



© М. Ю. Гвоздев

СИНТЕТИЧЕСКИЕ МАТЕРИАЛЫ В УРОГИНЕКОЛОГИИ

Кафедра урологии ГБОУ ВПО МГМСУ
им. А. И. Евдокимова МЗ РФ, г. Москва

УДК: 618.1+616.6]-089

■ Данный обзор посвящен использованию синтетических материалов в урогинекологии. Приводятся исторические данные, а также сведения о химическом строении и производстве полимеров, классификации и использовании их в медицине и, в частности, в урогинекологии в настоящее время. Показана ведущая роль полипропилена в лечении недержания мочи и пролапса гениталий.

■ **Ключевые слова:** синтетическая сетка; полипропилен; пролен; классификация синтетических сетчатых материалов; свободная синтетическая петля; недержание мочи; пролапс.

История вопроса

В 1931 году во время раскопок захоронений майя в Гондурасе археологи обнаружили скелет молодой женщины, жившей приблизительно в 600 году н. э. Данная находка вызвала значительный интерес благодаря одному обстоятельству. В нижней челюсти археологи обнаружили 3 кусочка коралла, которые располагались на месте 3 выпавших зубов. Большинство ученых посчитало, что эти «зубы» были имплантированы уже после смерти, как это делалось, например, в Древнем Египте. Однако в 1970 году к этому вопросу вернулись вновь, и челюсть была повторно исследована. Анализ выполненных рентгенограмм показал, что характер компактного костного вещества вокруг зубных ячеек позволяет говорить о прижизненной имплантации этих протезов.

Эта небольшая история свидетельствует о том, что идея замены утратившего свою функцию органа или ткани витала в головах людей с давних времен. Современную медицину уже невозможно представить без имплантируемых в организм человека материалов. Они играют важную роль в стоматологии, пластической хирургии, ортопедии, кардиохирургии, офтальмологии и, конечно, урогинекологии. Кроме того, нельзя забывать про современный шовный материал, который в подавляющем большинстве случаев состоит из синтетических компонентов.

Принципиально все вживляемые в организм человека объекты можно разделить на две группы — трансплантаты и имплантаты. В отличие от трансплантатов, которые являются предметом изучения такого раздела медицины, как трансплантология, имплантаты являются объектами искусственного, синтетического происхождения.

Если в основу классификации имплантатов положить их химическую структуру, то все имплантаты можно разделить на металлы, полимеры, керамические изделия и композитные материалы. В урогинекологии на сегодняшний день нашли применение полимеры. Именно о них речь пойдет ниже.

Как известно из курса органической химии, полимеры это высокомолекулярные вещества, состоящие из мономерных звеньев — повторяющихся структурных фрагментов. Переход от низкомолекулярного соединения к полимеру происходит в результате роста числа повторяющихся звеньев. При этом заметно изменяются физические и химические свойства получаемого вещества. Если при добавлении очередного мономерного звена молекулярные свойства не изменяются, то с этого момента соединение становится полимером.

Ряд природных веществ относится к полимерам — нуклеиновые кислоты, белки, полисахариды. Что же касается синтетических полимеров, то их получают путем переработки природных органических полимеров в искусственные поли-

мерные материалы или же в результате реакции полимеризации или поликонденсации на основе простейших соединений элементов органического происхождения. Гораздо более распространенным является второй путь получения полимеров.

Принципиально процесс производства полимера можно представить следующим образом. На первом этапе происходит синтез полимерной молекулы из мономерных звеньев. На втором этапе к готовой молекуле присоединяют ряд дополнительных молекул. Роль таких «добавок» исключительно важна. Именно они зачастую определяют уникальные свойства полимера, которые в дальнейшем и находят свое применение. Например, добавление антиоксидантов обеспечит защиту от действия озона или кислорода, а пигменты будут обуславливать окраску полимерного вещества. Компании-производители нередко держат в строгом секрете состав таких дополнительных веществ, публикуя только первичную структуру полимера.

На заключительном этапе производства полученное полимерное вещество пропускается через специальное устройство, которое называется экструдер. Оно продавливает расплав материала через формуемое отверстие. В результате из первичной массы образуются волокна, из которых возможно плетение сетки.

Первая волна промышленного производства полимеров пришла на 20-е годы XX века. Одним из таких полимеров был полиметилметакрилат, известный сейчас как оргстекло. Этот полимер первым нашел свое применение в медицине, и, в частности, более 20 лет применялся при протезировании головки бедренной кости, костного цемента, клапанов сердца, искусственной радужки, хрусталика и многого другого. Приблизительно в этот период начались первые попытки решения с помощью новых синтетических материалов одной из давних проблем в хирургии. Речь идет о лечении грыж.

