
КЛИНИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА

УДК 617-089-03+615.468.6 (043.3/5)

ХИРУРГИЧЕСКИЙ ШОВНЫЙ МАТЕРИАЛ**Д.Н. Бонцевич****Гомельский государственный медицинский университет**

В статье представлен обзор литературы по проблеме шовного хирургического материала.

Ключевые слова: традиционный шовный материал, модифицированный шовный материал, современный шовный материал, классификация шовного материала.

SURGICAL SUTURE MATERIAL**D.N. Bontsevich****Gomel State Medical University**

This article describe review from the problem of suture material.

Key words: traditional suture materials, suture materials after modification, modern suture materials, classification suture materials.

Соединение тканей является одним из самых сложных этапов хирургического вмешательства, от качества выполнения которого во многом зависит исход операции. Многочисленные публикации с описанием различных методик сопоставления тканей лишь подтверждают сложность и нерешенность данной проблемы. На сегодняшний день имеется несколько вариантов соединения тканей (хирургический шов, аппаратный шов, клеевое соединение, сварка тканей лазером). Каждому из них в равной степени присущи определенные недостатки и преимущества [5, 13]. Наиболее распространенным в настоящее время является соединение тканей посредством хирургического шва [1, 3, 6, 7, 11, 25].

Соединение тканей посредством хирургического шва предполагает использование в качестве фиксатора тканей шовный материал. На сегодняшний день известно свыше 250 наименований шовного материала различных фирм и компаний, что свидетельствует о неудовлетворенности качеством шовного материала и настоятельном поиске более совершенных хирургических нитей. Выдающийся ученый профессор хирургии Н.И. Пирогов в своем классическом труде «Начала военно-полевой хирургии» первым обозначил свойства, которыми должен обладать «идеальный» шовный материал: «тот материал для шва самый лучший, который: а) причиняет наименьшее раздражение в про-

кольном канале; б) имеет гладкую, ровную (не шершавую) поверхность; в) не впитывает в себя жидкостей из ранки, не разбухает, не переходит в брожение, не делается источником заражения; г) при достаточной плотности и тягучести тонок, гибок, не обьемист и не склеивается со стенками прокола. Вот идеал шва» [3, 11].

В наше время перечень свойств, которыми должен обладать «идеальный» шовный материал, значительно пополнился. На основании данных разных авторов [1, 6, 7, 8, 15, 23, 24], можно определить требования к хирургическим нитям: биоинертность, атравматичность, прочность нити должна превосходить прочность раны на всех этапах ее заживления, надежность узла и прочность на разрыв в узле, резистентность к инфекции, программируемая рассасываемость (после выполнения своей функции шовный материал должен рассасываться в кратчайшие сроки), хорошие манипуляционные качества, применимость для любых операций, отсутствие фитильности, канцерогенности и аллергенных свойств, отсутствие ферромагнитных свойств, низкая цена, простота стерилизации [3, 11].

Классификация хирургического шовного материала

Существуют многочисленные классификации шовного материала, в основу которых положены различные квалификационные признаки (по происхождению, по

структуре, по предназначению и др.), поэтому они имеют односторонний характер и не охватывают всего комплекса физических, биологических и функциональных свойств, присущих шовным хирургическим нитям [3, 11].

Наиболее удачной следует считать классификацию, предложенную В.М. Буяновым (1974).

Классификация шовного материала по В.М. Буянову

К рассасывающимся материалам относятся:

- кетгут, коллаген;
- шелк;
- материалы на основе полиамидов (капрон);
- материалы на основе целлюлозы (окцелон, кацелон);
- материалы на основе полигликолидов (биосин, викрил, дексон, максон);
- материалы на основе полидиоксанов (полидиоксанон);
- материалы на основе полиуретанов (полиуретан).

К нерассасывающимся материалам относятся:

- материалы на основе полиэфиров (лавсан, мерсилен, этибонд);
- материалы на основе полиолефинов (суржипро, пролен, полипропилен);
- материалы на основе поливинилидена (корален);
- материалы на основе фторполимеров (гор-тэкс, витафон);
- материалы на основе металла (металлическая проволока, скобки).

По структуре нити различаются:

- монопить;
- полинить (полифиламентная):
 - а) крученые нити;
 - б) плетеные нити;
 - в) комплексные нити.

