

СОВРЕМЕННЫЕ СИНТЕТИЧЕСКИЕ ИМПЛАНТАТЫ В РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ХИРУРГИИ БРЮШНОЙ СТЕНКИ

¹Матвеев Н.Л., ²Макаров С.А., ³Куприянова А.С., ¹Армашов В.П.

¹ФГБОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова

Министерства Здравоохранения Российской Федерации, Москва

²СПб ГБУЗ «Городская больница Святого Великомученика Георгия», Санкт-Петербург

³ Частное учреждение образовательная организация высшего образования
«Московский медицинский университет «Реавиз», Москва

Резюме. Обзор содержит краткое описание современных минимально инвазивных хирургических подходов к коррекции диастаза прямых мышц живота и сопутствующих первичных срединных вентральных грыж. Дана современная прикладная информация всём спектре имплантатов, используемых при эндоскопических реконструкциях брюшной стенки.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Исследование проводилось без спонсорской поддержки.

Ключевые слова: диастаз прямых мышц живота, вентральная грыжа, эндоскопическая хирургия, сетчатые имплантаты.

Для цитирования: Матвеев Н.Л., Макаров С.А., Куприянова А.С., Армашов В.П. Современные синтетические имплантаты в реконструктивной хирургии брюшной стенки // Вестник медицинского института «Реавиз». – 2020. – № 3. – С. 74–84.

CURRENTLY AVAILABLE SYNTHETIC IMPLANTS USED IN ABDOMINAL WALL RECONSTRUCTION

¹Matveev N.L., ²Makarov S.A., ³Kupriyanova A.S., ¹Armashov V.P.

¹Federal State Budgetary Institution of Higher Education 'N.I. Pirogov Russian National Research Medical University,' Ministry of Health of the Russian Federation, Moscow

²State Budgetary Healthcare Institution 'St. George City Hospital, Saint Petersburg

³Private Institution of Higher Education 'Moscow Medical University 'Reaviz', Moscow

Abstract. This paper aims to provide a brief review of currently available minimally invasive surgical approaches to repair rectus abdominis diastasis and concomitant primary midline ventral hernias. We cover the entire range of implants used in endoscopic abdominal wall repair and provide up-to-date and practical information on the procedure.

Competing interests. The authors declare no competing interests.

Funding. The authors received no external funding for this work.

Key words: rectus abdominis diastasis, ventral hernia, endoscopic surgery, mesh implants.

To cite: Matveev N.L., Makarov S.A., Kupriyanova A.S., Armashov V.P. Currently available synthetic implants used in abdominal wall reconstruction // Bulletin of Medical University Reaviz. – 2020. – № 3. – P. 74–84.



При реконструкции брюшной стенки хирург может столкнуться с двумя часто взаимосвязанными ситуациями, требующими коррекции. Это наличие диастаза прямых мышц живота и первичной или послеоперационной вентральной грыжи.

Диастаз прямых мышц живота (ДПМЖ) – патологическое состояние, характеризующееся истончением и расширением белой линии живота, а в тяжелых формах – всего мышечно-апоневротического комплекса передней брюшной стенки, вплоть до спигелиевой линии. ДПМЖ не является истинной грыжей, соответственно, нет четких медицинских показаний для оперативного вмешательства у пациентов с изолированным диастазом.

Однако выраженный ДПМЖ значительно нарушает функции брюшной стенки и торса в целом. С другой стороны, учитывая большую долю среди пациентов с ДПМЖ женщин молодого возраста, формулируются косметические показания к его коррекции. Также, диастазы нередко сочетаются с первичными пупочными и эпигастральными грыжами, имеющими свои риски.

Напротив, хирургическая стратегия лечения истинных грыж брюшной стенки сформулирована четко: риск развития на любом сроке существования грыжи болевого синдрома, ущемления грыжевого содержимого, трофических нарушений в покрывающих грыжу тканях, прогрессирования с утратой пространства брюшной полости («lost of domain»), а также общее влияние грыжи на физическую активность и работоспособность пациента всегда делает нужным её хирургическое устранение. Показания к применению того или иного доступа и техники подвергаются постепенному пересмотру в зависимости от уровня развития хирургии. Активные дискуссии по этому поводу мы наблюдаем и сейчас.

У 45–60 % пациентов с ДПМЖ, попадающих в поле зрения хирургов, выявляются первичные срединные грыжи. При подтвержденном ДПМЖ изолированная ликвидация пупочной грыжи сопровождается

рецидивами в более чем 30 % случаев [1]. Соответственно, первичные эпигастральные/пупочные грыжи и ДПМЖ следует рассматривать только комплексно, и приемлемым принципом лечения ДПМЖ и сопутствующей грыжи может быть только их одномоментная хирургическая коррекция.

Этиопатогенез ДПМЖ и вентральных грыж схож и многогранен, он сочетает хроническое (или частое взрывное) повышение внутрибрюшного давления, врожденные анатомо-морфологические особенности строения (иногда трактуемые, как «слабость») передней брюшной стенки, и различные варианты врожденной или приобретенной дисплазии соединительной ткани. Разрешающим фактором развития ДПМЖ является повышение внутрибрюшного давления, в этом состоит его общность с грыжеобразованием. Однако при формировании ДПМЖ на первый план выходит длительность воздействия фактора, а не одномоментное производящее чрезмерное воздействие, что нередко наблюдается при истинных грыжах. Также при ДПМЖ отсутствует патоморфологический субстрат в виде грыжевых ворот и грыжевого мешка.