Проблема лечения грыж, будь то паховых, пупочных или бедренных, оставалась нерешенной на протяжении столетий. Прорыв в герниологии связывают с работами итальянского хирурга Bassini, который в 1887 году опубликовал предложенный им способ лечения паховых грыж. В течение последующих лет было предложено множество различных методик герниопластики, однако все они во многом являлись модификацией предложенного Bassini способа. Тем не менее оставалась проблема рецидива грыж после хирургического лечения. Главной причиной рецидива являлось значительное натяжение тканей, которое возникало при сшивании тканей. Конечным этапом развития техники пластики местными тканями,

которая давала бы наименьшее натяжение, явилась предложенная Shouldice в 40-х годах XX века послойная пластика, актуальная и по сей день. Однако все это время хирургов не покидала идея использования дополнительных материалов для пластики задней стенки пахового канала, который можно было бы размещать в виде заплаты.

Первые работы в этом направлении восходят к началу XX века. Первоначально предлагалось использовать лоскуты из широкой фасции бедра и прямой мышцы живота. В дальнейшем были попытки использовать трансплантаты из надкостницы, кожи, портняжной мышцы. Однако они не нашли широкого применения. Первые попытки применения синтетических материалов в лечении грыж пришлось на 40-е годы.

В период с 40-х до 60-х годов химия полимеров переживала один из наиболее бурных этапов своего развития. Большое число разнообразных синтезированных полимеров позволило создать первые аппараты для диализа, искусственные клапаны сердца, кардиостимуляторы, сосудистые протезы, имплантаты молочных желез. В 50-е годы произошло важное событие в мире химии полимеров. Осенью 1953 года группой немецких химиков под руководством Карла Циглера были открыты и запатентованы катализаторы на основе титана. Это привело к появлению полимерных материалов на основе полиолефинов и прежде всего полипропилена. Затем были внедрены в массовое производство полиуретаны — наиболее распространенные герметики, адгезивные и пористые мягкие материалы (поролон), а также полисилоксаны — различные виды силикона. Для синтеза упорядоченных (стереорегулярных) полимеров катализаторы были использованы итальянцем Джулио Наттой, дружившим и сотрудничавшим с Циглером с 1940-х годов и убедившим компанию Montecatini, где Натта работал консультантом, выкупить права на использование результатов Циглера. В итоге возник длительный спор за патентные права между двумя учеными. Тем не менее в последующем оба были награждены Нобелевской премией в области химии.

В это же время стали появляться первые крупные работы по использованию различных синтетических материалов в лечении грыж. В частности применялись сетки из серебра, нержавеющей стали, тантала. Abrahams предпринял попытки применения поливиниловых губок [2]. Koontz и Kimberly начали опыты на собаках, имплантируя нейлон, стекловолокно, полиэтилен, поливиниловую губку, винион [19].

Несмотря на обнадеживающий первоначальный эффект, очень скоро стало очевидно, что данные материалы вызывают воспалительную

реакцию или же они были недостаточно прочными и со временем подвергались гидролизу и биодegradации. Неудачные опыты применения синтетических материалов показали необходимость формулировки определенных требований, обеспечивающих безопасность и надежность применения, предъявляемых к имплантируемым материалам.

Такие критерии впервые были предложены Cumberland [8] и Scales [31]. С их точки зрения идеальный материал должен быть химически инертным и обладать механической прочностью, не должен вызывать воспаления, сенсibilизацию или обладать канцерогенными свойствами. Также он должен быть пригоден для фабричного изготовления и для последующей стерилизации. Все эти требования актуальны и по сей день, однако они не учитывали одного важного обстоятельства, с которым столкнулись позднее.

Пока же большие надежды связывались с политетрафторэтиленом, более известным как «тефлон». Синтезированный еще в конце 30-х годов, он нашел свое применение в медицине в 60-х. Главной особенностью тефлона являлась его способность полностью замещаться соединительной тканью. Кроме того, он не вызывал воспалительных реакций. Однако тефлон не был достаточно прочным и быстро изнашивался. Чтобы увеличить его прочность, было предложено увеличить плотность волокон. Несмотря на возросшую прочность материала, отмечалось увеличение частоты инфекционных осложнений [15].