Характеристика свойств традиционного шовного материала

К традиционным шовным материалам относят хирургические нити из кетгута, шелка, хлопка, капрона, лавсана, которые в исторически обозримые сроки применялись и продолжают использоваться в клинической практике для сшивания поврежденных тканей человека и животных.

Нити на основе материала животного происхождения (кетгутовые нити). Кетгут является первым натуральным рас-

сасывающимся шовным материалом, состоящим из обработанного и очищенного коллагена [1, 3, 7]. В настоящее время применение кетгута в клинической практике весьма ограничено [1, 3, 8, 9, 10, 12] из-за ряда серьезных недостатков: сложный и дорогой процесс производства кетгутовых нитей из животного сырья; сильная загрязненность различными примесями и первичная инфицированность; сложность стерилизации; избыточная набухаемость и чрезмерное разволокнение; скручиваемость и извитость, значительно затрудняющие техническое обращение с нитью; избыточно выраженная (вплоть до аллергической) реакция тканей с образованием грубого соединительно-тканного рубца; низкие манипуляционные свойства («режет» ткани, требует завязывания 3–4 узлов); длительные сроки рассасывания — в среднем занимают 2–3 недели, однако эти сроки могут варьировать от 2 дней до нескольких лет [3, 9, 10, 25, 26]; способность стимулировать вирулентность микрофлоры (в присутствии кетгутовой лигатуры достаточно 100 микробных тел стафилококка, чтобы вызвать нагноение в окружающих тканях) [2, 3, 11, 25].

Нити на основе материалов растительного происхождения. Шелк и хлопок относятся к условно рассасывающимся материалам природного происхождения. Большую часть прочности шелковая нить в организме человека теряет в течение 3–6 месяцев, а полное рассасывание обычно завершается к 2 годам после имплантации. Хлопок относится к нерассасывающимся шовным материалам, а это значит, что большую часть своей прочности он сохраняет на протяжении более 6 месяцев. В остальном шелк и хлопок схожи. По своим физико-механическим свойствам они считаются «золотым стандартом» в хирургии. Хирургические нити из шелка и хлопка мягкие, гибкие, прочные, позволяют вязать два узла, легко стерилизуются. В то же время данный вид шовного материала легко инфицируется, разволокняется, вызывает асептическое воспаление вплоть до образования некрозов. При использовании шелковой нити в эксперименте оказалось достаточно 10 микробных тел стафилококка, чтобы вызвать нагноение раны [3, 11, 14, 21, 25, 26]. Шелк обладает выраженной сорбционной способностью и фитильными свойствами, поэтому

может служить резервуаром и проводником микробов [11, 25].

По нашим данным, шелковые нити занимают до 10 % от общего объема использованного в республике традиционного шовного материала.

Нити, изготовленные на основе синтетических полиамидных соединений (капроновые нити). Полиамид выпускается в двух видах — монофиламентной и полифиламентной нити. Капроновые лигатуры (полиамид-6) обладают хорошей исходной прочностью (в 2 раза прочнее кетгуты и в 12,5 раза шелка), эластичностью, устойчивостью к деформации и истиранию, высоким значением разрывного удлинения (22%) [1, 3, 9, 10, 11, 16, 19, 21,]. Под действием среды организма полиамидные шовные имплантаты подвергаются разрушению, причем в зависимости от вида волокна (нейлон, капрон, силон, перлон), особенностей метаболизма организма (крыса, собака, кролик, человек), вида ткани, в которую выполнена имплантация (кожа, мышцы, печень, желудочно-кишечный тракт), потеря прочности происходит с различными скоростями. В организме крысы потеря прочности осуществлялась следующим образом: 15–20% прочности терялось в течение первых 2 недель, около 40% — в течение первого месяца и через три месяца оставалось только 28% исходной величины [3, 11]. Согласно другим данным [21, 25, 26], после годичной имплантации полиамидных нитей их прочность составила около 50% от исходной. К существенному недостатку полиамида относят высокую гидрофильность: при температуре 20°C и относительной влажности 60% влагопоглощение капроном составляет 4,5%, в водной среде полиамид поглощает еще около 12% влаги от собственного веса, при этом его прочность снижается на 11–18% [1, 8, 25]. Тканевая реактогенность полиамида зависит от вида используемого волокна: наименьшая — на монофиламентные нити, средняя — на плетеные и сильно выраженная — на крученые. Полиамид достаточно быстро теряет прочность в кислой среде с присутствием ферментов (в присутствии препарата Enzypomg линейная прочность полиамидного волокна после 24-часового выдерживания в растворе с наличием препарата при pH = 4–5 и t = 37°C уменьшилась на 7,5%,

узловая прочность — на 9,5%, растяжение — на 10,5% по сравнению с опытами без добавки ферментов). Имеются также данные о достаточно значительном влиянии и других факторов организма (электролитный состав, окружающая среда и др.) на метаболизм полиамида [9, 10, 11].