Наиболее значимыми факторами риска развития ДПМЖ и первичных вентральных грыж являются морбидное ожирение, хронические обструктивные болезни легких (ХОБЛ), склонность к запорам, ишурия, длительный прием кортикостероидов, антиагрегантов, иммуносупрессоров, тяжелый физический труд, беременность (особенно многоводная/многоплодная). Усугубляют воздействие чрезмерного внутрибрюшного давления моногенные или полигенные дисплазии соединительной ткани, детренированность мышц брюшного пресса, нарушения иннервации [2–6].

На сегодняшний день основным методом ликвидации ДПМЖ является хирургический. Ущемления в диастазе быть не может, соответственно непосредственного риска развития угрожающих жизни осложнений нет. Нередко ДПМЖ протекает с мало выраженной симптоматикой или вовсе

без клинических проявлений. Поэтому, показаниями к оперативной коррекции изолированного ДПМЖ являются функциональные ограничения и/или неудовлетворенность пациента видом передней брюшной стенки.

Прибегать к хирургической коррекции диастаза можно только при наличии комплекса условий:

- 1) приверженность пациента к оперативному методу лечения;
- 2) минимальный коморбидный фон, соответственно умеренный риск оперативно-анестезиологического пособия;
- 3) отсутствие в планах беременности;
- 4) стойкая компенсация хронических заболеваний, служащих факторами риска развития ДПМЖ.

Иначе обстоит дело у пациентов с ДПМЖ и сопутствующими вентральными грыжами. Наличие грыжи может осложниться развитием таких угрожающих жизни состояний, как ущемление, острая кишечная непроходимость, перитонит, флегмона грыжевого мешка. Соответственно, в таких случаях показания к плановой операции расширяются. К тому же, наличие ДПМЖ ухудшает результаты изолированного хирургического лечения вентральной грыжи [7].

Операции по ликвидации ДПМЖ, как изолированного, так и в сочетании с вентральной грыжей, можно разделить на группы по способу пластики:

1. Аутопластические методики:

- пликация листов апоневроза прямых мышц без нарушения непрерывности мышечно-апоневротического слоя брюшной стенки;

- создание дубликатуры;
- реконструктивные методики.

2. Операции с использованием имплантатов (модификации герниопластик):

- интраперитонеально;
- преперитонеально;
- ретромукулярно;
- субкутанно.

И по виду доступа:

1. Открытые:

- традиционные (классические);
- из минидоступа.

2. Эндоскопические:

- с вхождением в брюшную полость;
- без вхождения в брюшную полость (интерстициальные).
- гибридные (открытый и эндоскопический этап).

Повсеместный переход хирургов в настоящее время к операциям с применением имплантатов при дефектах брюшной стенки говорит о неудовлетворенности результатами аутопластик. По данным Салахова и соавт., нагрузка на один шов при аутопластических операциях в области белой линии живота составляет $3,1 \pm 0,8$ кг, при герниопластиках других локализаций $2,6 \pm 0,7$ кг [8].

Кроме того, можно экстраполировать результаты операций с использованием местных тканей в качестве пластического материала при пупочных грыжах. В публикации различных авторов мы видим частоту рецидивов до 40 % [9, 10]. Общая частота рецидивов срединных вентральных грыж после пластики местными тканями может быть 38–60 % [11–13], и снижается примерно в два раза при использовании протезных материалов [14].

Поэтому концепция оперативного лечения ДПМЖ и сопутствующих вентральных грыж в настоящее время основывается на протезирующей пластике без натяжения.

Современный хирург, занимающийся реконструкциями брюшной стенки, должен ориентироваться в многообразии современных имплантатов для достижения оптимальных результатов своей деятельности [15, 16]. Несмотря на последние достижения, все протезные биоматериалы вызывают ответ на инородное тело и являются объектами реакций некоторого типа в организме реципиента (химических и/или биологических). Чтобы сделать ответ реципиента более благоприятным, проводится большая работа по оптимизации конструкции синтетических материалов с сохранением их основного свойства – механической поддерж-

ки для предотвращения рецидива грыжи. Подбирать имплантаты желательно на основании следующих показателей:

1. *Конструкция.* Он может быть листовым или текстильным. Второй предпочтительнее, так как имеет ячеистость, способствующую интеграции в ткани. Лучшие результаты дают текстильные протезы, изготовленные из монофиламентных нитей. Площадь контакта с тканями хозяина у мультифиламентных сеток в полтора раза выше, чем у монофиламентных [17, 18]. Здесь важно выделить понятия «пористость материала» и «ячеистость протеза», которые часто смешивают. Микропористость присуща материалу (листовой, монофиламентная или полифиламентная нить), из которого изготовлен имплантат. Размер микропор является важным фактором устойчивости к инфекции и жидкостной проницаемости. Если размер поры меньше 10 мкм, то через них не могут проходить гранулоциты, если меньше 75 мкм – макрофаги и фибробласты (следовательно, не вырастает коллаген и кровеносные сосуды) [19].