Объяснение данному феномену было дано Usher, который изучал микропрепараты имплантируемых подопытным животным тефлона и нового для того времени полипропилена. Usher обнаружил, что тефлон, в котором волокна плотно прилегали друг к другу, плохо замещался соединительной тканью, тогда как сетка из полипропилена быстро ею прорастала [34]. В последующем был сделан вывод о том, что скорость прорастания сетки соединительной тканью зависит от размера пор материала [29]. Именно это требование, которое впоследствии стало краеугольным в производстве синтетических сеток, не учитывали Cumberland и Scales.

В 1967 году Rives разработал метод герниопластики с использованием сетки из дакрона (полиэтилентерефталат), которую он размещал перед брюшиной, применяя для этого паховый доступ [30]. Полипропилен по аналогичной методике применяли Usher [33] и Stoppa [32]. Первая сетка из полипропилена вышла на рынок в 1962 году. Производителем выступила фирма «Ethicon Ltd». Сетка получила коммерческое на-

звание «Марлекс». Вскоре была выпущена новая сетка из полипропилена, которую назвали «Пролен». Именно о пролене мы будем говорить в дальнейшем.

Основной идеей пластики явилось размещение широкой нерассасывающейся сетки между брюшиной и поперечной фасцией. Протез фиксировался преимущественно за счет внутрибрюшного давления. При этом сила, ответственная за появление грыжи, использовалась для ее лечения. Всеобщее распространение этот метод получил благодаря работам Lichtenstein. Он усовершенствовал данную методику, стараясь максимально минимизировать хирургическую агрессию. Оперативное вмешательство, как правило, выполнялось под местной анестезией, после чего пациенты могли вернуться домой на следующий день после выполнения операции. Результаты пластики были впервые опубликованы Lichtenstein в 1989 году [20]. Автором был представлен опыт лечения 1000 пациентов, страдавших паховыми грыжами. При этом рецидив заболевания отмечался менее чем в 1% случаев. Свою работу Lichtenstein назвал «The tension-free hernioplasty», таким образом введя этот популярный ныне термин в лексикон хирургов всего мира.

Первые опыты применения синтетических протезов в лечении стрессового недержания мочи пришлось на середину XX века. Одной из наиболее часто выполняемых операций того времени была операция Aldridge [3]. Эту операцию можно отнести к одной из первых слинговых операций. Суть операции заключалась в том, что предварительно взятые фасциальные лоскуты из наружных косых мышц живота проводятся под начальной частью уретры и сшиваются над ней в виде кольца. Учитывая осложнения, связанные с забором лоскутов, начали предприниматься попытки замены органического лоскута синтетическим материалом. Одним из первых сообщил об опыте использования синтетических материалов Braht, применявший нейлоновые струны [14]. Moir модифицировал операцию Aldridge, применив вместо фасциальных лоскутов ленту из мерсилена (полиэстер) [25]. Однако операция сопровождалась довольно большим количеством осложнений. Применявшие данную методику авторы сообщали об эрозии передней стенки влагалища, встречавшейся от 2 до 16% случаев, а также необходимости удаления петли, имевшей место от 2 до 35% случаев [17]. Неудовлетворительные результаты применения синтетических петель на время заставили отказаться от опыта их применения. К ним вернулись лишь в конце 80-х годов, когда всеобщую известность приобрели работы Lichtenstein.

В 1990 году Ulmsten и Petros предложили интегральную теорию удержания мочи [27], в соответствии с которой был разработан метод лечения недержания мочи — операция TVT. Ulmsteen предложил позадилонное проведение синтетической петли без какой-либо дополнительной фиксации швами [5]. Последнее и послужило основой при создании названия операции — «Tension-free vaginal tape». Так длительный опыт применения синтетических материалов в лечении грыж нашел свое отражение в урогинекологии, которую уже невозможно представить без использования последних.

Современный взгляд на синтетические материалы в урогинекологии

Большое количество факторов оказывает влияние на вероятность успеха имплантации того или иного синтетического материала. Прежде всего это тип используемого волокна, вес, размер пор, пористость материала, наличие дополнительных веществ.

Волокна, применяемые при создании сеток могут быть мультифиламентными и монофиламентными. Мультифиламентные волокна состоят из множества более мелких волокон, тогда как монофиламентные — из одного цельного волокна. В 1996 году проводилось сравнение сетки из пролена, которая состоит из монофиламентных волокон полипропилена, и сетки Surgipro, состоящей из мультифиламентных волокон полипропилена. Обе сетки на тот момент широко использовались в лечении грыж. Опыт проводился на свиньях, которым имплантировали указанные выше сетки. Через 3, 5 и 12 недель проводился забор материала для гистологического исследования. Результаты работы показали, что выраженность воспалительной реакции меньше у монофиламентной сетки [13].

