

УДК 617.55:616-089.84
© И.В.Бычков, В.И.Бычков

Выбор шовного материала в хирургической практике на современном этапе

И.В.БЫЧКОВ, В.И.БЫЧКОВ

The choice of suture material in surgical practice at the present stage

I.V.BYCHKOV, V.I.BYCHKOV

Воронежская государственная медицинская академия им. Н.Н.Бурденко
Городская клиническая больница скорой медицинской помощи №10, г. Воронеж

В последние годы большинство хирургов придают все большее значение проблеме выбора шовного материала. Пристальное внимание к данному вопросу обусловлено тем, что исходы любой операции во многом зависят от качества, структуры шовного материала и характера его взаимодействия с окружающими тканями [7, 11, 13, 18].

Шовный материал – общее название разнообразных материалов (нитей, игл), используемых для соединения тканей или перевязки сосудов. Потребность в использовании нитей для нужд хирургии возникла еще на самых ранних этапах развития медицины. В древние времена для наложения швов использовали сухожильные волокна млекопитающих, кожу земноводных, волокна каучукового дерева, кокосового ореха. Позже в хирургической практике нашли свое применение нити из льна и шелка. Однако каждый из этих материалов обладал рядом недостатков, такими как способность провоцировать воспаление и инфицирование тканей, низкая механическая надежность формируемых швов и другие отрицательные качества, что приводило к многим послеоперационным осложнениям и, следовательно, ограничивало возможности их применения. В последние 10-15 лет благодаря развитию химической промышленности и внедрению нанотехнологий в арсенале хирурга появился широкий перечень современного шовного материала, который может быть классифицирован по ниже приведенным признакам [3, 10, 32].

По структуре нити различают:

1. Монофиламентная нить, которая представляет собой единое волокно с гладкой поверхностью, например, максон, нейлон, суржилен, дафилон, норален, металлическая проволока. Монофиламентные нити практически лишены, так называемого «пилящего эффекта» и отличаются менее выраженной реакцией организма. Несмотря на это, ряд производителей снабжают такие нити специальным покрытием, облегчающим скольжение через ткани, не вызывая их травматического повреждения.

2. Полифиламентная нить, состоящая из множества волокон. В зависимости от способа соединения волокон различают:

- крученые нити (скручиваемые волокна по оси). / лен, капрон, крученый шелк/;
- плетеные нити (переплетение филаментов напоминающее канат) /лавсан, мерсилен, дексон, этибонд и др./;
- комплексные нити (плетеные нити, покрытые или пропитанные полимерными материалами) / полисорб, викрил, супрамид, фторэкс, тикрон/.

По способности к биодеградации все шовные материалы делят на рассасывающиеся, условно рассасывающиеся и нерассасывающиеся [3, 22, 28].

К рассасывающимся материалам относят:

- кетгут (простой, хромированный, с ускоренным сроком рассасывания), коллаген;
- материалы на основе полигликолидов (полисорб, монософ, дексон, биосин, викрил);
- материалы на основе целлюлозы (кацелон, окцилон, римин);
- на основе полидиоксанонов (PDS, PDS II);
- производные полиглекапрона-25 (монокрил);
- на основе полиуретанов.

К условно рассасывающимся материалам относят:

Шелк (вощенный и обработанный силиконом), полиамид (капрон).

К нерассасывающимся материалам относят:

- материалы на основе полиэфиров (лавсан, мерсилен, этибонд, суржидак, тикрон, этифлекс);
- производные фторполимеров (гортекс, фторэст, фторлон, фторлин, фторэкс, витафон);
- материалы на основе полиолефинов (суржипро, пролен, полиэтилен, полипропилен, суржилен);
- материалы на основе поливинилидена (карален);
- металлическая (стальная, платиновая, титановая, нихромовая) проволока, скобки;
- материалы на основе хлопка, льна.

В настоящее время, для того, чтобы хирургическая нить была допущена к использованию в практике, она должна соответствовать ряду требований, на которых хотелось бы остановиться подробнее [6, 10, 19].