При изготовлении сетки текстильное плетение предпочтительнее, чем продавливание отверстий в листовом материале (нетканые сетки практически не растягиваются, существенно нарушая биомеханику брюшной стенки). Узор плетения определяет общие механические свойства, размер ячеек и ответ на инородное тело. Чтобы достигнуть нужной прочности, сначала были разработаны сетки с маленькими ячейками. Хотя эти сетки имели очень высокую прочность на разрыв, их конструкция была перегружена материалом и потенциально избыточна для большинства пациентов. Плотное плетение не только увеличивает площадь контакта с инородным телом, но и способствует полному закрытию ячеек коллагеном (так называемый феномен «bridging», «перекрытия»). В норме вокруг отдельных нитей сетки образуются гранулёмы, как проявление реакции на инородное тело. «Перекрытие» описывает процесс слияния отдельных гранулём, инкапсули-

рующее всю сетку. Это приводит к образованию жёсткой рубцовой пластины, снижает гибкость и даёт последующую усадку сетки в рубце до 60 % первоначальной площади. Поры размером менее 200 мкм делают протез водонепроницаемым (поверхностное натяжение). Каждый биоматериал имеет своё расстояние перекрытия (расстояние между нитями по сторонам ячейки). Например, для полипропилена (ПП) оно равняется 1000 мкм [20]. Современные крупноячеистые сетки имеют размер ячеек до 3500 мкм.

Сетки с плотным плетением имеют тенденцию к большему фиброзу, усадке, и они жёстче, что затрудняет лапароскопические манипуляции в брюшной полости. Считается, что крупноячеистые сетки дают меньше боли и рубцевания, но важно соблюдение баланса между шириной плетения и прочностью этих изделий. В некоторых случаях крупноячеистые сетки могут оказаться «слишком тонкими», и опубликованы сообщения о рецидивах грыж вследствие разрыва, вытягивания сетки, а также прорезывания лигатур [21]. Кроме того, показано, что крупноячеистые сетки уменьшают только раннюю ноцицептивную послеоперационную боль, что объясняется меньшей острой воспалительной реакцией на «лёгкое плетение». Хроническая же ноцицептивная боль, как проявление хронической воспалительной реакции на материал протеза, не столь очевидно зависит от размера ячеек [22].

Хотя существует много видов плетения сетчатых имплантатов, с шестиугольными, квадратными, треугольными ячейками и т.д., недостаточно научных доказательств, чтобы предугадать, какая конструкция даст лучший клинический результат. Вид плетения также определяет изотропные или анизотропные свойства сетки. *Изотропный* материал показывает одинаковые механические свойства во всех направлениях приложения силы, тогда как анизотропный материал демонстрирует различные механические свойства, в зависимости от направления нагрузки. *Анизотропная* конструкция

сетки приводит к тому, что она оказывается прочнее в одном направлении, чем в другом, так что реакция на инородное тело тоже может быть неравномерной. К тому же, под нагрузкой (например, при кашле или прыжках), сетка может значительно менять форму в зависимости от плетения, что также может приводить к усилению воспалительного ответа и реакции на инородное тело.

2. *Площадь поверхности имплантата* = произведение длины и ширины, (м^2); *реактивная площадь имплантата* = суммарная площадь контактной поверхности каждой нити имплантата (м^2); и соотношение между ними.

3. *Текстильная пористость имплантата* = суммарная площадь пор до взаимодействия с организмом реципиента. *Эффективная пористость* = соотношение текстильной пористости и общей площади пор после взаимодействия с организмом реципиента. *Индекс пористости* может быть определён, как число миллилитров кристаллоидного раствора, проходящего через 1 см^2 имплантата в минуту.

4. *Прочность на разрыв*. Максимальное внутрибрюшное давление, возникающее у взрослых здоровых людей при кашле и прыжках, составляет примерно 170 мм Hg [23]. Поэтому протезы для вентральной пластики должны выдерживать до разрыва не менее 180 мм Hg (прочность на разрыв 32 Н/см). Естественная эластичность брюшной стенки при этих 32 Н/см составляет примерно 38 %. Более растяжимые лёгкие сетки имеют эластичность 20–35 % при 16 Н/см, тогда как тяжёлые сетки растягиваются всего в половину от лёгких – 4–16 % при 16 Н/см и, в силу этого, могут ограничивать подвижность туловища у некоторых пациентов [24].

Количество ламинарных и композитных протезов значительно увеличилось в последние годы, что связано с популярностью внутрибрюшных эндоскопических техник пластики брюшной стенки. Существуют протезы, изготовленные из различных форм одного и того же вещества или из

сочетания различных веществ. Методы фиксации таких протезов различны. Единым свойством всех этих изделий является создание с висцеральной стороны некоторого барьера (постоянного или временного), препятствующего адгезии тканей, и, в то же время, обеспечение максимального врастания париетальной стороны для эффективного закрытия дефекта.

Основными материалами для изготовления современных непокрытых текстильных сетчатых имплантатов служат монофиламентные нити из ПП или полиэстера. Они не предназначены для контакта с внутренностями брюшной полости, так как легко спаиваются с ними, вызывая тяжёлые сращения, нередко приводящие к кишечной непроходимости или формированию кишечных свищей [25]. Полипропилен гидрофобен, то есть, теоретически, должен быть менее подвержен инфицированию, но медленнее врастать в ткани. Напротив, полиэстер гидрофилен, и должен давать обратные эффекты, но большие клинические исследования (более 10 тыс. пациентов) показали, что, при интерстициальной имплантации, материал не влияет на частоту рецидивов или инфекции при вентральной герниопластике [26].