Важнейшей характеристикой материала является размер пор. Размер пор измеряют путем проведения через плоскость поры наибольших перпендикуляров. Выделяют макропористые материалы, у которых размер пор более 75 микрон, и микропористые материалы — размер пор меньше 10 микрон.

Важность размера пор заключается в следующем. Как и любое инородное тело, размещенное в тканях организма, сетка вызывает реакцию воспаления. Выраженность этой местной воспалительной реакции во многом обуславливает дальнейшее развитие событий. Умеренная лейкоцитарная инфильтрация с последующим замещением воспалительного инфильтрата молодой соединительной тканью необходима для формирования нового полноценного соединитель-

нотканного каркаса. Абсолютно инертные материалы, через которые не проникают нейтрофилы и фибробласты, будут выполнять свою механическую функцию лишь до тех пор, пока они надежно закреплены и не потеряли механической прочности. Они не прорастут соединительной тканью, так как они не вызывают физиологического воспаления. Необходимо отметить, что выраженная воспалительная реакция, обусловленная грубой и травмирующей структурой сетки, влечет за собой повышенную экссудацию с последующим возможным нагноением.

При этом слишком большой размер пор обуславливает слишком медленный рост соединительной ткани. В частности, Bobun и Rath в разные годы показали, что размер пор более 90 микрон значительно замедляет время прорастания протеза соединительной тканью [1, 10]. Тем не менее, чем больше размер пор, тем более эластичной будет сетка [7].

Говоря о размерах пор, необходимо помнить о двух важных условиях. В первую очередь важно различать размер пор и пористость. Пористость материала является безразмерной величиной, которая отражает отношение общей площади материала к площади пор. Расчет пористости материала часто осуществляется с помощью электронной микроскопии. Размер пор и пористость не являются синонимами и могут существенно различаться между собой. На пористость существенно влияет тип плетения. Оно может быть открытым и сплошным. В первом случае нити основы не собираются вместе, оставляя промежутки в ткани, во втором случае таких промежутков нет. Соответственно открытый тип плетения увеличивает пористость материала, уменьшая таким образом общее количество используемого вещества на единицу площади. Это, в свою очередь, соответственно уменьшает конечную массу имплантата. Последнее является немаловажным фактором, так как ряд исследований показал, что вероятность развития воспаления напрямую зависит от количества имплантируемого материала [12] и его массы [24].

Вторым моментом, на который стоит обращать внимание, это поверхностное натяжение материала. Тефлон имеет размер пор, равный 157×67 микрон, тогда как Марлекс — 68×32 микрон. Однако, как показывают исследования, Тефлон хуже прорастает соединительной тканью [34]. По мнению исследователей, виной тому низкое поверхностное натяжение Тефлона, равное 18,5 дин/см, которое не позволяет фибробластам прикрепляться на его поверхности. Если говорить о механических свойствах используемых материалов, то существует большое коли-

чество работ, проводящих сравнение их физико-кинетических свойств [7]. Разумеется, легче осуществлять такую проверку в лабораторных условиях, но возникает вопрос о ценности таких исследований [9]. Большинство работ оценивает сопротивляемость нагрузкам, равным подъему внутрибрюшного давления. Такая нагрузка не превышает 16 Н/см. Вместе с тем большая часть существующих на рынке сеток способна выдержать нагрузку от 30 до 50 Н/см [35].

Одним из примером неудачного использования синтетического материала в хирургии недержания мочи является череда осложнений, возникших после применения петель из гортекса. Это материал на основе тефлона, сплошной тканной структуры, обладающей малыми размерами пор и низкой пористостью. Все эти свойства обуславливали нарушение биосовместимости синтетического материала. В конечном итоге это привело к тому, что у пациенток в послеоперационном периоде развивались осложнения в виде эрозии слизистой влагалища, воспалительного процесса в зоне нахождения петли, болевой симптом, нарушения мочеиспускания. Значительное количество подобных осложнений вынудило полностью отказаться от использования данного материала в оперативном лечении недержания мочи у женщин, а компанию-производителя уйти с рынка [16].