По нашим данным, полиамидные нити занимают до 60% от общего объема использованного в республике традиционного шовного материала.

Нити, изготовленные на основе синтетических полиэфирных соединений (полиэтилентерефталат, лавсан, дакрон), обладают высокой начальной прочностью (превышающей шелк и капрон), сохраняющейся неизменной в течение неопределенного срока; по сравнению с капроном и шелком вызывают минимальную тканевую реакцию; прочность при намокании практически не изменяется [1, 3, 25]; обладают высокой жесткостью и твердостью, практически не деградируют в организме, благодаря чему используются для производства сосудистых протезов. К недостаткам полиэфирных нитей относят ярко выраженный пилящий эффект, более низкие, чем у шелка и капрона манипуляционные свойства. Лавсановые хирургические нити используются для соединения тканей, где присутствует ярко выраженный соединительнотканый компонент (апоневроз, связки). По нашим данным, полиэфирные нити занимают до 20% от общего объема использованного в республике традиционного шовного материала.

Способы модификации традиционных хирургических нитей

Идея модификации шовного материала принадлежит Ab Aquapendente из Падуи (1537–1619 гг.), который предложил использовать «лен, пропитанный гумми». Листер в 1869 году для придания кетгуту большей жесткости предложил покрывать его хромом [3, 11, 25]. В дальнейшем видоизменение шовного материала с целью придания ему новых свойств получило широкое распространение, и на сегодняшний день значительное количество хирургических нитей имеет различные виды покрытий, нанесенных на их поверхность. Преимущественно модифицируются полифиламентные нити для улучшения биологических свойств и устранения «пилящего эффекта».

К наиболее распространенным способам модификации традиционного шовного материала относятся:

1) импрегнация серебром и покрытие поверхности нити восковыми веществами либо силиконом (шелк, ти-крон);

2) обработка нитей раствором хромистых и йодистых солей (кетгут хромированный и йодированный);

3) клеевая обработка, нанесение на поверхность нити ионообменных смол (летилян, поликон);

4) различного типа покрытия (нурлон, карбилан, этибонд, фторлин, фторэкс).

По мнению большинства исследователей, наиболее перспективным, простым, эффективным и дешевым способом придания шовному материалу качественно новых свойств является метод нанесения на хирургические нити различных типов покрытий [1, 6, 7, 8, 11, 16, 23, 24, 25, 26].

Преимуществами данного метода перед остальными, на наш взгляд, являются: значительная эффективность метода, связанная с тем, что большинство отрицательных качеств шовного материала обусловлено недостатками поверхности нити (трение, капиллярность, фитильность и др.), которые устраняются посредством нанесения покрытия; большой выбор различных типов покрытий; техническая простота нанесения покрытия на шовный материал. К явным преимуществам методики следует отнести сохранение изначально неплохих манипуляционных свойств традиционного шовного материала и экономический эффект разработки, определяемый гораздо меньшей стоимостью модифицированного шовного материала по сравнению с разработкой и синтезом современных синтетических хирургических нитей [3, 11].

В результате модификации при помощи нанесения покрытия получают комплексные нити, которые составляют большую часть современного шовного материала: дексон 2 — дексон с поликапролатовым покрытием, покрытый викрил, супраамид (шовный материал из полиамида 6/6, полимера гексаметилендиамина и адипиновой кислоты), нуrolон (составлен из плотно сплетенных волокон нейлона, для улучшения свойств покрыт специальным составом), обработанный шелк фирмы «Этикон» (шелк импрегнирован и покрыт

смесью силикона и восковых веществ), нити этибонд экстра (полиэфирные нити равномерно покрыты полибутилатом), фторэкс (нерассасывающиеся плетеные лавсановые нити с фторполимерным покрытием), фторлин (капроновые крученые нити с фторполимерным покрытием). Причем после модификации нити по своим качествам ничуть не отличаются от современных синтетических нитей, а стоимость их значительно меньше [3, 11].

