

ВЫБОР ШОВНОГО МАТЕРИАЛА В АБДОМИНАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ

Василеня Е.С., Кочетова Л.В., Пахомова Р.А., Крапетян Г.Э., Назарьянц Ю.А.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Красноярск, e-mail: gavrilenko_kate@mail.ru

Прогресс в хирургии желудочно-кишечного тракта, связанный с применением новых мощных антибактериальных препаратов, новых шовных материалов, аппаратного формирования межкишечных анастомозов, к сожалению, не решил проблемы несостоятельности швов. Многие авторы подчеркивают, что наиболее выраженная реакция как отторжения, так и организации лигатур происходит на нерассасывающийся шовный материал. Все это оправдывает стремление хирургов к применению биodeградируемых нитей, обладающих очевидными преимуществами. Для рассасывающихся нитей характеристиками первостепенной важности являются сохранение прочности до формирования надежного и герметичного рубца, а затем быстрое удаление полимера и продуктов его биодеструкции из организма. Несмотря на значительные успехи, достигнутые в биотехнологии, пока не удалось создать материалы, полностью совместимые с живым организмом. Основным фактором, сдерживающим широкое применение остро востребованных биоразрушаемых полимеров, является небогатый ассортимент последних, а также вопросы регулируемости процессов их функционирования и деструкции в тканях.

Ключевые слова: кишечные швы, шовный материал.

THE CHOICE OF SUTURE MATERIAL IN ABDOMINAL SURGERY

Vasilenya E.S., Kochetova L.V., Pakhomova R.A., Krapetyan G.E., Nazaryants Yu.A.

Federal State Educational Institution of Higher Education "Krasnoyarsk State Medical University professor V.F.Voyno-Yasensky" of the Russian Federation Ministry of Health, Krasnoyarsk, e-mail: Gavrilenko_kate@mail.ru

The progress in digestive tract surgery connected using new powerful antibacterial medicines, new sutural materials of hardware forming of interintestinal anastomoz, unfortunately, didn't solve a problem of insolvency of seams. Many authors emphasize that the most expressed reaction of both rejection, and the organization of ligatures happens on not resolving sutural material. All this justifies aspiration of surgeons to use of the biodegraded threads having obvious advantages. For the resolving threads characteristics of paramount importance are preserving durability before forming of a reliable and hermetic hem, and then bystry removal of polymer and products of its biodestruction from an organism. Despite the considerable success achieved in biotechnology it wasn't succeeded to create the materials completely compatible to a live organism yet. The major factor constraining broad use of sharply demanded biodegraded polymers is rather poor range of the last, and also questions of adjustability of processes of their functioning and destruction in fabrics.

Keywords: intestinal sutures, suture material.

Попытки зашить кишечную рану предпринимались с древних времен. Первые европейские сообщения об анастомозировании кишечной стенки связаны с методикой перчаточников: раны кишечной стенки сшивались сквозным обвивным непрерывным швом, концы нитей не срезались, а выводились через рану брюшной стенки, и сшитый фрагмент фиксировался к париетальной брюшине [2, 8, 9, 13].

Нить извлекалась тогда, когда цирюльник считал это безопасным. Восстановление кишечного пассажа при соединении полых органов в XVII веке, кроме закрепления соединяемых краев, пытались достичь введением внутриспросветных стентов (Lanfrank). Описанная в то время техника «четырех мастеров» (Roger, Jamerius, Salice to and Theodoric of Servia) заключалась во введении в просвет кишки трубки из бузины, тростника или гусяной

трахеи и сшивании кишечной стенки над ней четырьмя узловыми швами. Общую доктрину того времени характеризуют слова Ch. B. Zang, сказанные в 1818 году: «...каждый кишечный шов это чрезвычайная операция на чрезвычайно ранимом органе, и поэтому является ... очень опасным предприятием» [2, 3, 7, 8].

