Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф.Войно-Ясенецкого" Министерства здравоохранения Российской Федерации

Кафедра общей хирургии им. проф. М.И. Гульмана

**РЕФЕРАТ ПО ТЕМЕ**

# **«Применение синтетических сеток в реконструкции брюшной стенки»**

 **выполнил ординатор 2 года обучения**

 **по пластической хирургии**

**Казакова Ю.И.**

**2022**

Использование сетчатого армирования брюшной стенки значительно изменило подход хирургов к лечению пациентов с грыжей. В частности, усилия по устранению послеоперационных дефектов, в первую очередь с помощью шовных или тканевых методов, привели к исключительно высокой частоте рецидивов. В наилучшем проспективном сравнении пластики швами и пластикой сеткой кумулятивная частота рецидивов за 3 года составила 43% только при наложении швов и 24% при использовании армирующей сетки. Частота рецидивов не зависела от размера дефекта. [1] Когда эти пациенты наблюдались в течение 10 лет, частота рецидивов составила 63% без сетки по сравнению с 32% с сеткой. Следует отметить, что критерием включения в данное исследование были срединные грыжи менее 6 см. [2] Несмотря на то, что частота обоих ремонтов высока, риск рецидива снижается вдвое при использовании сетки. Кроме того, методы и выбор сетки значительно улучшились за последние 15 лет, чтобы улучшить эти показатели. Концепция разделения компонентов, впервые описанная Albanese 3 в 1951 году и ставшая популярной благодаря Ramirez et al. [4] в 1990 году произвел революцию в способности хирургов реконструировать большие дефекты брюшной стенки, которые ранее не поддавались лечению. За последние два десятилетия были описаны многочисленные модификации техники мобилизации прямых мышц живота по направлению к средней линии с целью минимизации осложнений после ран. [5–7] Кроме того, использование армирующей сетки в сочетании с разделением компонентов еще больше снизило частоту рецидивов сложной реконструкции брюшной стенки. [8 , 9].

Использование сетки, безусловно, имеет свои особенности. Однако отказываться от его использования и ждать дней восстановления чистой ткани очень близоруко. Популяционный анализ операций послеоперационной грыжи в штате Вашингтон в США показывает, что частота рецидивов не уменьшилась при использовании сетки за период исследования. Частота повторных послеоперационных грыж составила 23,8% после первой пластики, увеличиваясь до 38,7% после третьей. Прежде чем осуждать пластику сеткой, важно отметить, что риск рецидива был на 24,1% выше, если сетка не использовалась. [10] При рассмотрении ретроспективного обзора тканевой пластики Mayo «жилет поверх штанов» частота рецидивов составила 54% при среднем периоде наблюдения 5,7 года. Это исследование было 10-летним опытом в Германии с последующим наблюдением 84%.11 Другой 10-летнийобзориз Нидерландов показал аналогичную частоту рецидивов более 50%, а размер был независимым предиктором рецидива. Дефекты менее 3 см повторялись в 31% случаев. Когда размер дефекта увеличился до > 12 см, частота рецидивов возросла до 78%. [12] Хирурги должны помнить, что армирование брюшной стенки сеткой теперь дает нам возможность устранять обширные дефекты брюшной стенки, которые ранее были неустранимы только с помощью тканевых методов.

Усовершенствования в технологии биоматериалов значительно расширили возможности и типы сеток, доступных для имплантации. Синтетическая сетка состоит из постоянных, рассасывающихся и разделяющих ткани конструкций длительного действия. Опасность инфекции в области хирургического вмешательства и место имплантации сетки — два фактора, влияющих на выбор сетки. Знание свойств и характеристик сетки, влияющих на ее установку, крайне важно для хирурга, чтобы сделать правильный выбор и смягчить потенциальные инфекционные осложнения.

ПОСТОЯННАЯ (АЛЛОПЛАСТИКОВАЯ) СЕТКА

Полимеры, из которых состоит постоянная синтетическая сетка, представляют собой полипропилен (ПП), полиэстер и политетрафторэтилен.