Во-первых, важное свойство хирургических нитей – биологическая совместимость с тканями пациента. Любой шовный материал является инородным

телом для организма с присущим ему антигенными и реактогенными свойствами, поэтому очень важно, чтобы внедряемая в ткани хирургическая нить не вызывала развитие воспалительной реакции.

Во-вторых, современный шовный материал должен обладать свойствами биодеградации, т.е. способностью к рассасыванию и полной элиминации из организма. Однако время биодеградации не должно опережать сроки формирования прочного соединительного рубца. Исключение составляют нерассасывающиеся материалы, которые используют для сопоставления плохо заживающих тканей, например, при установке протезов или восстановлении целостности апоневроза [26].

В-третьих, хирургические нити должны быть максимально атравматичными. Известно, что при протягивании нити через ткани возникает «эффект пилы», который приводит к травме ткани и ее воспалению. Для предупреждения развития данного эффекта большинство плетеных нитей выпускают со специальным полимерным покрытием, образующим гладкую поверхность и облегчающим скольжение нитей. Монофиламентные нити практически лишены пилящего эффекта, однако имеют более упругую структуру и требуют наложения большего числа узлов. Снизить вероятность травмирования тканей возможно при использовании атравматических игл, лишенных ушка и соединенных с хирургической нитью в единое целое. При этом диаметр атравматической иглы в любом ее месте, в отличие от обыкновенной (имеющей ушко), практически равен диаметру нити. Именно поэтому атравматический шовный материал рекомендуют к повсеместному использованию в хирургии [2,12,24].

В четвертых, важным свойством хирургической нити является ее механическая прочность. Чем прочнее нить, тем меньший ее диаметр можно применить в работе и, следовательно, снизить количество шовного материала в тканях и степень воспалительной реакции на него. Так, использование нити диаметром 4/0 вместо 2/0 приведет к двукратному снижению реакции тканей. Кроме того, следует учитывать прочность не только самой нити, но и прочность в узле, которая может составить от 90 до 50% от исходной. При использовании рассасывающихся материалов важную роль играет, так называемая, скорость потери прочности нити, которая не должна превышать скорость образования рубца. Например, для заживления кожной раны, рассеченной брюшины достаточно 1-2 недель. Для тканей с низкими темпами регенерации, таким как апоневроз, требуется 3-4 недели. В последнем случае хирургические швы должны сохранять свою надежность на протяжении 3-4 недель послеоперационного периода, иначе возможно образование грыжи передней брюшной стенки и других серьезных осложнений [21].

Качество хирургических нитей также определяется возможностью противостоять инфекционным процессам, изменениям кислотно-основного и фер-

ментного состава тканей и раневого секрета, обеспечивая заявленную прочность швов [14,25].

В пятых, учитываются манипуляционные свойства нити, которые определяются ее эластичностью и гибкостью. Работать с жесткими тканями хирургу труднее, что приводит к травмированию тканей. Помимо этого, при возникновении отека тканей в послеоперационном периоде эластичные нити способны растягиваться, а неэластичные, напротив, глубоко врезаются в ткани. Однако, избыточная растяжимость нитей также нежелательна и даже опасна, поскольку может приводить к расхождению краев раны или возникновению кровотечения из перевязанных сосудов. Считается, что увеличение длины нити, в сравнении с исходной, не должно превышать 10-12% [33].

В настоящее время наиболее широкое распространение в хирургической практике имеют рассасывающиеся полифиламентные материалы. Типичными представителями таких нитей являются: полисорб (производство фирмы Auto Suture), викрил (Ethicon), дексон (Davis and Geck) и Дар-вин (Ergon Sutramed), софил (B. Braun), ПГА (Resorba). Группа синтетических полифиламентных нитей имеет следующие особенности [17]:

- высокую механическую прочность, которая, например, у полисорба по данному показателю превышает викрил в 1,5 раза и кетгут в 3 раза;
- низкую реактогенность;
- хорошие манипуляционные свойства и удобство в использовании для хирурга;
- оптимальные сроки рассасывания нитей в тканях. Виксон, викрил и дар-вин теряют 70-80% своей прочности к исходу 2-й недели, полисорб – на 3-й неделе. Полная элиминация нитей наступает спустя 2-3 месяца после операции [27].