Для внутрибрюшного размещения следует использовать имплантаты с плетёной крупноячеистой париетальной основой из ПП или ПЭ и минимально провоцирующей спайкообразование висцеральной поверхностью, то есть ламинарные или композитные изделия [27, 28]. Выбор размеров протеза определяется необходимостью создавать определенное перекрытие дефекта брюшной стенки и соотношение площади этого дефекта и площади протеза. Важно, чтобы его можно было легко свернуть, а затем развернуть и расположить внутри брюшной полости для обеспечения комфортного использования современных фиксирующих устройств. Также очень важна малая подверженность инфицированию и прочность. Адекватное прохождение тканевой жидкости через сетчатый имплантат

может снизить вероятность образования серомы [29].

Практический опыт применения имплантатов различного типа варьирует от страны к стране и от клиники к клинике. Это связано не только с клиническими, но и с экономическими приоритетами.

Самыми первыми протезами, которые применяли внутрибрюшинно при вентральной пластике, были листы из пористого политетрафторэтилена (пПТФЭ). Структура делает эти листы монолитными и белыми, если не был добавлен антимикробный препарат. В 1983 г. пПТФЭ начали применять для закрытия дефектов брюшной стенки под названием *Gore-Tex Soft Tissue Patch* (W.L. Gore & Associates, Inc., США).

Протезы Gore следующего поколения *DualMesh*, построены на очень сходной основе из пПТФЭ. Они имеют две чётко различающиеся поверхности. Одна сторона очень гладкая и имеет поры 3 мкм, тогда как другая похожа на вельвет с расстоянием между рубчиками 1500 мкм: гладкая сторона должна быть обращена к внутренностям, так как она имеет минимальный потенциал спайкообразования; шершавая поверхность накладывается на париетальную брюшину, чтобы обеспечить фиксацию за счёт большой площади контакта с тканью пациента. *DualMesh* производят также в варианте, импрегнированном карбонатом серебра и диацетатом хлоргексидина (*DualMesh Plus*). Эти два антимикробных компонента добавлены для снижения риска инфицирования протеза, который, по структуре ПТФЭ, очень мало устойчив к инфекции. *DualMesh Plus with Holes* изготовлена из того же материала, но имеет перфорации для увеличения проникновения фибробластов и других клеток сквозь материал, который исходно плохо проникаем. Также может быть уменьшена возможность формирования сером.

Протез *Dulex* (BD Bard, Davol, Inc., США) – предназначенное для внутрибрюшного расположения ламинарное изделие из пПТФЭ, имеющее лишенную пор висце-

ральную поверхность и пористую (500 мкм) париетальную поверхность. Группа относительно бюджетных изделий *Composix E/X* той же фирмы сконструирована из полипропиленовой сетки различной пористости с париетальной стороны и пришитой к ней пластины из пПТФЭ.

Имплантат *IntraMesh T1* (Cousin Biotech, Франция) сделан из слоя ПП и слоя пПТФЭ. На протез пунктиром нанесены два взаимно перпендикулярных диаметра для облегчения лапароскопической установки. Производитель также продаёт «сворачиватель сетки», облегчающий её введение через лапароскопический троакар. Эта же компания производит частично резорбируемый имплантат *4DVentral*, сплетенный из мононитей, изготовленных из полимолочной кислоты (60 %) и полипропилена (40 %). Продукт предназначен для интерстициального применения.

Bi-material Relimesh (HerniaMesh, Италия) – ещё одно изделие из комбинации ПП и пПТФЭ без каких-либо существенных особенностей.

ClearMesh Composite (Dipromed, Италия) – это семейство имплантатов из двух слоёв ПП. Плетёная, париетальная сторона состоит из монофиламентного макропористого ПП, а неадгезивная сторона представлена монолитной гладкой прозрачной плёнкой из ПП.

Combi Mesh Plus (Angiologica, Италия) имеет париетальный слой из монофиламентного ПП и висцеральный слой из полиуретана.

DynaMesh IPOM (FEG Textiltechnik mbH) – это двухкомпонентный биоматериал, сделанный из монофиламентного макропористого поливинилиденфторида (ПВДФ) (88 %, висцеральный компонент) и ПП (12 %, париетальный компонент). Так как ПВДФ обладает барьерными свойствами [30], имплантат можно устанавливать в контакте с внутренностями. Сетка имеет хорошую прозрачность и заметную эластичность. Так как отличить париетальную сто-

рону от висцеральной на глаз трудно, первая маркирована зелёной нитью.

SurgiMesh XB (Aspide Medical, Франция) представляет собой нетканую микроволокнистую основу из ПП, покрытую неадгезивным микроперфорированным слоем из силикона.

Имплантат *TiMesh* (PFM Medical, Германия) сделан из монофиламентного крупноячеистого ПП путём ковалентных связей покрытого 30–50-нанометровым слоем диоксида титана. За счёт титанизации этот протез можно использовать интраперитонеально.

Отечественный имплантат *Reperen IPOM* (Iconlab) имеет гладкую перманентную висцеральную поверхность из гидрофобного поли/олигоуретанакрилата и париетальный сетчатый слой из ПП. Также изготавливаются перфорированные моноимплантаты для интерстициальной имплантации из полиакрилата.

Все перечисленные выше протезы являются полностью перманентными.

Резорбция временного висцерального слоя оставляет перманентный слой сетки уже встроенным в ткани пациента. Спорным в этой идее является то, что проблемы, связанные с развитием спаек после вживления синтетического биоматериала, могут не проявлять себя в течение многих лет после операции. Поэтому отслеживание и оценка поздних эффектов от этих изделий требует многих лет наблюдения. Однако пока эти имплантаты оправдывают наши ожидания.