Основываясь на описанных выше физических характеристиках, в 1997 году Amid предложил классификацию синтетических материалов [4]. Основу его классификации составили размер пор и тип волокон. Он разделил все материалы на 4 типа. К 1-му типу относят сетки, размер пор которых превышает 75 микрон. 2-й тип составили сетки из монофиламентных волокон с размером пор менее 10 микрон. К 3-му типу относятся сетки из полифиламентных волокон, размер пор которых больше 75 микрон. И, наконец, 4-й тип составили сетки, размер пор которых настолько мал, что его невозможно определить инструментально.

Данная классификация материалов стала широко известной и неоднократно цитировалась в различных монографиях. Вместе с тем нельзя не отметить, что на сегодняшний день эта классификация несколько устарела, так производители стали выпускать новые сетчатые протезы, которые не попадают в классификацию Amid. Так, Cardoso предлагает классификацию, в которой сетчатые протезы делятся на 6 типов [6]. Первые 3 типа соответствуют классификации Amid, с той лишь разницей, что 1-й тип подразделяется на легкие материалы (плотность менее 5 мг/см²) и тяжелые (плотность более 5 мг/см²). К 4-му типу относятся композитные

сетки, например, сетки, которые содержат рассасывающиеся и нерассасывающиеся волокна. К 5-му типу относятся сетки, полученные путем сварки плавлением («bonded mesh»). Размер пор таких сеток не превышает 10 микрон. И, наконец, 6-й тип соответствует 4-му типу классификации Amid. Схожесть данных классификаций говорит о том, что сегодня трудно предложить какие-либо другие критерии, которые бы позволяли разделить существующие синтетические протезы на группы. Однако процесс производства сеток усложняется, и возможно в ближайшем будущем не только размер пор и характеристики волокон будут иметь ключевое значение. Ведь уже сейчас стало ясно, что преимущество сеток 1-го типа над другими типами неоспоримо. А значит, нужно развивать технологическую эволюцию в направлении совершенствования этого типа сеток.

Полипропилен

Описывая историю применения синтетических материалов в медицине, мы уже упоминали полипропилен. Поэтому вкратце обобщим ранее указанные сведения. Итак, полипропилен был впервые синтезирован в 1954 году Rehn и Natta [26]. Для этого они использовали катализатор на основе титана, известный сейчас как классический катализатор Циглера–Натта. Мономерным звеном является пропилен (пропен). Пропилен — это непредельный углеводород, горючий газ. Пропилен выделяют из газов нефтепереработки или попутных газов, а также из газов коксования угля. Впервые сетку из полипропилена применил Usher в 1960 году. Спустя 2 года небезызвестная ныне фирма «Ethicon Ltd» выпускает на рынок сетку из полипропилена под названием «Марлекс». Спустя 27 лет Lichtenstein опубликует свои работы по использованию полипропиленовых сеток в лечении грыж, сделав его стандартом в их лечении. В связи с этим необходимо остановиться на вопросах безопасности применения полипропилена у человека.

Полипропилен в чистом виде нетоксичен и не вызывает каких-либо ответных реакций со стороны организма. Однако многочисленные дополнительные химические соединения, которые добавляют к полипропилену в процессе производства готового продукта, обуславливают возможные побочные реакции [18]. Полный список того, что входит в состав пролена известен только производителю. Но даже та часть, которая известна широкой публике, впечатляет. Так к полипропилену добавляют пластификаторы, антиоксиданты, стабилизаторы, кислотные нейтрализаторы, нейтрализаторы свободных радикалов, антистатики, красители, вещества, противодействующие

слипанию и трению, структурообразователи [21]. Эти дополнительные вещества способны оказывать свое отрицательное влияние при различных внешних воздействиях. Важно отметить, что принципиально эти воздействия можно разделить на две группы: воздействия при стерилизации и воздействие живого организма.

Стерилизация является неотъемлемым процессом при производстве медицинских изделий. При изготовлении сеток из полипропилена применяются такие методы стерилизации, как автоклавирование и стерилизация ионизирующим излучением. Воздействие высоких температур способно повредить структуру полипропилена путем образования поперечных сшивок между цепями полипропилена или разрушения первичной структуры полимерной молекулы с образованием более коротких молекул [11]. Эти изменения способны в дальнейшем привести к более грубым нарушениям структуры сетки в целом, что снижает шансы на успешное применение сетки при протезировании ткани. Гамма-излучение, применяемое при стерилизации, также способно повредить структуру полимера путем образования свободных радикалов [21]. Следует сказать, что данные изменения не носят критического характера, так как любой материал в той или иной степени подвержен различным изменениям во время стерилизации. Гораздо более важны изменения, происходящие с материалом после его имплантации в организм человека.