Для снижения «эффекта пилы» на поверхность полифиламентных нитей наносят полимерные материалы. Например, викрил покрывают стеаратом кальция, который облегчает скольжение нити в тканях, но, вместе с тем, увеличивает пружинящие свойства нити и требует завязывания четырех узлов вместо трех [8,23].

Данная группа хирургических нитей обладает оптимальными свойствами и поэтому находит широкое применение в современной хирургии.

Помимо полифиламентного шовного материала достаточно востребованными являются монофиламентные рассасывающиеся нити, такие как максон, полидиоксанон и биосин [20]. В отличие от описанных ранее полифиламентных нитей, монофиламентные практически лишены «пилящего эффекта» и обладают меньшей реактогенностью. Кроме того, они более длительное время сохраняют высокую прочность в тканях (потеря не более 30% за месяц), при этом подвергаясь полной биодеградации за 3-6 месяцев. Несмотря на имеющиеся достоинства, монофиламентные нити не получили столь широкого распространения, как полифиламентные, что связано с определенными

их недостатками. Во-первых, биосин и максон обладают низким коэффициентом трения нити, что уменьшает надежность хирургических узлов и требует наложения большего числа петель [29]. В свою очередь, дополнительные узлы приводят к увеличению массы шовного материала и повышению реакции тканей на него. Во-вторых, данные нити менее прочные в узле, чем полифиламентные. Так, полипропилен теряет в узле 8-15% прочности, а полидиоксанон до 40-50%. В третьих, более длительные сроки рассасывания швов иногда приводят к формированию лигатурных свищей и последующему хроническому воспалению в ране.

Принципиально другой группой хирургических нитей, отличающихся по своим физико-химическим свойствам, являются нерассасывающиеся шовные материалы. Сфера применения таких нитей весьма ограничена, что связано с отсутствием их способности к рассасыванию и выведению из организма. Сохранение нитей в глубине тканей на протяжении многих лет может служить причиной воспалительных осложнений и формирования грубых соединительнотканых рубцов [1,30]. Однако полностью отказаться от применения нерассасывающихся нитей в хирургической практике не представляется возможным. Несмотря на имеющиеся недостатки они обладают высокой прочностью и хорошо подходят для зашивания краев апоневроза или восстановления целостности других тканей, испытывающих большую физическую нагрузку. Типичными представителями нерассасывающихся шовных материалов являются полиамидные, лавсановые, фторполимерные и полипропиленовые нити. Полиамиды выпускают в форме плетеных, крученых и монофиламентных нитей. В настоящее время применение их ограничено, поскольку полиамиды являются весьма реактогенными и способствуют хроническому воспалению тканей. Лавсановые нити в сравнении с полиамидными более инертны и вызывают меньшую тканевую реакцию. Преимущественно изготавливают плетеные нити, которые обладают высокой прочностью и хорошо подходят для наложения швов на апоневроз, при перевязке маточных труб, резекции сальника и др [20,32].

Наиболее совершенными с позиций механической прочности, а также инертности в отношении тканей являются нити из полипропилена и фторполимеров. По своему строению они относятся к монофиламентным нитям и, тем не менее, обладают высокой надежностью даже при формировании всего 3-4 петель в узле. Другой отличительной особенностью шовных материалов на основе фторполимеров является высокая эластичность нити и ее диаметр, который превышает диаметр иглы. Во время прошивания тканей данная нить растягивается, а после проведения иглы она сжимается и полностью заполняет раневой канал. Возможность формирования герметичных швов с помощью фторполимеров наиболее часто используется в сердечно-сосудистой хирургии, при трансплантации

органов, в хирургии грыж, поджелудочной железы и других областях [9].

Для повышения удобства в работе с шовным материалом и облегчения его визуализации хирургические нити окрашивают в различные цвета. Общепринятых стандартов цветовой кодировки не разработано, однако, в синий цвет часто окрашивают полипропилены; фиолетовый – полисорб, викрил, резорба; в черный – полиамид, зеленый цвет обычно имеют полиэфиры, максон, софил; зелено-белый – дексон. Кетгутовые нити окрашивают в коричневый цвет, шелковые - в белые оттенки [15].