ПП представляет собой пластиковый полимер, состоящий из углеродной цепи с водородными и метильными группами. Из него выдавливается мононить, которая затем вяжется в сетчатую конструкцию. Usher впервые описал использование полипропилена для пластики послеоперационной грыжи в 1958 году. Ранее тканая конструкция сетки из полипропилена приводила к распутыванию сетки при ее разрезании; поэтому больше всего сегодня вяжут ПП сетку. Совсем недавно в полипропиленовую сетку были внесены модификации для улучшения включения биоматериала после имплантации. Полипропиленовая сетка имеет «вес» волокна, зависящий от количества полипропилена в нити. Помимо веса, сетка имеет пористость в зависимости от архитектуры. Полипропиленовая сетка, как правило, лучше подходит для сохранения сетки при воздействии бактерий, при этом в некоторых сериях степень утилизации достигает 100%. [13 ,14] Вероятно, это связано с тем, что сетчатая конструкция выполнена из моноволокна, а в недавних сериях — с более крупными промежутками в сетках легкого и среднего веса (MW). По нашему опыту с крупнопористой полипропиленовой сеткой в ​​ретромускулярном пространстве эксплантация сетки почти всегда является результатом интраабдоминальных осложнений, таких как несостоятельность анастомоза, что требует повторной операции, а не напрямую связана с сеткой. [15 , 16] Полипропиленовая сетка относительно недорогая, что делает ее наиболее часто используемой постоянной синтетической тканью для пластики грыжевых дефектов.

Полиэстер или полиэтилентерфталат (ПЭТ) — это мягкий эластичный материал, используемый для изготовления сетки. Это гидрофильный полимер, из которого можно сформировать моно- или мультифиламентную нить. Исторически сложилось так, что сетка ПЭТ использовалась Рене Стоппа в его знаменательной статье, описывающей предбрюшинное усиление висцерального мешка для пластики сложной паховой грыжи. В 1998 г. Лебер и соавт. [17] осудил использование полиэстера для пластики послеоперационной грыжи. Непокрытая мультифиламентная сетка в этом исследовании привела к большему количеству адгезивных кишечных непроходимостей, кишечных свищей и инфекции, чем аналоги из полипропилена и вспененного политетрафторэтилена (ПТФЭ). Следует отметить, что общее количество пациентов, получивших сетку ПЭТ, составило 32 (16%), и было неясно, какой процент каждого типа сетки был установлен в качестве накладки по сравнению с подкладкой. [17] Было показано, что мультифиламентная сетка образует биопленку большей плотности и ингибирует эффективность хозяина и антибиотика в отношении очистки от бактерий. [18] Клинически инфицирование мультифиламентной полиэфирной сетки имеет низкий уровень излечения, о чем сообщалось в нескольких сериях исследований. [13–15] Модели инфекции протезов in vivo демонстрируют аналогичную картину. Используя крысиную модель и инокулят MRSA, Blatnik et al. [19] продемонстрировал 80-91% элиминацию бактерий при использовании моноволокна ПП и полиэфира (ПЭ), в то время как комплекс полифиламента очистил только 36% от MRSA.

ПТФЭ состоит из углеродной основы с прочными связями с плотно упакованными атомами фтора. Было обнаружено, что при сочетании тепла и быстрого расширения ПТФЭ может быть модифицирован в прочный лист сетки, который представляет собой расширенную версию, которая используется для пластики грыжи с 1983 года. Вспененный политетрафторэтилен (вПТФЭ) чрезвычайно микропорист по сравнению с ПП или ПЭТ сетки. Эта особенность хорошо помогает противостоять образованию спаек при внутрибрюшинном размещении. В нескольких клинических повторных исследованиях эПТФЭ продемонстрировал меньшую площадь спаек на сетках из чистого эПТФЭ, и адгезии значительно менее прочны, чем с другими полимерами с покрытием. [20] Чистый эПТФЭ остается лучшим вариантом для внутрибрюшинного введения с точки зрения устойчивости к адгезии. Однако при размере пор порядка микрона макрофаги не могут проникнуть в материал после бактериального загрязнения. В результате ePTFE практически невозможно спасти, если он подвергается воздействию бактерий. Сетчатые конструкции с чистым эПТФЭ или в сочетании со слоем полипропилена должны быть удалены в случае инфицирования, особенно если они были установлены во время открытой пластики вентральной грыжи. [21 , 22]. ПТФЭ также можно превратить в нить, из которой можно вязать сетку. Пористость материала тогда сравнима с его аналогами из полипропилена и полиэтилентерефталата с теоретическими преимуществами прочности и уменьшенного образования адгезии.