Как только полипропиленовый протез размещают в тканях человека к нему устремляются нейтрофилы, знаменуя тем самым начало острого воспалительного процесса. Они выделяют пероксид водорода и хлорноватистую кислоту, которые вызывают окисление протеза, отчасти начавшееся еще на этапе стерилизации [36]. Выделяемые нейтрофилами ферменты позволяют осуществлять этот процесс при температуре тела человека. Процесс деградации полимера не является линейным во времени. Наиболее выражен он именно на этапе острого воспаления.

Для того, чтобы оценить степень деструкции полипропилена после его имплантации Costello провел ряд исследований, в которых он сравнивал эксплантированный образец сетки с интактным [22]. Для изучения образцов он применял такие методы исследования, как сканирующая электронная микроскопия, дифференциальная сканирующая калориметрия, термогравиметрия, а также тестирование на соответствие. Электронная микроскопия — это метод анализа поверхностной структуры микрообъекта путем анализа отраженного «электронного изображения». Как правило, выполняется при спе-

циальном напылении и с применением метода замораживания-высушивания, что позволяет повышать электронную плотность объекта и предотвращать деформации структур. Электронная микроскопия показала, что интактный образец не обладает какими-то заметными признаками деградации, однако на отдельных участках можно заметить небольшие бороздки и желобки, которые увеличивают площадь соприкосновения. Эти дефекты, вероятнее всего, являются следствием стерилизации. Куда значительно больше изменения на эксплантированном образце. На поверхности волокон находились продольные и поперечные дефекты различной степени глубины, а также пузыри и участки разволокнения.

Дифференциальная сканирующая калориметрия (ДСК) — это метод, используемый для изучения процессов, происходящих с полимерами при их нагревании. Термогравиметрия, или термогравиметрический анализ, — метод термического анализа, при котором регистрируется изменение массы образца в зависимости от температуры. ДСК и термогравиметрия показали снижение температуры плавления исследуемого полимера по сравнению с исходным образцом, что говорит о его деградации. Суммарно же при проведении теста на соответствие между образцами показали степень различия между ними от 4 до 30 раз.

Авторы исследования говорят о том, что процесс деградации полимера может зависеть во многом от состояния пациента, которому данный полимер имплантируется. В частности, играют важную роль вес пациента, курение, наличие сахарного диабета и прочее. Вместе с тем предугадать реакцию пациента довольно сложно, если не сказать невозможно.

В исследовании Worst изучались образцы шовного материала из полипропилена, которые были эксплантированы из человека спустя 6,5 лет после имплантации [37]. Указанный шовный материал применялся при операции на глазном яблоке. Электронная микроскопия показала схожие изменения, наблюдаемые Costello — продольные дефекты, отсутствие поверхностного слоя на волокнах, постепенное истончение волокон по направлению к концу, более чем на 50%. В работе Jongebloed указанные изменения наблюдались уже спустя год после имплантации [23].

Значительный интерес вызывает работа Clave, который изучил 100 образцов полипропиленовых сеток, применявшихся в лечении пролапса гениталий и удаленных в связи с развившимися осложнениями [28]. Это первая работа, сообщавшая о деградации сетки, расположенной трансвагинально. Анализ образцов показал наличие глубоких линейных дефектов, участков разволок-

нения и разрывов волокон. Таким дефектам была подвержена приблизительно треть от общей площади образцов сетки.

Какова ценность указанных выше работ? С одной стороны, всегда необходимо соотносить степень деградации материала и клинические проявления. Насколько дефекты, замеченные под микроскопом оказывают влияние на сам имплантат в целом и соответственно на результат операции. К тому же при оценке осложнений, возникающих после имплантации сетки, сложно разделить эффекты воздействия организма на имплантат и наоборот. Также важно учитывать опыт хирурга, от правильности действий которого при установке имплантата зависит очень многое. Процессы, происходящие при установке имплантата, имеют двойное значение. С одной стороны, воспалительный процесс предотвращает развитие бактериальных осложнений и способствует росту соединительной ткани, с другой — усугубляет микродефекты, образовавшиеся на этапе стерилизации. При этом рост соединительной ткани может нарушать структуру сетки, усугубляя ее деградацию.

Таким образом, полипропилен хоть и является самым распространенным материалом в производстве сетчатых протезов, применяемых в урогинекологии, но назвать его идеальным нельзя. Количество работ, посвященных изучению процессов, происходящих после имплантации полипропилена в организм человека, очень небольшое, однако они позволяют утверждать, что полипропилен не является инертным материалом. Однако к настоящему времени этот синтетический материал с учетом современных требований наиболее соответствует критериям, предложенным *Cumberland* и *Scales* еще в середине прошлого столетия.