В 1812 году Траверс (Travers B.) из клинических и экспериментальных наблюдений за кишечными ранами впервые сделал вывод о том, что техника анастомоза не так важна, как плотный контакт сшиваемых органов по всей окружности. Автор считал предпочтительным соприкосновение серозных поверхностей [2, 4, 8].

В 1824 году Jobert A. предложил узловой однорядный, сквозной инвагинирующий кишечный шов. Кишечный шов, предложенный Lembert A. в 1826 году, был однорядным узловым инвертирующим с узлами на серозе. В клинике он был впервые использован в 1836 году J.F. Dieffenbach для формирования тонкокишечного соустья [3, 4, 13].

Одной из первых модернизаций этого шва был шов Пирогова, об опыте применения которого автор сообщил в 1864 году. Еще не осознавая значимости подслизистого слоя, Н.И. Пирогов описал прецизионный серозно-мышечно-подслизистый экстрамукозный кишечный шов и экспериментально показал макроскопические события при его использовании. В 1887 году Halsted W.S. предложил методику однорядного П-образного шва. Интерес к однорядному шву с новой силой возник в 50–60-е годы после опубликования результатов его применения В.П. Матешуком в СССР и Gambee L. и др. в США. По мнению В.П. Матешука и Е.Я. Сабурова, двухрядная техника шва просто была принята на веру и получила широкое распространение, вполне устраивая большинство хирургов своей удачной симуляцией надежности, прочности и будто бы большей герметичности швов. Эту точку зрения разделяли и другие хирурги, что привело к тому, что в настоящее время во Франции, Швейцарии и Великобритании однорядный шов применяется чаще многорядных методик. С конца 60-х вновь стали появляться работы о применении однорядного непрерывного шва. В 1968 году Johnson S.R. сообщил о 177 гастроэнтероанастомозах после резекции желудка, сформированных однорядным непрерывным швом (ОНШ) с помощью хромированного кетгута. Недостаточности соустьев не было отмечено. Улучшение качества шовных материалов привело к достаточно широкому распространению этой техники. Hautefeuille P. в 1976 году сообщил об 1 % несостоятельности после использования ОНШ на всех отделах желудочно-кишечного тракта, в том числе при пищеводнокишечных и колоректальных анастомозах. В качестве шовного материала использовались синтетические монофиламентные рассасывающиеся материалы. Delaitre и др. в 1977 году сообщил о 101 однорядном непрерывном гастроэнтеростомозе синтетическими монофиламентными

рассасывающимися материалами после резекции желудка без единой несостоятельности [6, 8, 9, 12, 13].

Sarin S., Lightwood R.G. и др. в 1989 году сообщили о 5 % несостоятельности после тонко и толстокишечных анастомозов. Использовались синтетические монофиламентные рассасывающиеся материалы. Mickley V. и др. в 1991, используя тот же шовный материал, сформировали 264 анастомоза на тонкой и толстой кишке. Процент несостоятельности составил 0,7 [2, 8, 9].