СЕТЧАТАЯ СТРУКТУРА

Переплетение нитей с образованием плоского листа сетки приводит к структурным особенностям, которые влияют на биосовместимость сетки для герниопластики. Вес сетки, или плотность, и размер пор сетчатого трикотажа являются двумя такими важными характеристиками. Клинге и др. [23] продемонстрировали, что биоматериалы с большим размером пор и уменьшенным содержанием полипропилена демонстрируют уменьшение воспаления и фиброза с микроскопическими признаками нормальной заживающей ткани по сравнению с более плотными материалами, содержащими полипропилен. [23] На клеточном уровне измерения апоптоза и пролиферации были повышены в группах с тяжелыми (HW) сетками, что подразумевает повышенный объем клеточного оборота. Более легкая сетка, по-видимому, демонстрирует более физиологический уровень оборота. Сетки с уменьшенным весом обещают меньшую реакцию на инородные тела, лучшую податливость и меньшее сжатие (или усадку) материала. Классификация того, что представляет собой легкую, среднюю и тяжелую сетку, расплывчата. Несколько авторов предложили схемы классификации. [24 , 25] Хотя это разумно, проще говоря, сетки HW имеют вес более 90 г/м 2 ; легкие (LW) сетки определяются как вес менее 35 г/м 2и средние, или MW сетки, составляют от 35 до 90 г/м 2 .

Клинические данные говорят в пользу использования сетки с уменьшенным весом при пластике паховой грыжи. В рандомизированных контролируемых исследованиях, в которых сравнивали сетки LW и HW для пластики по Лихтенштейну, у пациентов, получавших сетку LW, было меньше хронической боли и ощущения инородного тела. Частота рецидивов одинакова между группами. [26] Метаанализ, охватывающий более 2100 пациентов, перенесших лапароскопическую пластику паха, продемонстрировал меньшее количество хронической боли в паху, скованности в паху и ощущения инородного тела. Частота рецидивов была одинаковой как для легких, так и для тяжелых сеток. [27] Более длительное последующее исследование показывает более высокую частоту рецидивов при использовании сетки LW при полностью внебрюшинной лапароскопической паховой пластике. По результатам 5-летнего периода частота рецидивов составила 3,8% при использовании сетки LW по сравнению с 1,1% при использовании сетки HW. Это различие было более значительным при использовании сетки LW для прямых паховых дефектов. [28]

К сожалению, результаты использования сетки LW не столь благоприятны при пластике вентральной грыжи. В проспективном исследовании, оценивающем вес сетки при открытой вентральной пластике грыжи, у пациентов, получавших сетку MW, было меньше поверхностных инфекций в области хирургического вмешательства и более короткая продолжительность госпитализации. В группе с сеткой LW качество жизни было хуже через 6 и 12 месяцев. [29] Дополнительным поводом для беспокойства при использовании сетки LW при пластике послеоперационной грыжи является несостоятельность или перелом центральной части сетки. В обзоре открытого ретромускулярного размещения сетки при послеоперационной грыже рецидив после использования сетки LW составил 22,9% по сравнению с 10,6% для сетки MW. Механизмом рецидива был центральный перелом сетки примерно в половине этих случаев (46,5%). 15Также сообщалось об опасениях, что сетка выйдет из строя при использовании LW, моноволоконной полиэфирной сетки. Частота перелома сетки, приводящего к рецидиву, составила 19% после ретроректальной пластики с фасциальным закрытием. [30] Несмотря на то, что наука подтвердила обоснованность использования сетки с уменьшенным весом в неотложной модели пластики грыжи, непрекращающийся поиск более легких материалов привел к повышенному риску отказа сетки с течением времени, предположительно из-за непредвиденных хронических моделей отказа.