Характеристика свойств современного шовного материала

Современный шовный материал, предназначенный для сшивания тканей, представлен хирургическими нитями, которые изготовлены из синтетических полимерных материалов, обладающих физическими и биологическими свойствами, присущими качественному материалу для швов. К ним относят дексон, викрил, максон, ПДС, нуrolон, этибонд, пролен.

По отношению к биодеструкции тканями организма современный шовный материал подразделяется на рассасывающиеся и нерассасывающиеся синтетические нити, по строению — на полифиламентный (дексон, этибонд, нуrolон, полисорб) и монофиламентный (максон, ПДС, пролен) [3, 7, 14, 20].

Современный синтетический шовный материал применяется, как правило, в специализированных отраслях хирургии (сосудистая хирургия, кардиохирургия, нейрохирургия, офтальмология), требующих прецизионной техники наложения шва.

Объем закупки составляет 10% от общего количества приобретаемого шовного материала.

Современный рассасывающийся шовный материал

Полифиламентный шовный материал характеризуется, в сравнении с аналогами из группы традиционных шовных материалов, значительными преимуществами: прочнее кетгута (полисорб примерно в 1,5 раза, дексон в 3 раза прочнее кетгута), вызывает незначительную тканевую реакцию, обладает строго определенными, близкими к оптимальным сроками потери прочности и рассасывания. Дексон и викрил теряют до 80% прочности за 2 недели, полисорб — за 3 недели, полностью рассасываются в течение 2–3 месяцев после операции [1, 3, 7, 8, 14, 17, 18, 26].

Однако и этой группе нитей свойственны недостатки, связанные, главным образом, с их структурой, которая сохраняет фитильно-капиллярные свойства и «пилящий» эффект. Для снижения «эффекта пилы» викрил покрывают стеаратом кальция (викрил с покрытием), а дексон — поликапролатом (дексон 2). В результате такой модификации снижается травмирующее действие и улучшаются капиллярные свойства нити с одновременным снижением прочности узла, что требует наложения дополнительных 2–3 узлов для большей надежности [3, 11].

Монофиламентный шовный материал характеризуется, в сравнении с аналогами из группы традиционных шовных материалов, значительными преимуществами: вследствие гладкой поверхности моноволокна обладают слабым травматическим воздействием при протягивании; нити длительное время сохраняют высокую прочность в тканях (ПДС в первый месяц теряет лишь 30% своей прочности) [15, 20, 22].

Большинство исследователей отмечают следующие недостатки монофиламентных рассасывающихся хирургических нитей: невысокая прочность (по сравнению с полифиламентными нитями), значительная потеря прочности в узле (если полипропилен теряет в узле 8–15% прочности, то ПДС — 40–50%), низкая надежность узла (для прочного завязывания ПДС рекомендуют накладывать не менее 6 узлов), большая жесткость нити, длительные сроки с возможным образованием лигатурных свищей или холедохо — либо уролитиаза) [19, 26].

Современный нерассасывающийся шовный материал

Полифиламентный шовный материал представлен нитями, произведенными на основе полиамида и полиэфира.

На основе полиамида: супрамид (шовный материал из полиамида 6/6, полимера гексаметилендиамина и адипиновой кислоты), нуролон (составлен из плотно сплетенных волокон нейлона, для улучшения свойств покрыт специальным составом) [3, 9, 10, 11, 20].

Хирургические нити этой группы характеризуются, в сравнении с их аналогами из группы традиционных шовных материалов, следующими преимуществами: обладают высокой прочностью, хорошими манипуляционными качествами, вызывают небольшую воспалительную реакцию, за которой следует

постепенное, медленное формирование соединительнотканной капсулы (в отличие от полиамида, где присутствует постоянное хроническое воспаление) [12, 15, 16, 19].

На основе полиэфира: нити этибонд экстра (полиэфирные нити, равномерно покрытые полибутилатом), фторэкс (нерассасывающиеся плетеные лавсановые нити с фторполимерным покрытием), ти-крон (полиэфирные нити, равномерно покрытые силиконом), тевдек (полиэфирные нити, равномерно покрытые политетрафторэтиленом).

В этой группе шовного материала различные виды покрытия значительно улучшают трибологические и манипуляционные качества шовного материала. Из недостатков можно отметить низкое сродство покрытий с полиэфирами (за исключением полибутилата), что приводит к смещению покрытия при прохождении через ткань, с формированием чередующихся четкообразных участков с отсутствием или избытком покрытия, что усиливает тканевую реакцию.