Важным моментом при шивании тканей является выбор подходящей хирургической иглы [31]. В зависимости от объема сшиваемых тканей, особенностей анатомического и гистологического строения используют различные виды игл. Традиционно хирургические иглы подразделяются на колющие, режущие, колюще-режущие (таперкарт), ланцетовидные и тупоконечные. Колющие иглы, имеющие цилиндрическую форму в поперечном сечении и коническую заточку конца иглы, наиболее часто применяют при соединении мягких тканей, таких как слизистые оболочки, мышцы и фасции. Для наложения швов на плотные ткани используют специальные режущие иглы, у которых поперечное сечение выполнено в форме треугольника. Наличие острых граней облегчает скольжение иглы через плотные ткани различной толщины, например, апоневроз, рубцовые ткани. Ланцетовидная игла – специальная уплощенная игла трапециевидной формы с обоюдно острыми краями. Благодаря своей геометрии имеет хорошую проникающую способность и используется в микрохирургии. Для шивания паренхиматозных органов, шейки матки и других анатомических структур применяют тупоконечную иглу. Она лишена острых граней, что снижает риск травмирования сосудистых пучков, облегчает прохождение через ткани и тем самым уменьшает вероятность кровотечения в ране [16].

Фиксация хирургической нити в игле производится путем проведения ее сквозь ушко иглы, которое может быть закрытого или, наиболее часто, открытого типа (так называемая форма «ласточкиного хвоста»). В зависимости от количества зубцов ушко иглы может быть одинарным и двойным. Конструкция двойного ушка позволяет проводить в одну и ту же иглу нити различной толщины. Используемые в хирургии иглы с открытым ушком имеют ряд как преимуществ, так и недостатков. С одной стороны, наличие ушка позволяет многократно использовать иглу, а также применять нити различного диаметра. С другой стороны, диаметр ушка с введенной в нее двойной нитью существенно превышает диаметр тела иглы и поэтому увеличивает повреждение тканей при их прошивании. С течением времени упругие свойства зубцов ушка утрачивается, что приводит к частому выпадению нити их иглы. Кроме того, зубцы ушка способны перетирать

и разволокнять нить, что существенно снижает прочность формируемых хирургических швов [18].

В связи с описанными выше причинами в современной хирургии все большее применение находят, так называемые, атравматические иглы, которые лишены ушка и соединены с нитью в единое целое. Такое строение иглы имеет ряд существенных преимуществ: вслед за атравматической иглой всегда следует только одинарная нить, в отличие от двойной нити у иглы с открытым или закрытым ушком. Поэтому диаметр тела атравматической иглы и толщина нити всегда совпадают, что значительно уменьшает вероятность повреждения тканей при их прошивании. При выкалывании иглы из иглодержателя вероятность ее потери в тканях сведена к минимуму, поскольку она прочно соединена с нитью. Наконец, медицинская промышленность в настоящее время предлагает к использованию широкий спектр атравматического шовного материала, представленного как рассасывающимися, так и нерассасывающимися нитями, а также подобранными к ним иглами различной длины, формы, диаметра, кривизны и т.д., которые специально разработаны для ушивания того или иного вида тканей, органов. Все это предоставляет хирургу большую свободу в выборе шовного материала, который является оптимальным для каждого этапа хирургического вмешательства, и, тем самым, будет улучшать течение интра- и послеоперационного периодов. Однако при работе с атравматическими иглами следует проявлять осторожность и помнить о возможности перелома или отрыва хирургической иглы в месте ее крепления к нити.