Сетчатые конструкции имеют пористость, определяемую размерами отверстий трикотажа. Размер пор протезной сетки оказывает важное влияние на биосовместимость инородного тела после имплантации. Исследование in vivo после имплантации сетки HW и экспериментальной сетки LW PP продемонстрировало значительное увеличение отложения общего и зрелого коллагена I типа с LW, содержащим более крупные поры. Прочность на растяжение крупнопористой сетки увеличилась после 30-дневной имплантации собаке, в то время как у сетки HW с меньшими порами она осталась неизменной. 31Аналогичное исследование оценивало HW, мелкопористую сетку Marlex, и LW, крупнопористую сетку Vypro с рассасывающимся компонентом. Крупнопористая сетка была интегрирована в рыхлую сеть перифиламентозного фиброза с жировой тканью между ними. Напротив, мелкопористая сетка была полностью включена в перифиламентарные гранулемы и рубцовую ткань, которые закрывали все поры диаметром менее 1 мм. [23] Похоже, что большее расстояние между порами препятствует способности «перекрывать фиброз», способствуя улучшению податливости и теоретически менее пассивному сжатию биоматериала. Размер пор, по-видимому, более важен, чем вес материала, для улучшения включения материала в тело. В модели кролика полипропиленовая сетка с размером пор более 3 мм демонстрирует большее отложение коллагена типа I и типа III. Кроме того, сетка с более крупными порами демонстрирует более быстрое преобразование в коллаген типа I (зрелый). [32] В дополнение к большему размеру пор поры гексагональной формы способствуют лучшей интеграции хозяина и более высокой механической прочности врастания. [33] Все эти наблюдения не зависят от веса сетки. Можно с уверенностью сказать, что стремление уменьшить плотность сетчатых материалов закрыто, и основное внимание следует уделять максимальному увеличению размера и формы пор при сохранении адекватной прочности сетчатой ​​конструкции на разрыв.

## РЕЗОРБИРУЕМАЯ СИНТЕТИЧЕСКАЯ СЕТКА ДЛИТЕЛЬНОГО ДЕЙСТВИЯ

Синтетические рассасывающиеся материалы возродились в качестве предложения хирургам по поводу грыж. Эти материалы доступны уже много лет и состоят из синтетического полимера, вплетенного в сетчатую конструкцию. В настоящее время доступные рассасывающиеся или биорассасывающиеся сетки длительного действия состоят из некоторых составов полигликолевой кислоты (PGA), полимолочной кислоты (PLA), триметилкарбоната (TMC) или поли-4-гидроксибутурата (P4HB). PGA представляет собой гидрофильный полимер, который быстро разлагается. PLA имеет более медленный профиль поглощения и повышает механическую прочность в сочетании с PGA. TMC можно комбинировать с сетчатыми конструкциями PGA или PLA для повышения эластичности материала. P4HB представляет собой природный полигидроксиалканоат, синтезируемый Escherichia coli. К12. P4HB производится в процессе ферментации, а не путем химического синтеза. Это прочный и гибкий материал для поддержки тканей. [34]

Биорассасывающаяся сетка предназначена для временного укрепления брюшной стенки и обеспечивает врастание нативной ткани без остатка постоянного материала в операционном поле. Хотя использование этих материалов часто связано с контаминацией раны, инструкции по применению не предлагают это применение, поскольку для этого показания нет одобрения Управления по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов. Привлекательной особенностью резорбируемых сетчатых конструкций длительного действия является их предсказуемый и последовательный профиль деградации. PGA и PLA гидролизуются по циклу Кребса и превращаются в углекислый газ и воду. Гидролиз P4HB дает 4HB, который является распространенным метаболитом в организме человека. Деградация имплантата P4HB происходит за счет поверхностной эрозии. [34] ТМС устойчива к гидролизу и ферментативно расщепляется посредством поверхностной эрозии и макрофагов. Содержание различных полимеров может быть изменено, чтобы получить желаемый временной профиль поглощения для биосинтетической сетки. [35]