C-QUR Mesh (Maquet, Getinge Group, Германия) сделана из макропористого ПП, на который нанесён слой Омега-3 жирных кислот. Эти жирные кислоты находятся в состоянии поперечно сшитого геля, который покрывает обе стороны материала, придавая ему тёмно-жёлтый цвет. Слой жирных кислот рассасывается в течение 3–6 месяцев. C-QUR Mosaic имеет основу из более лёгкой ПП сетки и меньшую толщину слоя жирных кислот, благодаря чему она стала прозрачной, что облегчает лапароскопические манипуляции. Результаты

применения этих имплантатов противоречивы: в 2015 г. Управление по контролю над продуктами и лекарствами (FDA, США) инициировало отзыв этих изделий с рынка, но процесс еще не завершен, и ряд хирургов продолжает пользоваться этой продукцией.

Parietene Composite (Medtronic) – это сетка из ПП, покрытая гидрофильным слоем из смеси окисленного свиного ателоколлагена I типа, полиэтиленгликоля и глицерина, который полностью рассасывается через 45 дней. Сходное покрытие используется в более распространённом протезе *Parietex Optimized Composite*, имеющем основу из мультифиламентного полиэстера (ПЭ) объёмного плетения. Гидрофильность основы делает более простой и дешёвой фиксацию на ней рассасывающейся плёнки. Протез имеет 2–4 нерассасывающиеся лигатуры для трансабдоминальной фиксации. На покрытие стерильной упаковки нанесено удобное лекало, помогающее правильно размечать положение протеза при LapIPOM. Последнее поколение композитных протезов Medtronic – *Symbotex* – построено на объёмной крупноячеистой монофиламентной основе из ПЭ, прозрачность которой позволяет точнее устанавливать сетки при лапароскопической операции. На протез нанесена метка для ориентации.

Композитная продукция BD Bard, Davol, Inc. основана на одной из самых совершенных на сегодняшний день антиадгезивных технологий – *Sepra*. Гидрогелевый барьер *Seprafilm* представляет собой сочетание карбоксиметилцеллюлозы и модифицированной гиалуроновой кислоты. *Seprafilm* превращается в гель через 24–48 ч после введения в организм и остаётся на месте до 7 дней, после чего он начинает рассасываться из брюшной полости и через 28 дней полностью выводится из организма. Разбухающий после имплантации протеза гидрогель закрывает фиксирующие сетку элементы. Протез *SepraMesh IP Composite* – это одиночный сетчатый слой из ПП, покрытый барьером *Seprafilm*. *Ventralight ST* имеет более лёгкий слой ПП, а антиадгезивная плён-

ка дополнительно фиксируется к нему нитями из полигликолевой кислоты. *Phasix ST* состоит из двух слоёв: монофиламентного длительно рассасывающегося (в течение 1 года) слоя из 4-гидроксibuтирата и пришитого к нему волокнами полигликолевой кислоты барьера *Seprafilm*. Монофиламентная сетка на протяжении года поддерживает функциональное заживление, а гидрогелевый барьер минимизирует адгезию внутренних органов при внутрибрюшинном расположении имплантата.

С имплантатами на основе синтетических рассасывающихся материалов: 4-гидроксibuтирата (*Phasix*), полигликолевой кислоты/карбоната триметилена (*BIO-A*, *Gore*), сополимера полигликолида/полилактида/политриметилена и сополимера полилактида/карбоната политриметилена (*TIGR Matrix*, *Novus Scientific AB*) связываются самые оптимистичные на сегодняшний день ожидания в реконструктивной хирургии [31, 32].

Биологические имплантаты, изготавливаемые из нативного или поперечно сшитого коллагена различного происхождения, в настоящее время используются мало из-за их высокой стоимости и мало прогнозируемой деградации, особенно при плохом кровоснабжении ложа, в присутствии выраженного воспаления и инфекции [33, 34].

Клиническим и экспериментальным исследованиям антиадгезивных свойств герниопротезов, постимплантационных сером и инфекций посвящено много работ, результаты которых достаточно неоднородны.

Brown и соавт. [35] провели ретроспективный обзор 176 пациентов, подвергшихся плановой протезирующей пластике послеоперационной грыжи. Общая частота инфекции при использовании сетки *Gortex* была 14 %, а при использовании других материалов 2,2 % ($P = 0,016$). В группе с *Gortex* частота инфекции была достоверно выше после ОВГП, чем после *LapIPOM* (26,5 % против 5,8 %, $P = 0,030$). Наиболее часто высевался метициллин-резистентный *Staphylococcus aureus*. Не было обнаружено

зависимости частоты рецидивов от типа материала.

Colon и соавт. [36] сравнили 116 последовательных пациентов, подвергавшихся *LapIPOM*. Пациенты были разделены на две гомогенные группы в зависимости от применявшейся сетки, пПТФЭ (66) или композитного ПЭ (50). Время операции было достоверно больше в группе ПТФЭ (136 против 106 мин., $P < 0,002$). В группе пПТФЭ развились 2 послеоперационные раневые инфекции, в группе ПЭ их не было. Других осложнений в раннем послеоперационном периоде (30 дней) не было. При осмотре через 12 мес. не было отмечено достоверных различий между группами по рецидивам (3 % против 2 %), раневым осложнениям (1 % против 0 %), инфицированию сетки, требующему её извлечения (3 % против 0 %), кишечной непроходимости (3 % против 2 %) и упорной боли или дискомфорта (28 % против 32 %), соответственно.