Demartines N. и др. в 1991 г. сообщили о 96 однорядных непрерывных гастроэнтероанастомозах после резекции желудка с помощью синтетических монофиламентных рассасывающихся материалов. Несостоятельность составила 2,1 %. Thomson W.H.W., Robinson M.H.E. и др., 1993, используя ту же технику и те же шовные материалы, на 200 толсто- и тонкокишечных анастомозов получили 4 (2 %) несостоятельности. Ceraldi CM. и др., 1993 на 44 толстокишечных анастомоза однорядным непрерывным полипропиленовым швом сообщили о несостоятельности 6,8 %. Для сравнения авторы приводят цифру 9,5 % несостоятельностей для двухрядного шва. Егиев В.Н. и др., 1993 г. и Егоров В.И. и др., 1995 г., соответственно для 123 и 157 гастроэнтероанастомозов, сформированных ОНШ Chittmittrapap S. и др., 1993, на 121 однорядный непрерывный гастроэнтероанастомоз синтетическим монофиламентным рассасывающимся материалом (СМРМ) отметил 1 несостоятельность (0,8 %). Houdart R., 1994, сообщил о 464 однорядных непрерывных анастомозах на всех отделах желудочно-кишечного тракта с помощью СМРМ с несостоятельностью 0,7 %. Буянов В.М. и др., 2000, сообщили о 3605 анастомозах ОНШ в хирургии желудочно-кишечного тракта, желчных путей и поджелудочной железы с помощью синтетических моно- и полифиламентных рассасывающихся материалов и полипропиленом. Процент несостоятельности при гастроэнтеро- и энтероэнтеростомии равнялся 0,04, в колоректальной хирургии – 1,8, в хирургии желчных путей и поджелудочной железы – 0. Маскин С.С. и др., 2001 опубликовали данные об успешном применении ОНШ рассасывающимися шовными материалами при геморроидэктомии у 50 больных [1, 2, 3, 7, 9, 11].

Настоящим испытанием для любой хирургической техники является ее применение в экстренных условиях и в колоректальной хирургии. Сравнение результатов экстренных резекций желудка и тонкой кишки, выполненных с применением однорядного непрерывного и двухрядного швов, показало значимые преимущества первого [2, 3]. Низкий процент осложнений при использовании ОНШ в хирургии толстой и прямой кишки также является весомым доказательством его надежности. История проблемы, виды и способы кишечных швов с помощью синтетических моно- и полифиламентных рассасывающихся материалов,

не отметили несостоятельности. Экспериментальные исследования, проведенные на животных, во многом объяснили результаты применения ОНШ, обнаружив минимальные нарушения микроциркуляции, невыраженные воспалительные и рубцовые изменения в области соустья при использовании этого метода.

Несмотря на значительные успехи современной абдоминальной хирургии, одним из тяжелейших осложнений в раннем послеоперационном периоде после резекций и реконструктивных операций на полых органах брюшной полости является несостоятельность швов анастомоза. По данным разных авторов, колеблется от 3 до 32,1 % с летальностью, достигающей от 5,7 до 89,0 % [1,8, 9]. При наличии внутрибрюшной инфекции частота несостоятельности кишечных швов возрастает в 2 раза. Основными причинами развития этого тяжелого послеоперационного осложнения считают: высокое внутрипросветное давление, нарушение микроциркуляции и биоэнергетики кишечной стенки, гипоксию ее тканей, инфицирование брюшной полости и колонизацию просвета кишечника высоковирулентной микрофлорой [8, 9, 10, 11].

Несмотря на разработки, в этой проблеме до настоящего времени, ряд положений еще не изучен в достаточной степени. Не выяснено влияние на качество кишечного шва травмы слоев кишечной стенки и состояния кровообращения в краях раны при различном ходе лигатуры в области шва.

В связи с этим только лишь совершенствование способа наложения кишечного шва или формирования анастомоза не является единственным условием достижения успеха в решении этой сложной проблемы.

Поэтому одни авторы «за», другие категорически «против» формирования первичного анастомоза после резекции кишечника в условиях непроходимости и перитонита [2-6, 8, 9].

Вместе с тем известно, что существенное значение в профилактике несостоятельности кишечного анастомоза имеют: правильный выбор шовного материала и способа повышения механической прочности и биологической герметичности соустья, использование эффективных способов декомпрессии, лаважа и дренирования не только просвета кишечника в целом, но и селективной внутрипросветной декомпрессии и деконтаминации шовной линии анастомоза, продолжая при этом энтеральную терапию и интенсивное лечение перитонита [8- 12].

На сегодняшний день проблеме кишечных швов посвящено большое количество исследований (преимущественно в медицинской хирургии). Многообразие видов кишечного шва – более 450 (В.Н. Егиев, 2002) и появление новых методов его наложения (аппаратный шов, использование компрессионных устройств, клеевых композиций и т.п.), свидетельствует об известной неудовлетворенности хирургов достигнутыми результатами.