Для конструкции PGA/TMC in vitro оценка связанной с сеткой активности моноцитов и макрофагов выявляет значительно меньшую продукцию хемотаксических провоспалительных цитокинов (IL-1β, IL-6, IL-8, фактор роста эндотелия сосудов), чем у биологических сеток, полученных из дермы человека. [36] Что касается отложения коллагена, используя модель кролика, сетка PGA/TMC продемонстрировала количественно большее отложение коллагена типа I через 30 дней после имплантации по сравнению с кожными биологическими трансплантатами человека и свиньи. Кроме того, наблюдалось значительно большее врастание фибробластов и сосудов до 180 дней в биорассасывающуюся сетку по сравнению с ее биологическими аналогами. [37] Для P4HB механическая прочность брюшной стенки крыс была значительно выше после имплантации как сетки P4HB, так и заглушки. 38 В модели свиньи сетка P4HB показала большую прочность сетки/репарации, чем восстановление свиным дермальным трансплантатом. В биологических трансплантатах было меньше неоваскуляризации и значительно больше воспаления, чем в случае сетки P4HB. [39]

Недавно опубликованное исследование COBRA является единственным опубликованным исследованием синтетической рассасывающейся сетки при пластике вентральной грыжи с загрязненными и чистыми загрязнениями. Перед проведением этого исследования от Управления по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов было получено разрешение на использование исследовательского устройства. В этой серии сетку PGA/TMC предпочтительно помещали в ретропрямокишечное пространство для усиления реконструкции брюшной стенки. Частота возникновения в области хирургического вмешательства составила 28%, при этом 18% инфекций в области хирургического вмешательства и частота рецидивов 17% в течение 2 лет. [40] Это очень выгодно по сравнению с аналогичным исследованием RICH, в котором свиная биологическая сетка использовалась для пластики вентральной грыжи, в котором сообщалось о частоте возникновения хирургического вмешательства 66%, а частота рецидивов через 2 года составила 28%. 41Важно уточнить, что в биологическом испытании во внутрибрюшинное пространство было помещено больше сеток, чем с биорассасывающимися сетками (46% против 10%), и в биологической группе было 20% мостовидных протезов без мостов с использованием биосинтетической сетки. Для реконструкции брюшной стенки сеткой P4HB предварительные результаты проспективного исследования у чистых пациентов с высоким риском, перенесших пластику вентральной грыжи с использованием сетки P4HB в ретроректальной (73%) или накладной (27%) позиции, продемонстрировали частоту рецидивов 9% в 18 лет. -месячное сопровождение. [42]

ТКАНЕРАЗДЕЛИТЕЛЬНАЯ СЕТКА

Размещение постоянной синтетической сетки во внутрибрюшинном положении имеет свои особенности. В группе пациентов, перенесших лапаротомию после установки непокрытой внутрибрюшинной полипропиленовой сетки, частота резекций тонкой кишки составила 20%, а наличие кишечно-кожных фистул — 5%. У пациентов с ранее установленной в предбрюшинное пространство полипропиленовой сеткой подобных осложнений не было. [43] Более крупный обзор 1124 пациентов, перенесших плановую хирургию грыжи, проведенный Национальной программой повышения качества хирургии, показывает, что предыдущая пластика сеткой значительно увеличивает частоту энтеротомии или незапланированной резекции кишечника. [44] Риск необходимости последующей лапаротомии после лапароскопической грыжи составляет 17% за 10-летний опыт у 733 пациентов, которым ранее выполнялась лапароскопическая пластика послеоперационной грыжи сеткой. Риск энтеротомии у этих пациентов составляет 4%, вторичного инфицирования сетки — 2,4%. 45 Учитывая приведенные выше цифры, если синтетическая сетка должна быть помещена внутрибрюшинно, она должна иметь слой, разделяющий ткани, чтобы помочь уменьшить потенциальные спайки.