Литература

1. Abdominal wall prostheses. Biomechanic and histological study / Rath A.M., Zhang J., Amouroux J., Chevrel J.P. // *Chirurgie*. — 1996. — Vol. 121. — P. 253–265.
2. *Abrahams J.L., Jonassen O.T.* The use of polyvinyl sponge in the repair of abdominal wall hernias // *Surgery*. — 1957. — Vol. 42, N 2. — P. 336–341.
3. *Aldridge A.H.* Transportation of fascia for relief of urinary incontinence // *Am. J. Obstet. Gynecol.* — 1942. — Vol. 44. — P. 398–411.
4. *Amid P.K.* Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery // *Hernia*. — 1997. — Vol. 1. — P. 15–21.
5. An ambulatory surgical procedure under local anesthesia for treatment of female urinary incontinence / Ulmsten U., Henriksson L., Johnson P., Varhos G. // *Int. Urogynecol. J. Pelvic Floor Dysfunct.* — 1996. — Vol. 7. — P. 81–86.
6. *Cardoso L., Staskin D.* Textbook of female urology and urogynecology. — London: ISIS Medical Media; 2001. — 695 p.
7. *Chu C.C., Welch L.* Characterization of morphologic and mechanical properties of surgical mesh fabrics // *J. Biomed. Mater. Res.* — 1985. — Vol. 19. — P. 903–916.
8. *Cumberland V.H.* A preliminary report on the use of pre-fabricated Nylon weave in the repair of ventral hernia // *Med. J. Aust.* — 1952. — Vol. 1. — P. 143.
9. *Dietz H.P.* Mechanical properties of implant materials used in incontinence surgery // *Int. Urogynecol. J. Pelvic Floor Dysfunct.* — 2003. — Vol. 14, N 4. — P. 239–243.
10. Effect of pore size on peel strength of attachment of fibrous tissue to porous-surfaced implants / Bobyn J.D., Wilson G.J., McGregor D.C. [et al.] // *J. Biomed. Mater. Res.* — 1975. — Vol. 181. — P. 728–734.
11. Effects of sterilization on mechanical properties of polypropylene meshes / Serbetci K., Kulacoglu H., Devay A.O. [et al.] // *Am. J. Surg.* — 2007. — Vol. 194. — P. 375.
12. Expanded polytetrafluoroethylene patch versus polypropylene mesh for the repair of contaminated defects of the abdominal wall / Bleichrodt R.P., Simmermacher R.K.G., van der Lei B. [et al.] // *Surg. Gynecol. Obstet.* — 1993. — Vol. 176. — P. 18–24.
13. Foreign body reactions to monofilament and braided polypropylene mesh used as preperitoneal implants in pigs / Beets G.L., Peter N.Y., Go H. [et al.] // *Eur. J. Surg.* — 1996. — Vol. 162. — P. 823–825.
14. *Ghoniem G.M., Shaaban A.* Sub-urethral slings for treatment of stress urinary incontinence // *Int. Urogynecol. J.* — 1994. — Vol. 5. — P. 228–239.
15. *Harrison J.H.* Teflon weave for replacing tissue defects // *Surg. Gynecol. Obstet.* — 1957. — Vol. 104. — P. 584–590.
16. High rate of vaginal erosions associated with the mentor ObTape / Yamada B.S., Govier F.E., Stefanovic K.B., Kobashi K.C. // *J. Urol.* — 2006. — Vol. 176. — P. 651–654.
17. *Jensen J.K., Rufford H.J.* Sling procedures — artificial // *Textbook of female urology and urogynaecology*/eds. L. Cardozo, D. Staskin. — London: Martin Dunitz, 2001. — P. 544–561.
18. *King R.N., Lyman D.J.* Polymers in contact with the body // *Environ Health Perspect.* — 1975. — Vol. 11. — P. 71.
19. *Koontz A.R., Kimberly R.C.* Further experimental work on prostheses for hernia repair // *Surg. Gynecol. Obstet.* — 1959. — Vol. 109. — P. 321–327.
20. *Lichtenstein I.L., Schulman A.C., Amid P.K.* The tension-free hernioplasty // *Am. J. Surg.* — 1989. — Vol. 157. — P. 188.
21. *Maier C., Calafut T.* Polypropylene. The definitive user's guide and databook / *Plastics Design Library*. — New York: William Andrew, 1998.
22. Materials characterization of explanted polypropylene hernia meshes / Costello C.R., Bachman S.L., Ramshaw B.J. [et al.] // *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* — 2007. — Vol. 83. — P. 44–49.
23. Mechanical and biochemical effects of man-made fibres and metals in the human eye, a SEM-study / Jongebloed W.L., Figueras M.J., Humalda D. [et al.] // *Doc. Ophthalmol.* — 1986. — Vol. 61. — P. 303.