Современные новинки биотехнологий успешно реализованы сегодня в области клеточной медицины, биохимии высоких молекулярных соединений, биофизики и общей хирургии.

Эффективность лечения многих заболеваний и восстановительные процессы утраченных функций организма принадлежат в настоящее время открытиям новейшей биоинженерии. Учеными разработаны уникальные реконструктивные биоматериалы, позволяющие значительно повысить уровень и качество жизни пациентов. Особое значение в сфере общей хирургии приобретают биodeградируемые ультратонкие матриксы, которые представляют собой термопластичные полимеры, совместимые с организмом человека. Их использование становится все более актуальным в области трансплантологии, тканевой и клеточной медицины во всех высокоразвитых странах мира. Образцы изделий на основе ПГА (полигидроксиалконоаты) содержат высокоочищенную структуру, идеальную для биохирургического назначения. В качестве матрикса представлены ультратонкие прочные пленки, эффективные для заживления гнойных ран и других тканевых повреждений.

Биodeградация вследствие внедрения материала зависит от химического состава биополимера, особенностей его формы и места имплантации в организме. В настоящее время разработано более 100 видов ПГА различного химического и физического состава. Их главными преимуществами являются остеопластичность, биоинертность, отсутствие токсических реакций, вывод продуктов метаболизма и медленная деградация. Биологические полигидроксиалконоаты и их качества определяются:

- Характером взаимодействия с клетками человеческого организма.
- Особенности протекания регенераторных процессов.
- Реакцией тканей на внедрение биоматериала.

Интеграция биоискусственных изделий с живыми клетками имеет важное значение для пациентов с дефектами различного происхождения и стоит главной задачей создания эффективных биологически совместимых материалов. Несмотря на ультратонкие моножильные волокна, матриксы обладают высокой степенью прочности (306 МПа) и упругости (3ГПа).

Внедренные в организм биodeградируемые ультратонкие матриксы, как и любые другие инородные фрагменты, капсулируются, отделяясь от живых клеток соединительной тканью. То есть немедленно активизируются процессы, защищающие организм от инородного тела. Время физического заживления – величина переменная и зависит от многих факторов, причин и характера протекания болезни.

I этап – внедренный матрикс покрывается слоем лейкоцитов, стимулируя

свертываемость крови;

II этап – происходит миграция фибропластов к месту имплантации, образуя гранулему;

III этап – дифференцирование фибропластов в фиброциты;

IV этап – выработка коллагена.

На ускорение регенеративных функций организма во время лечения биоматериалами оказывает влияние термопластичность и гидрофобность матриксов ПГА, а также высокие свойства адгезии, биоразрушаемости и биосовместимости с клетками тканей человека. Полигидроксиалкоаноаты со временем не теряют своих свойств и не вызывают аллергических реакций.

Стерилизация материалов ПГА возможна любыми традиционными способами:

- сухая обработка нагреванием (170 градусов);
- автоклавирование в дезинфицирующем растворе (120 градусов);
- воздействие ультрафиолетом и гамма-облучением;
- очистка через стерильный, пористый фильтр (поры 0,2 мкм);
- химическая обработка – 70 % спирт как очищающий реагент;
- ЕТО – использование газа оксид этилена (время 3–7 дней).

Лидирующим и самым хорошо изученным из представителей ПГА является полигидроксибутират ПГБ – полимер с высококристаллической структурой. Этот материал обладает отличной биосовместимостью и присутствует в тканях организма в качестве продуктов распада. С помощью разработок нанотехнологий получены особо тонкие крепкие волокна разного диаметра, сформированные в нетканые матриксы. Важным показателем для идеальной биологической совместимости полимерных материалов является структура их поверхности из полилактида (шероховатость, фазовый и химический состав). Понятие «полимер» состоит из двух основ – «поли», что значит много и «мера» – единица. Таким образом, полимер представляет собой сложную структурированную молекулу, состоящую из большого количества различных элементов.