Заживление брюшины после травмы представляет собой фибрин-опосредованный процесс, который варьируется от пациента к пациенту. Есть надежда, что неоперитонеальный слой покроет сетку, чтобы предотвратить спайки, эрозии и свищи на окружающих внутренних органах. Время формирования этого мезотелиального слоя является спорным. В модели на крысах между раневой поверхностью брюшины и слепой кишкой помещали силиконовую прокладку. Идеальное время защиты для минимизации образования спаек составляет 36 часов. [46] Заживление брюшины, происходящее после травмы, у человека чрезвычайно сложно. Первоначально фибрин и нейтрофилы перемещаются и доминируют в течение первых 3 дней. За этой фазой следуют макрофаги, которые являются преобладающими клетками до 5 дней, пока их не возьмут на себя мезотелиальные клетки. [47] Таким образом, любой барьер должен присутствовать в идеале не менее 7 дней.

Существует множество постоянных и рассасывающихся материалов, которые используются в качестве адгезивных барьеров.  Существует множество исследований, в которых рекламируется эффективность различных покрытий на животных моделях. Однако имеется несколько исследований, в которых сравнивается клиническая эффективность этих продуктов. В одном из лучших проспективных клинических испытаний оценивали спайки с ранее установленной внутрибрюшинной сеткой во время лапароскопии «второго взгляда». У 69 пациентов спайки были менее прочными при использовании сеток из чистого вПТФЭ. Площадь спаек и время до спаечного процесса были меньше у сеток из вПТФЭ по сравнению с композитной сеткой из вПТФЭ и полипропилена, но не с рассасывающимися барьерными сетками. Осложнения висцерального повреждения возникли у 2 пациентов, оба из которых имели непокрытую полипропиленовую сетку [20].

Синтетическая сетка произвела настоящую революцию в возможностях хирурга работать с дефектами брюшной стенки. Были достигнуты многочисленные успехи в области биоматериалов, улучшающих их биосовместимость после имплантации. Хирурги должны быть хорошо осведомлены о сетках, которые они используют, чтобы оптимизировать свои результаты и минимизировать осложнения после реконструкции брюшной стенки.

**Литература.**

1. Luijendijk RW, Hop WC, van den Tol MP, et al.A comparison of suture repair with mesh repair for incisional hernia. N Engl J Med. 2000;343:392398.

2. Burger JW, Luijendijk RW, Hop WC, et al.Long-term follow-up of a randomized controlled trial of suture versus mesh repair of incisional hernia. Ann Surg. 2004;240:578583; discussion 583.

3. Albanese ARLas incisions de descarga en las eventraciones xifo-umbilicales gigantes. Rev Assoc Med Argent. 1951;65:376378.

4. Ramirez OM, Ruas E, Dellon AL“Components separation” method for closure of abdominal-wall defects: an anatomic and clinical study. Plast Reconstr Surg. 1990;86:519526.

5. Lowe JB, Garza JR, Bowman JL, et al.Endoscopically assisted “components separation” for closure of abdominal wall defects. Plast Reconstr Surg. 2000;105:720729; quiz 730.

6. Saulis AS, Dumanian GAPeriumbilical rectus abdominis perforator preservation significantly reduces superficial wound complications in “separation of parts” hernia repairs. Plast Reconstr Surg. 2002;109:22752280; discussion 2281.

7. Janis JE, Khansa IEvidence-based abdominal wall reconstruction: the Maxi-Mini approach. Plast Reconstr Surg. 2015;136:13121323.

8. Butler CE, Campbell KTMinimally invasive component separation with inlay bioprosthetic mesh (MICSIB) for complex abdominal wall reconstruction. Plast Reconstr Surg. 2011;128:698709.

9. Novitsky YW, Elliott HL, Orenstein SB, et al.Transversus abdominis muscle release: a novel approach to posterior component separation during complex abdominal wall reconstruction. Am J Surg. 2012;204:709716.