На основе представленной характеристики шовного материала можно сформулировать следующие рекомендации, в зависимости от конкретного вида сшиваемых тканей. При наложении кишечных швов следует отдавать предпочтение нитям из биосина, полисорба, викрила и дексона. В хирургии толстой кишки, где развитие реакции тканей особенно опасно, возможно применение максона, биосина и PDS. При операции на выводящих протоках поджелудочной железы рекомендуется использовать полипропилены, обладающие высокой инертностью по отношению к тканям и стойкостью к ферментам поджелудочного сока. Среди рассасывающихся материалов применяют максон, биосин и PDS. Использовать полифиламентные материалы строго не рекомендуются, поскольку они вызывают выраженную тканевую реакцию с последующими рубцовыми изменениями и обструкцией выводящих протоков. В урологии при операциях

на мочеточниках и мочевом пузыре наиболее часто применяют рассасывающиеся материалы, такие как полисорб, биосин, дексон, викрил, максон. Следует избегать использования синтетических нерассасывающихся нитей, которые могут приводить к образованию мочевого камня. В хирургии сердечно-сосудистой системы применяют как рассасывающиеся материалы, например, биосин, максон, ПДС, так и нерассасывающиеся – гортекс, полипропилен, корален. Выбор конкретной нити осуществляется в зависимости от толщины сосудистой стенки, принадлежности к венозному или артериальному руслу, а также величины механической нагрузки, которую она должна выдерживать. Протезирование клапанов сердца и крупных сосудов выполняется с применением исключительно нерассасывающихся материалов. Наиболее подходящим материалом для наложения шва желчных протоков считается биосин. Хорошие результаты реконструктивных операций на желчевыводящих путях достигаются при использовании дексона, полисорба и викрила.

При послойном восстановлении лапоратомной раны используют сочетание рассасывающихся и нерассасывающихся материалов. Для формирования прочного соединительного рубца на апоневрозе, как правило, используют лавсановые и полипропиленовые нити, способные обеспечить длительное и надежное сведение краев апоневроза до момента его полного срастания. При необходимости выполнить пластику грыжевых ворот предпочтительно воспользоваться специальной политетрафторэтиленовой или полипропиленовой сеткой [5]. Брюшину и подкожную клетчатку сшивают с применением полифиламентных нитей из полисорба или викрила, которые с течением времени полностью удаляются из организма.

С позиций эстетической хирургии восстановление целостности кожной раны целесообразно выполнять с помощью внутрикожного косметического шва. Для этого рекомендуется использовать рассасывающиеся полифиламентные нити с атравматичной иглой, такие как полисорб, биосин, монософ.

Таким образом, для достижения высоких лечебных и эстетических результатов любого хирургического вмешательства большое значение имеет выбор оптимального шовного материала. Глубокие теоретические знания и достаточный уровень практической подготовки врача по данному вопросу являются неотъемлемыми составляющими чертой современной хирургической практики.

Список литературы

1. Абаев Ю.К. Раневая инфекция в хирургии. Минск: Беларусь 2003; 292.
2. Бонцевич Д.Н. Хирургический шовный материал. М Интеграция 2005; 118.
3. Буянов В.М. Хирургический шов. СПб Питер, 2001; 112.
4. Гальерин Э.И. Руководство по хирургии желчных путей. М Видар 2009; 268.
5. Грубник В.В. Современные методы лечения брюшных грыж. М Видар 2001; 280.
6. Дидикин С.С. Основы микрохирургии. М ГЭОТАР-Медиа 2009; 96.

