международным участием. Самара, 2003. С. 371–2. [Timerbulatov V.M., Gaynutdinov F.M., Kulyapin A.V. et al. Reconstructive and restorative surgery for intestinal stomas. Actual coloproctology issues. Theses of reports at the 1st Assembly of coloproctologists of Russia with international participation. Samara, 2003. Pp. 371–2. (In Russ.).]
30. Савченко Н.Ф., Ходаков В.В., Реброва Е.А., Кузьмин С.Н. Опыт применения компрессионных анастомозов при восстановлении непрерывности толстого кишечника у больных после операции Гартмана. Актуальные проблемы колопроктологии. Тезисы докладов конференции. Волгоград, 1997. С. 148–50. [Savchenko N.F., Khodakov V.V., Rebrova E.A., Kuzmin S.N. Experience of application of compression anastomosis for recovery of continuity of the colon in patients after the hartmann surgery. Actual coloproctology issues. Theses of reports at the conference. Volgograd, 1997. Pp. 148–50. (In Russ.).]
31. Wullstein C., Gross E. Compression anastomosis (AKA-2) in colorectal surgery: results in 442 consecutive patients. *Br J Surg* 2000;87(8):1071–5.
32. Сухов Б.С., Разбирин В.Н., Александров К.Р. и др. Опыт передних резекций прямой кишки при раке с использованием сшивных аппаратов для наложения круговых компрессионных анастомозов АСК-29. Актуальные проблемы колопроктологии. Тезисы докладов 1-го Съезда колопроктологов РФ. Самара, 2003. С. 296–7. [Sukhov B.S., Razbirin V.N., Alexandrov K.R. et al. Experience of anterior resection of the rectum for cancer with the use of ASC-29 suturing devices for application of circular compression anastomoses. Actual Coloproctology issues. Theses of reports at the 1st Assembly of coloproctologists of the Russian Federation. Samara, 2003. Pp. 296–7. (In Russ.).]
33. Яковлев С.И. Компрессионные анастомозы в желудочно-кишечной хирургии. Дис. ... д-ра мед. наук. М., 1995. 220 с. [Yakovlev S.I. Compression anastomoses in gastrointestinal surgery. Thesis ... of doctor of medical sciences. Moscow, 1995. 220 p. (In Russ.).]
34. Кузьмин-Крутецкий М.И. Колоноскопия в диагностике и лечении хирургических заболеваний толстой кишки. Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. СПб., 1998. 43 с. [Kuzmin-Krutetskiy M.I. Colonoscopy in diagnostics and treatment of surgical diseases of the colon. Author's abstract of thesis ... of doctor of medical sciences. Saint Petersburg, 1998. 43 p. (In Russ.).]
35. Мышкин К.И., Долгушин Н.Е., Франкфурт Л.А. Использование однорядного шва в хирургии желудочно-кишечного тракта. *Хирургия* 1991;7:57–9. [Myshkin K.I., Dolgushin N.E., Frankfirt L.A. Use of One-row suture in surgery of the gastrointestinal tract. *Khirurgiya = Surgery* 1991;7:57–9. (In Russ.).]
36. Fundamentals of Anorectal surgery. D.E. Beck, D.S. Wexner (eds.). New York: Mc Graw-Hill Inc., 1992. 304 p.
37. Di Castro A., Biancari F., Brocato R. et al. Intestinal anastomosis with the biofragmentable anastomosis ring. *Am J Surg* 1998;176(5):472–4.
38. Wang S.M., Lai I.R., Liang J.T., Chang K.J. Colorectal surgery using a biofragmentable anastomotic ring. *J Formos Med Assoc* 1996;95(10):798–801.
39. Мысливцев С.В., Плотников В.В., Чинарев Ю.Б. Компрессионный колоректальный анастомоз аппаратом АКШ. Медицина и охрана здоровья-98. Тезисы докладов Международного симпозиума. Тюмень, 1998. С. 94. [Myslivtsev S.V., Plotnikov V.V., Chinaryev Yu.B. Compression colorectal anastomosis with ACS devices. Medicine and health care-98. Theses of reports at the International symposium. Tyumen, 1998. P. 94. (In Russ.).]