10. Flum DR, Horvath K, Koepsell THave outcomes of incisional hernia repair improved with time? A population-based analysis. Ann Surg. 2003;237:129135.

11. Paul A, Korenkov M, Peters S, et al.Unacceptable results of the Mayo procedure for repair of abdominal incisional hernias. Eur J Surg. 1998;164:361367.

12. Luijendijk RW, Lemmen MH, Hop WC, et al.Incisional hernia recurrence following “vest-over-pants” or vertical Mayo repair of primary hernias of the midline. World J Surg. 1997;21:6265; discussion 66.

13. Petersen S, Henke G, Freitag M, et al.Deep prosthesis infection in incisional hernia repair: predictive factors and clinical outcome. Eur J Surg. 2001;167:453457.

14. Berrevoet F, Vanlander A, Sainz-Barriga M, et al.Infected large pore meshes may be salvaged by topical negative pressure therapy. Hernia. 2013;17:6773.

15. Cobb WS, Warren JA, Ewing JA, et al.Open retromuscular mesh repair of complex incisional hernia: predictors of wound events and recurrence. J Am Coll Surg. 2015;220:606613.

16. Carbonell AM, Criss CN, Cobb WS, et al.Outcomes of synthetic mesh in contaminated ventral hernia repairs. J Am Coll Surg. 2013;217:991998.

17. Leber GE, Garb JL, Alexander AI, et al.Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. Arch Surg. 1998;133:378382.

18. Engelsman AF, van der Mei HC, Busscher HJ, et al.Morphological aspects of surgical meshes as a risk factor for bacterial colonization. Br J Surg. 2008;95:10511059.

19. Blatnik JA, Krpata DM, Jacobs MR, et al.In vivo analysis of the morphologic characteristics of synthetic mesh to resist MRSA adherence. J Gastrointest Surg. 2012;16:21392144.

20. Jenkins ED, Yom V, Melman L, et al.Prospective evaluation of adhesion characteristics to intraperitoneal mesh and adhesiolysis-related complications during laparoscopic re-exploration after prior ventral hernia repair. Surg Endoscopy. 2010;24:30023007.

21. Hawn MT, Gray SH, Snyder CW, et al.Predictors of mesh explantation after incisional hernia repair. Am J Surg. 2011;202:2833.

22. Cobb WS, Carbonell AM, Kalbaugh CL, et al.Infection risk of open placement of intraperitoneal composite mesh. Am Surg. 2009;75:762767; discussion 767.

23. Klinge U, Klosterhalfen B, Birkenhauer V, et al.Impact of polymer pore size on the interface scar formation in a rat model. J Surg Res. 2002;103:208214.

24. Coda A, Lamberti R, Martorana SClassification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial. Hernia. 2012;16:920.

25. Earle DB, Mark LAProsthetic material in inguinal hernia repair: how do I choose? Surg Clin North Am. 2008;88:179201, x.

26. Uzzaman MM, Ratnasingham K, Ashraf NMeta-analysis of randomized controlled trials comparing lightweight and heavyweight mesh for Lichtenstein inguinal hernia repair. Hernia. 2012;16:505518.

27. Sajid MS, Kalra L, Parampalli U, et al.A systematic review and meta-analysis evaluating the effectiveness of lightweight mesh against heavyweight mesh in influencing the incidence of chronic groin pain following laparoscopic inguinal hernia repair. Am J Surg. 2013;205:726736.

28. Roos M, Bakker WJ, Schouten N, et al.Higher recurrence rate after endoscopic totally extraperitoneal (TEP) inguinal hernia repair with Ultrapro lightweight mesh: 5-year results of a randomized controlled trial (TUP-trial). Ann Surg. 2018;268:241246.

29. Groene SA, Prasad T, Lincourt AE, et al.Prospective, multi-institutional surgical and quality-of-life outcomes comparison of heavyweight, midweight, and lightweight mesh in open ventral hernia repair. Am J Surg. 2016;212:10541062.