В работе *Biondi* и соавт. [37] ретроспективно проанализированы 84 пациента, которым была выполнена *LapIPOM* (63 послеоперационные и 21 первичная вентральная грыжа). В 51 случае (64,5 %) применялась сетка *DualMesh*, в 28 (35,4 %) – *Bard Composix*. Частота сером после *DualMesh* была 8,9 % против 7,8 % после *Bard Composix*. Рецидивов также было больше при использовании *DualMesh*. Все прочие ранние осложнения не имели существенной зависимости от типа сетки. Общая частота осложнений была 29,5 %.

Интерес представляет исследование *Jenkins* и соавт. [38], которые проспективно отслежили при повторной лапароскопии 69 пациентов после ранее выполненных *LapIPOM*, интраоперационно оценив плотность спаек, площадь поверхности спаек и соотношение требовавшегося на адгезиолиз времени к площади поверхности сетки. Также отмечались связанные с адгезиолизом осложнения. Установленные сетки были: 18 с рассасывающимся барьером, 17 с постоянным композитным барьером (*Composix*), 14 с постоянным не композит-

ным барьером (DualMesh), 12 непокрытых полипропиленовых сеток и 8 биологических сеток. Спайки с DualMesh были наименее плотными ($P < 0,05$). Площадь поверхности спаек с DualMesh была меньше ($P < 0,05$), чем с Composix и непокрытым ПП, но больше, чем к сеткам с рассасывающимся барьером и биологическим сеткам. Соотношение времени адгезиолиза и площади поверхности сетки было меньше ($P < 0,05$) для DualMesh по сравнению с Composix, непокрытым ПП и биологическими сетками, но больше, чем для сеток с рассасывающимся барьером. Связанные с адгезиолизом осложнения возникли у 2 (16,7 %) (P недостоверно) пациентов с непокрытыми полипропиленовыми сетками. Были 2 конверсии (16,7 %) (P недостоверно) – при Composix (6,7 %) и при сетке с рассасывающимся барьером (5,9 %) – обе не связанные с адгезиолизом.

Аналогично, Chelala и соавт. [39] оценили отдалённые результаты по данным повторной лапароскопии у 85 пациентов из серии 733 LapIPOM. Использовался протез Parietex Composite. Во всех случаях повторных операций вновь образовавшаяся брюшина отлично покрывала сетку. В 47,1 % случаев спаяк не отмечено (Mueller 0), 42,3 % имели спайки с сальником (Mueller I) и 10,6 % имели спайки с се-

розой (Mueller II). Ни в одном случае не было сморщивания или сокращения протеза. В течение первых 3 лет рецидивы были всего у 4,1 % пациентов (средний период наблюдения составил 52 мес.).

Наконец, Sanders и Kingsnorth [40] суммировали результаты 50 экспериментальных исследований, посвящённых образованию внутрибрюшных спаек в ответ на различные герниопротезы. Они указывают, что разные исследования дают противоречащие результаты – сетка, превосходящая другие в одном исследовании может оказаться хуже таких же сеток в другом исследовании. Очевидно, что играет роль не только материал протеза, но также полноценность фиксации, сохранность неадгезивного слоя (травматизация этого слоя – ошибка хирургической техники) и реактивность пациента.

Завершая обзор, следует подчеркнуть, что использование имплантатов – это один из основных компонентов современной реконструктивной хирургии брюшной стенки. Именно имплантаты являются технологической основой для разработки новых, в том числе минимально инвазивных методик реконструкции и герниопластики. Хотелось бы, чтобы пластические хирурги и герниологи теснее сотрудничали в этой области.

Литература / References

- 1 Recurrent Hernia: Prevention and Treatment. Schumpelick V., Fitzgibbons R.J. (Eds.), Springer 2007, 433 p.
- 2 Sperstad JB, Tennford MK, Hilde G, et al. Diastasis recti abdominis during pregnancy and 12 months after childbirth: prevalence, risk factors and report of lumbopelvic pain. Br J Sports Med. 2016; 50(17):1092-1096. <http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2016-096065>
- 3 Yumuk V, Tsigos C, Fried M. et al. European Guidelines for Obesity Management in Adults. Obes Facts. 2015; 8:402-424. <https://doi.org/10.1159/000442721>
- 4 Brauman D. Diastasis Recti: Clinical Anatomy. Plast Reconstr Surg. 2008; 122(5):1564-1569. <https://doi.org/10.1097/PRS.0b013e3181882493>
- 5 Blotta RM, Costa SS, Trindade EN, Meurer L, Maciel-Trindade MR. Collagen I and III in women with diastasis recti. Clinics (Sao Paulo). 2018; 73:e319. <http://dx.doi.org/10.6061/clinics/2018/e319>
- 6 Nechaeva G.I., Yakovlev V.M., Konev V.P. i dr. Displaziya soedinitel'noj tkani: osnovnye klinicheskie sindromy, formulirovka diagnoza, lechenie // Lechashchij vrach. – 2008. – № 2. – S. 22–28.
- 7 Köhler G, Luketina RR, Emmanuel K. Sutured repair of primary small umbilical and epigastric hernias: concomitant rectus diastasis is a significant risk factor for recurrence. World J Surg. 2015; 39(1):121-126. <https://doi.org/10.1007/s00268-014-2765-y>
- 8 Salahov H.S., Safin I.A., Nartajmakov M.A. i dr. Osobennosti lecheniya bol'shih gryzh zhivota posle verhnjej sredinnoj laparotomii // Klinicheskaya hirurgiya. – 1991. – № 2. – S.16–18.