7. *Ежеев В.Н., Буянов В.М., Удотов О.А.* Хирургический шов. Медпрактика М 2001; 110.
8. *Зубарев П.Н.* Общая хирургия.-СПб.:Специальная литература, 2011; 607.
9. *Кузнецов Н.А.* Общая хирургия. М МедПресс 2009; 892.
10. *Литтманн И.* Оперативная хирургия. М Самиздат 2008; 1136.
11. *Петров С. В.* Общая хирургия: Учебник для вузов 2-е изд. 2004; 768.
12. *Пиениснов К.П.* Курс пластической хирургии. М Медицина 2010; 754.
13. *Савельев В.А.* Клиническая хирургия. Национальное руководство. М ГЭОТАР-Медиа 2011; 832.
14. *Семенов Г.М., Петришин В.Л., Ковиова М.В.* Хирургический шов. СПб Питер 2002; 251.
15. *Симбирцев С.А.* Основы оперативной хирургии. СПб Гиппократ 2002; 632.
16. *Слепцов И.В., Черников Р.А.* Узлы в хирургии. СПб Салит-Медкнига 2000; 176.
17. *Цепколенко В.Л.* Пластическая эстетическая хирургия. М Медицина 2000; 245.
18. *Bloom, B.S., Goldberg, D.J.* Suture material in cosmetic cutaneous Surgery, J.Cosmet. Laser Ther. 2007; 9: 41–45.
19. *Brisson, H.* Current Suture Materials in Surgery, Prat Med Chiridel'AniCie 2002; 37: 469–474.
20. *Dencker, A., Lundgren, I. and Sporrang, T.* Suturing after childbirth—a randomised controlled study test in new monofilament material, BJOG: Int.J. Obstetr. Gynaecol. 2006; 113: 114–116.
21. *Drake DB, Rodeheaver PF, Edlich RF, Rodeheaver GT.* Experimental studies in swine for measurement of suture extrusion. J Long Term Eff Med Implants. 2004; 14(3): 251-9.
22. *Edlich RF, Becker DG, Thacker JG, Rodeheaver GT.* Scientific basis for selecting staple and tape skin closures. Clin Plast Surg. Jul 1990; 17(3): 571-8.
23. *Ford HR, Jones P, Gaines B, Reblock K, Simpkins DL.* Intraoperative handling and wound healing: controlled clinical trial comparing coated VICRYL plus antibacterial suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan) with coated VICRYL suture (coated polyglactin 910 suture). Surg Infect (Larchmt). 2005; 6(3): 313-21.
24. *Gassner, R.* Wound Closure Materials, Oral Maxillofac. Surg. Clin. North Am., 2004; 14: 95–104.
25. *Im, J.N., Kim, J.K., Kim, H.-K., Lee, K.Y. and Park, W.H.* Effect of trying conditions on the knot security of suture materials, J.Appl. Polym. Sci., 2008; 109: 918–922.
26. *Lin K.Y., Farinholt H.M., Reddy V.R., Edlich R.F., Rodeheaver G.T.* The scientific basis for selecting surgical sutures. J Long Term Eff Med Implants. 2001; 11(1-2): 29-40.
27. *Linerros-Fernandez A., Drake D.B., Rodeheaver P.A., Moody D.L., Edlich R.F., Rodeheaver G.T.* CAPROSYN*, another major advance in synthetic monofilament absorbable suture. J Long Term Eff Med Implants. 2004; 14(5): 359-68.
28. *Li, J. and Yuan, X.-Y.* Research progresses on synthetic absorbable sutures, J.Tianjin polytechnic university, 2006; 25: 18–21.
29. *Makela, P., Pohjonen, T., Tormala, P., Waris, T. and Asham-makhi, N.* Strength Retention Properties of Self-Reinforced PolyL-Lactide (SR-PLLA) Sutures Compared with Polyglyconate (Maxon) and Polydioxanone (PDO) Sutures. An InVitro Study, Biomaterials, 2002; 23: 2587–2592.
30. *Murtha A.P., Kaplan A.L., Paglia M.J., Mills B.B., Feldstein M.L., Ruff G.L.* Evaluation of a novel technique for wound closure using a barbed suture. Plast Reconstr Surg. May 2006; 117(6): 1769-80.
31. *Szarmach R.R., Livingston J., Edlich R.F.* An expanded surgical and needle evaluation and selection program by a healthcare resource management group purchasing organization. J Long Term Eff Med Implants. 2003; 13(3): 155-70.
32. *Talor, B. and Bayat, A.* Basic plastic surgery techniques and principles: choosing the right suture material, Stud.BMJ, 2003; 11: 140–141.
33. *Vasanthan, A, Satheesh, K., Hoopes, W., Lucaci, P., Williams, K. and Rapley, J.* Comparing suture strengths for clinical applications: a novel in vitro study, J.Periodontol., 2009; 80: 618–624.

Поступила 30.10.2011 г.

Информация об авторах

1. Бычков Игорь Валерьевич – ассистент кафедры акушерства и гинекологии №2 Воронежской государственной медицинской академии им. Н.Н.Бурденко; e-mail: archer-205@ya.ru
2. Бычков Валерий Иванович – д.м.н., проф., заместитель главного врача по акушерству и гинекологии городской клинической больницы скорой медицинской помощи №10, г. Воронеж; e-mail: val@obg.vrn.ru