30. Petro CC, Nahabet EH, Criss CN, et al.Central failures of lightweight monofilament polyester mesh causing hernia recurrence: a cautionary note. Hernia. 2015;19:155159.

31. Greca FH, de Paula JB, Biondo-Simões ML, et al.The influence of differing pore sizes on the biocompatibility of two polypropylene meshes in the repair of abdominal defects. Experimental study in dogs. Hernia. 2001;5:5964.

32. Pascual G, Rodríguez M, Gomez-Gil V, et al.Early tissue incorporation and collagen deposition in lightweight polypropylene meshes: bioassay in an experimental model of ventral hernia. Surgery. 2008;144:427435.

33. Lake SP, Ray S, Zihni AM, et al.Pore size and pore shape—but not mesh density—alter the mechanical strength of tissue ingrowth and host tissue response to synthetic mesh materials in a porcine model of ventral hernia repair. J Mech Behav Biomed Mater. 2015;42:186197.

34. Le Meur S, Zinn M, Egli T, et al.Poly(4-hydroxybutyrate) (P4HB) production in recombinant Escherichia coli: P4HB synthesis is uncoupled with cell growth. Microb Cell Fact. 2013;12:123.

35. Kim M, Oommen B, Ross SW, et al.The current status of biosynthetic mesh for ventral hernia repair. Surg Technol Int. 2014;25:114121.

36. Orenstein SB, Qiao Y, Kaur M, et al.Human monocyte activation by biologic and biodegradable meshes in vitro. Surg Endosc. 2010;24:805811.

37. Zemlyak A, Colavita P, Tsirline V, et al.Absorbable glycolic acid/ trimethylene carbonate synthetic mesh demonstrates superior in-growth and collagen deposition. Poster Presentation, Abdominal Wall Reconstruction Conference, June 13–16, 2012.

38. Deeken CR, Matthews BDCharacterization of the mechanical strength, resorption properties, and histologic characteristics of a fully absorbable material (poly-4-hydroxybutyrate-PHASIX mesh) in a porcine model of hernia repair. ISRN Surg. 2013;2013:238067.

39. Scott JR, Deeken CR, Martindale RG, et al.Evaluation of a fully absorbable poly-4-hydroxybutyrate/absorbable barrier composite mesh in a porcine model of ventral hernia repair. Surg Endosc. 2016;30:36913701.

40. Rosen MJ, Bauer JJ, Harmaty M, et al.Multicenter, prospective, longitudinal study of the recurrence, surgical site infection, and quality of life after contaminated ventral hernia repair using biosynthetic absorbable mesh: the COBRA study. Ann Surg. 2017;265:205211.

41. Itani KM, Rosen M, Vargo D, et alRICH Study Group. Prospective study of single-stage repair of contaminated hernias using a biologic porcine tissue matrix: the RICH study. Surgery. 2012;152:498505.

42. Roth JS, Anthone GJ, Selzer DJ, et al.Prospective evaluation of poly-4-hydroxybutyrate mesh in CDC classI/high-risk ventral and incisional hernia repair: 18-month follow-up. Surg Endoscopy. 2018;32:19291936.

43. Halm JA, de Wall LL, Steyerberg EW, et al.Intraperitoneal polypropylene mesh hernia repair complicates subsequent abdominal surgery. World J Surg. 2007;31:423429; discussion 430.

44. Gray SH, Vick CC, Graham LA, et al.Risk of complications from enterotomy or unplanned bowel resection during elective hernia repair. Arch Surg. 2008;143:582586.

45. Patel PP, Love MW, Ewing JA, et al.Risks of subsequent abdominal operations after laparoscopic ventral hernia repair. Surg Endosc. 2017;31:823828.

46. Harris ES, Morgan RF, Rodeheaver GTAnalysis of the kinetics of peritoneal adhesion formation in the rat and evaluation of potential antiadhesive agents. Surgery. 1995;117:663669.

47. diZerega GSBiochemical events in peritoneal tissue repair. Eur J Surg. 1997;577:1016.