- 9 Chevrel JP. The treatment of large midline incisional hernias by «overcoat» plasty and prothesis (author's transl.). *Nouv Presse Med.* 1979; 8(9):695-696.
- 10 Christoffersen MW, Helgstrand F, Rosenberg J, Kehlet H, Strandfelt P, Bisgaard T. Long-term recurrence and chronic pain after repair for small umbilical or epigastric hernias: a regional cohort study. *Am J Surg.* 2015; 209(4):725-732. <https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2014.05.021>
- 11 Burger JWA, Luijendijk RW, Hop WCJ, Halm JA, Verdaasdonk EGG, Jeekel J. Long-term follow-up of a randomized control trial of suture versus mesh repair of incisional hernia. *Ann Surg.* 2004; 240(4):578-585. <https://dx.doi.org/10.1097%2F01.sla.0000141193.08524.e7>
- 12 Den Hartog D, Dur A, Tuinebreijer W, Kreis RW. Open surgical procedure for incisional hernias. *Cochrane Database Syst Rev.* 2008; 16(3):CD006438. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006438.pub2>
- 13 Shell DH, de la Torre J, Andrades T, Vasconez LO. Open repair of ventral hernia incisions. *Surg Clin North Am.* 2008; 88(1):61-83. <https://doi.org/10.1016/j.suc.2007.10.008>
- 14 Luijendijk RW, Hop WC, van den Tol MP, de Lange DC, Braaksma MM, IJzermans JN, Boelhouwer RU, de Vries BC, Salu MK, Wereldsma JC, Bruijninx CM, Jeekel J. A comparison of suture repair with mesh repair for incisional hernia. *N Eng J Med.* 2000; 343(6):392-398. <https://doi.org/10.1056/NEJM200008103430603>
- 15 Zhukovskij V.A. Polimernye endoprotezy dlya gernioplastiki. – SPb.: Eskulap, 2011. – 104 s.
- 16 Sbrodov M.I., Bogdanov D.Yu., Kumukov M.B. Sovremennye implantacionnye sistemy v gerniolo-gii // *Endoskopicheskaya hirurgiya.* – 2013. – № 6. – S. 55–63.
- 17 Mamedov K.A., Titova G.P., Gulyaev A.A. i dr. Osobennosti morfologicheskikh izmenenij v poli-propilenovykh setchatykh implantatah pri vnutribryushnoj fiksacii // *Endoskopicheskaya hirurgiya.* – 2013. – № 5. – S. 24–27.
- 18 Amid PK, Shulman AG, Lichtenstein IL, Hakaha M. Biomaterials for abdominal wall hernia surgery and principles of their applications. *Langenbecks Archive Chir.* 1994; 379(3):168-171. <https://doi.org/10.1007/bf00680113>
- 19 Brown CN, Finch JG. Which mesh for hernia repair? *Ann R Coll Surg Engl.* 2010; 92(4):272-278. <https://dx.doi.org/10.1308%2F003588410X12664192076296>
- 20 Schumpelick, V. Hernia repair sequelae / V. Schumpelick, R.J. Fitzgibbons (Eds.). – Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010. – 529 P.
- 21 Pascual G, Rodriguez M, Gomez-Gil V, Garcia-Honduvilla N, Bujan J, Bello JM. Early tissue incorporation and collagen deposition in lightweight polypropylene meshes: bioassay in an experimental model of ventral hernia. *Surgery.* 2008; 144(3): 427-435. <https://doi.org/10.1016/j.surg.2008.04.005>
- 22 Bansal VK, Asuri K, Panaiyadiyan S, Kumar S, Subramaniam R, Ramachandran R, Sagar R, Misra MC. Comparison of absorbable versus nonabsorbable tackers in terms of long-term outcomes, chronic pain, and quality of life after laparoscopic incisional hernia repair: a randomized study. *Surg Laparosc Endosc Percutan Tech.* 2016; 26(6): 476-483. <https://doi.org/10.1097/SLE.0000000000000347>
- 23 Cobb WS, Burns JM, Kercher KW, Matthews BD, James Norton H, Todd Heniford B. Normal intraabdominal pressure in healthy adults. *J Surg Res.* 2005; 129(2):231-235. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2005.06.015>
- 24 Klosterhalfen B, Junge K, Klinge U. The lightweight and large porous mesh concept for hernia repair. *Expert Rev Med Devices.* 2005; 2(1): 103-117. <https://doi.org/10.1586/17434440.2.1.103>
- 25 Ribeiro WG, Rodrigues DVS, Atta FFM, Ramos ISF, Frazão FNS, Torres OJM, Pitombo MB. Comparative study of peritoneal adhesions after intraperitoneal implantation in rats of meshes of polypropylene versus polypropylene/poliglecaprone versus polyester/porcine collagen. *Acta Cir Bras.* 2019; 34(6):e201900603. <https://doi.org/10.1590/s0102-8650201900600000003>
- 26 Totten C, Becker P, Lourd M, Roth JS. Polyester vs polypropylene, do mesh materials matter? A meta-analysis and systematic review. *Med Devices (Auckl).* 2019; 12:369-378. <https://doi.org/10.2147/MDER.S198988>
- 27 Bellón JM. Revisión de una clasificación de materiales protésicos destinados a la reparación hemiaria: correlación entre estructura y comportamiento en los tejidos receptores. *Rev Hispanoam Hernia.* 2014; 2(2): 49-57. <http://dx.doi.org/10.1016/j.rehah.2014.02.002>
- 28 Emans PJ, Schreinemacher MH, Gijbels MJ, Beets GL, Greve JW, Koole LH, Bouvy ND. Polypropylene meshes to prevent abdominal herniation. Can stable coatings prevent adhesions in the long term? *Ann Bio-med Eng.* 2009; 37(2):410-418. <https://doi.org/10.1007/s10439-008-9608-7>
- 29 Stokes JB. Laparoscopic ventral hernia repair: mesh options and outcomes. *Semin Colon Rectal Surg.* 2009; 20:118-124.