Физико-химические параметры ПГА:

По свойствам термопластичности полигидроксиалкоаноаты похожи на синтетические виды полимеров, таких как полиэтилен, полипропилен и т.п.

Механические свойства видов ПГА:

- Упругость и твердость;
- Эластичность (резиноподобные качества);
- Вязкие жидкости;

- Степень кристаллизации материала меняется по прохождении времени.
- Безопасность использования биodeградируемых материалов.

С 1999 года в Российской Федерации введен ГОСТ по «Оценке биологического воздействия медицинских изделий», а в 2007 году вышел Приказ Министерства здравоохранения «Об утверждении... выдачи разрешений на использование новых медицинских технологий». В целях контроля над степенью потенциального риска разработана государственная официальная специализированная классификация рисков.

Технические методы изготовления имплантируемых пленок основаны на создании абсорбируемых конструкций для культивирования клеток живого организма, поврежденных в результате травмы или болезни. Биodeградируемые ультратонкие матрицы – это своеобразные каркасы, задающие рост клеткам для образования будущих тканей. Матрикс-каркас состоит из сетки макропор (более 100 мкм в диаметре), соединенных друг с другом, и действует внутри ткани в трех измерениях. Идеальная структура матрикса должна эффективно стимулировать ангиогенез (формирование кровеносных сосудов) и содержать нетоксичные продукты процесса метаболизма. Биоматериал активизирует клетки для создания самогенерации и нормализации функции вывода и доставки веществ. Кроме того, все механические характеристики матрикса должны соответствовать свойствам «живой» ткани. Биологические функции ПГА обеспечивают разрушение установленных межклеточных контактов в структуре поврежденной ткани. Рассасывание пленок биоискусственного имплантата происходит именно тогда, когда регенерируется достаточное количество клеток организма хозяина.

Успешные результаты внедрения созданных полимеров стали научным феноменом в лечении многих хирургических заболеваний! Благодаря развитию высоких биотехнологий и прогрессивному мировоззрению наших врачей, использование биологических матриц в России становится все более актуальным методом лечения сложных травматических повреждений.

Развитие современной науки в области биотехнологий привело к эффективному применению высокомолекулярных полимеров различной природы происхождения. Это позволило охватить широкий диапазон ценных методик лечения в различных направлениях медицины.

Биodeградируемые ультратонкие матрицы ПГА открыли для современной хирургии новый, более совершенный уровень фундаментальных основ и профессиональных знаний о взаимодействиях биоматериалов с клетками человека!

А.В. Шотт, А.А. Запорожец и др. (1994) считают, что «каждый хирург с большим и средним опытом практической работы подобрал для себя определенный вид кишечного шва,

освоил его и применяет с определенным удовлетворением». В таких условиях хирург не видит и не знает, что происходит в зоне наложенного им кишечного шва и не может оценить критически своих действий, в то время как положительные результаты часто достигаются лишь благодаря защитным механизмам организма. Следовательно, сущность кишечного шва необходимо оценивать не только с практических, но и с теоретических позиций [8, 9].

В настоящее время в абдоминальной хирургии по-прежнему доминируют разновидности ручного шва. При этом среди хирургов растет число сторонников применения однорядного его варианта. Они считают, что увеличение числа рядов шва не снижает риска его несостоятельности [2, 6, 8, 9].

Поэтому для существенного улучшения ближайших и отдаленных результатов необходимо не только приобретение и усовершенствование мануальных навыков, но и применение современных, более «физиологичных» схем и методов оперативного вмешательства.