24. Minimized polypropylene mesh for preperitoneal net plasty (PNP) of incisional hernias / Schumpelick V., Klosterhalfen B., Muller M. [et al.] // *Chirurg.* — 1999. — Vol. 70. — P. 422–430.
25. *Moir J.C.* The gauze hammock operation: a modi-fied Aldridge sling procedure // *J. Obstet. Gynaecol. Br. Commonw.* — 1968. — Vol. 75. — P. 1–9.
26. *Morris P.J.T.* Polymer pioneers: a popular history of the science and technology of large molecules. — Philadelphia: Chemical Heritage Foundation, 2005. — 76 p.
27. *Petros P.E., Ulmsten U.I.* An integral theory of female urinary incontinence: experimental and clinical considerations // *Acta Obstet. Gynecol. Scand.* — 1990. — Vol. 153, suppl. — P. 7–31.
28. Polypropylene as a reinforcement in pelvic surgery is not inert: comparative analysis of 100 explants / Clave A., Yalii H., Hammou J.C. [et al.] // *Int. Urogynecol. J.* — 2010. — Vol. 21. — P. 261.
29. Porosity: primary determinant of ultimate fate of synthetic vascular grafts / Wesolowski S.A., Fries C.C., Karlson K.E. [et al.] // *Surgery.* — 1961. — Vol. 50. — P. 91–96.
30. *Rives J.* Surgical treatment of the inguinal hernia with dacron patch // *Int. Surg.* — 1967. — Vol. 47, N 4. — P. 360–361.
31. *Scales J.T.* Tissue reaction to synthetic material // *Proc. R. Soc. Med.* — 1953. — Vol. 46. — P. 647–652.
32. *Stoppa R.* Surgical treatment of hernia in aged persons // *Maroc. Med.* — 1972. — Vol. 52(557). — P. 292–299.
33. *Usher F.C., Cogan J.E., Lowry T.* A new technique for the repair of inguinal and incisional hernias // *Arch. Surg.* — 1960. — Vol. 81. — P. 847–854.
34. *Usher F.C., Gannon J.P.* Marlex mesh, a new plastic mesh for replacing tissue defects. I. Experimental studies // *Arch. Surg.* — 1959. — Vol. 78. — P. 131–137.
35. Vypro II mesh in hernia repair: impact of polyglactin on long-term incorporation in rats / Rosch R., Junge K., Quester R. [et al.] // *Surgical Research.* — 2003. — Vol. 35, N 5. — P. 445–450.
36. *Weiss S.J.* Tissue destruction by neutrophils // *N. Engl. J. Med.* — 1989. — Vol. 320. — P. 365.
37. *Worst J.F.* Degradation of polypropylene in the human eye: a SEM-study // *Doc. Ophthalmol.* — 1986. — Vol. 64. — P. 143.

Статья представлена В. Ф. Беженарем,
ФГБУ «НИИАГ им. Д. О. Отта» СЗО РАМН,
Санкт-Петербург

THE USE OF SYNTHETIC MATERIALS IN UROGYNECOLOGY

Gvozdev M. Yu.

■ **Summary:** This review is dedicated to the use of synthetic materials in urogynecology. Presents historical data, as well as information about the chemical structure and the production of polymers, classification and their use in medicine and in particular in urogynecology at the present time. Shows the leading role of polypropylene in the treatment of urinary incontinence and pelvic organ prolapse.

■ **Key words:** mesh; synthetic grafts; polypropylene; mesh classification; mid-urethral sling; pelvic organ prolapse.

■ Адрес автора для переписки

Гвоздев Михаил Юрьевич — к. м. н., доцент кафедры урологии.
ГБОУ ВПО МГМСУ им. А. И. Евдокимова МЗ РФ. 127473, Россия,
Москва, Десятская ул., д. 20/1. **E-mail:** m.gvozdev@mail.ru.

Gvozdev Mikhail Yuryevich — MD, professor assistant, Moscow State
University of Medicine and Dentistry, Department of Urology. 127473,
Moscow, Delegatskaya St., 20/1, Russia. **E-mail:** m.gvozdev@mail.ru.