- 30 Junge K., Binnebösel M., Rosch R., Jansen M., Kämmer D., Otto J., Schumpelick V., Klinge U. Adhesion formation of a polyvinylidene fluoride/polypropylene mesh for intra-abdominal placement in a rodent animal model. *Surgical Endoscopy* 23: 327-333.
- 31 Yu D, Patel AT, Rossi K, Topham NS, Chang EI. Comparison of Phasix, polypropylene, and primary closure of the abdominal donor site after bilateral free flap breast reconstruction: Long-term evaluation of abdominal hernia and bulge formation. *Microsurgery*. 2019 Dec 9. [Epub ahead of print] <https://doi.org/10.1002/micr.30541>
- 32 Miserez M, Jairam AP, Boersema GSA, Bayon Y, Jeekel J, Lange JF. Resorbable Synthetic Meshes for Abdominal Wall Defects in Preclinical Setting: A Literature Review. *J Surg Res*. 2019; May;237:67-75. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2018.11.054>
- 33 Primus FE., Harris HW. A critical review of biologic mesh use in ventral hernia repairs under contaminated conditions. *Hernia*. 2013; 17(1): 21-30. <https://doi.org/10.1007/s10029-012-1037-8>
- 34 Bittner R, Bain K, Bansal VK, et al. Update of Guidelines for laparoscopic treatment of ventral and incisional abdominal wall hernias (International Endohernia Society (IEHS)) – Part A. *Surg Endosc*. 2019; 33(10):3069-3139. <https://doi.org/10.1007/s00464-019-06977-7>
- 35 Brown RH, Subramanian A, Hwang CS, Chang S, Awad SS. Comparison of infectious complications with synthetic mesh in ventral hernia repair. *Am J Surg*. 2013; 205(2): 182-187. <https://doi.org/10.1016/j.amjsurg.2012.02.023>
- 36 Colon MJ, Telem DA, Chin E, Weber K, Divino CM, Nguyen SQ. Polyester composite versus PTFE in laparoscopic ventral hernia repair. *JLS*. 2011; 15(3): 305-308. <https://doi.org/10.4293/108680811X13125733356350>
- 37 Biondi A, Tropea A, Monaco G, Musmeci N, Zanghi G, Basile F. Complications in the laparoscopic treatment of primary and secondary hernias of the abdominal wall. *Ann Ital Chir*. 2010; 81(3): 193-198.
- 38 Jenkins ED, Yom V, Melman L, Brunt LM, Eagon JC, Frisella MM, Matthews BD. Prospective evaluation of adhesion characteristics to intraperitoneal mesh and adhesiolysis-related complications during laparoscopic re-exploration after prior ventral hernia repair. *Surg Endosc*. 2010; 24(12): 3002-3007. <https://doi.org/10.1007/s00464-010-1076-0>
- 39 Chelala E, Debardemaeker Y, Elias B, Charara F, Dessily M, Allé JL. Eighty-five redo surgeries after 733 laparoscopic treatments for ventral and incisional hernia: adhesion and recurrence analysis. *Hernia*. 2010; 14(2): 123-129. <https://doi.org/10.1007/s10029-010-0637-4>
- 40 Sanders DL, Kingsnorth AN. Prosthetic mesh materials used in hernia surgery. *Expert Rev Med Devices*. 2012; 9(2): 159-179. <https://doi.org/10.1586/erd.11.65>

Авторская справка

Матвеев Николай Львович

доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой экспериментальной и клинической хирургии медико-биологического факультета РНИМУ им. Н.И. Пирогова, Москва, Россия
e-mail: n.l.matveev@gmail.com

Макаров Сергей Анатольевич

кандидат медицинских наук, руководитель Городского центра инновационных медицинских технологий СПб ГБУЗ «Городская больница Святого Великомученика Георгия», Санкт-Петербург, Россия
e-mail: serzh_makarov00@mail.ru

Куприянова Алина Сергеевна

старший преподаватель кафедры хирургических болезней, Московский медицинский университет «Реавиз», Москва, Москва, Россия
e-mail: almalisa07@gmail.com

Армашов Вадим Петрович

кандидат медицинских наук, доцент кафедры экспериментальной и клинической хирургии медико-биологического факультета РНИМУ им. Н.И. Пирогова, Москва, Россия
e-mail: armashovvp@mail.ru

Статья поступила 20.05.2020
Одобрена после рецензирования 03.06.2020
Принята в печать 14.06.2020

Received May, 20th 2020
Approved after reviewing June, 3rd 2020
Accepted for publication June, 14th 2020