Такого же правила следует придерживаться при ушивании лапаротомных ран, осложнения при заживлении которых (эвентрации, послеоперационные грыжи и т. д.) в большинстве случаев связаны с упущениями при наложении швов и выборе шовного материала. Несостоятельность швов на брюшной стенке может не только осложнить состояние пациента, но и «свести на нет» успех любой операции.

Выбор шовного материала определяется хирургическим замыслом и, соответственно, к нему предъявляются определенные требования. В настоящее время на мировом рынке появился широкий выбор современных шовных материалов, вплоть до специализированных нитей, предназначенных для конкретных хирургических вмешательств. К сожалению, хирурги недостаточно информированы о видах шовных материалов и возможностях их применения.

Разнообразные и нередко противоречивые литературные данные о достоинствах и недостатках тех или иных швов и шовных материалах свидетельствуют о постоянном и неослабевающем интересе хирургов к данной проблеме [2, 8].

Список литературы

1. Абдулжалилов М.К. Компрессионное узловое соединение тканей в эксперименте и клинике / М.К. Абдулжалилов, Р.Ш. Шамсудинов, М.Ш. Аллахвердиев // Тезисы докладов всероссийской конференции хирургов, посвященной 80-летию Р.П. Аскерханова. – Махачкала, 2000. – С. 261-262.
2. Буянов В.М. Хирургический шов / В.М. Буянов, В.Н. Егиев, О.А. Удотов. – М.:

Рапид-принт, 1993. – 102 с.

3. Выбор шовного материала в желудочно-кишечной хирургии / А.В. Тепликов, П.Я. Сандаков, В.В. Шадрин и др. // Современные подходы к разработке и клиническому применению эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных имплантатов: матер. IV междунар. конф. – М., 2001. – С. 203-204.
4. Егиев В.Н. Шовный материал / В.Н. Егиев // Хирургия. – 1998. – № 3. – С. 33-38.
5. Мохов Е.М. О профилактике гнойных осложнений после операций по поводу распространенного перитонита / Е.М. Мохов, С.И. Беганский, Э.М. Аскеров // Тезисы докладов всероссийской конференции хирургов, посвященной 80-летию Р.П. Аскерханова. – Махачкала, 2000. – С. 141-142.
6. Мохов Е.М. Интраоперационная профилактика гнойных осложнений при лечении острых хирургических заболеваний и повреждений органов брюшной полости / Е.М. Мохов, И.Ф. Конюхов, С.И. Беганский // Теория и практика региональной медицины: сб. науч.-практ. работ. – Тверь, 2000. – С. 171-172.
7. Надежность стерилизации изделий медицинского назначения / В.И. Ульянов, В.П. Башилов, И.И. Корнев и др. // Хирургия. – 2002. – № 11. – С. 55-57.
8. К вопросу о выборе шовного материала для формирования различных видов межкишечных соустьев / Е.С. Василена и др. // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 7-1. – С. 174-176.
9. Однорядный непрерывный шов в абдоминальной хирургии / В.М. Буянов, В.Н. Егиев, В.И. Егоров и др. // Хирургия. – 2000. – № 4. – С. 13-18.
10. Опыт и перспективы применения полипропиленовой мононити в гнойной хирургии / В.Т. Сторожук, Т.Н. Калинина, В.А. Жуковский и др. // Клиническая хирургия. – 1990. – № 1. – С. 38-39.
11. Разработка и применение в хирургии желудочно-кишечного тракта новых биологически активных шовных материалов / Е.М. Мохов, П.Г. Великов и др. // Вестн. хирургической гастроэнтерологии. – 2007. – № 3. – С. 122.
12. Сергеев А.Н. Новый биологически активный шовный материал и перспективы его применения в хирургии: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Тверь, 2004. – 19 с.
13. Effect of boiling and frying on the content of essential polyunsaturated fatty acids in muscle tissue of four fish species / M.I. Gladyshev, N.N. Sushchik, G.A. Gubanenko et al. // Food Chem. – 2007. – V. 101. – P. 1694-1700.