Монофиламентные синтетические шовные материалы (полипропилены, корален, гортекс) характеризуются следующими качествами: высокая биоинертность; реакция тканей на полиолефины практически отсутствует, поэтому полиолефины применяют в инфицированных тканях [3, 11, 26]; полипропилен обладает надежным узлом (можно вязать 4 узла) [25, 26]. Из недостатков можно выделить достаточно высокую стоимость нити, ее высокую жесткость [18, 23].

Выводы

1. Научные исследования различных видов шовного материала и его взаимоотношений с тканями организма являются своевременными и актуальными.

2. Существующие современные традиционные хирургические нити не отвечают требованиям «идеального» шовного материала и нуждаются в совершенствовании физических и биологических свойств.

3. Улучшенные хирургические нити могут быть получены путем разработки нового синтетического материала либо модификацией традиционных хирургических нитей.

4. Модификация хирургической нити путем нанесения биоинертного полимерного покрытия на их поверхность позволяет существенно видоизменить основные свойства шовного материала, приблизив его к современным хирургическим нитям.

ЛИТЕРАТУРА

1. Байчоров Э.Х., Дубовой Л.М., Пасечников А.Д. Современный шовный материал, применяемый в хирургии // Здоровье — системное качество человека: Сб. ст. — Ставрополь, 1999. — С. 328–334.
2. Бондарев А.А., Бежин А.И., Должиков А.А. Оценка реакции на имплантацию хирургических нитей // Современные вопросы дерматовенерологии: Юбил. сб. науч. тр. — Курск, 1997. — 19 с.
3. Буянов, В.М., Егеев В.Н., Удотов О.А. Хирургический шов / График Групп, 2000. — 93 с.
4. Измайлов Г.А., Измайлов С.Г., Попов А.Н. Новые подходы к оценке клинической эффективности шовных материалов на современном уровне технического обеспечения ушивания ран // Современные подходы к разработке эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных имплантатов: Материалы II Междунар. конф., Москва, 21–22 нояб. 1995 г. — М., 1995. — С. 316–319.
5. Коломейцев П.И., Шмакова М.В., Малкова Е.М. Выбор метода соединения краев кожной раны по клиническим и экспериментальным данным // Новые технологии в хирургии: Тез. докл. — Новосибирск, 1999. — С. 177–178.
6. Кулаков В.И., Абрамян Р.А. Перспективы применения новых шовных материалов в ургентной гинекологии // Акушерство и гинекология. — 1991. — № 11. — С. 53–55.
7. Маскин С.П., Маскин С.С., Коровин А.А. Современные синтетические рассасывающиеся шовные материалы в абдоминальной хирургии // Актуальные вопросы современной хирургии. — Астрахань, 1996. — Т. 6. — С. 66–67.
8. Насиров М.Я., Будагов Т.Я. Хирургический шовный материал — проблемы и перспективы // Азербайджанский медицинский журнал. — 1990. — № 6. — С. 75–80.
9. Привалова Л.Г., Кусь А.Г., Заиков Г.Е. Полимерные волокна в хирургии. Ч. I. // Полимеры в медицине. — 1981. — Т. 11. — № 2. — С. 177–130.
10. Привалова Л.Г., Кусь А.Г., Заиков Г.Е. Полимерные волокна в хирургии. Ч. 2. // Полимеры в медицине. — С. 44–58.
11. Пучков К.В., Селиверстов Д.В. Новые синтетические шовные материалы в хирургии. — Рязань, 1994. — 42 с.
12. Соболева С.Н. Применение синтетических материалов в экспериментальной и клинической хирургии // Вопросы клинической, экспериментальной хирургии и прикладной анатомии: Сб. науч. работ, посвящ. 100-летию каф. оператив. хирургии и клинич. анатомии СПбГМУ им. И.П. Павлова. — СПб., 1998. — С. 54–58.
13. Стародубцев Н.Г. Совершенствование шовных и клеевых способов соединения тканей в хирургии: Автореф. дис. д-ра мед. наук : 14.00.27 / Перм. гос. мед. ин-т. — Пермь, 1989. — 35 с.
14. Чхиквадзе Т.Ф., Зарнадзе Н.К. Рассасывающиеся синтетические шовные материалы: Обзор // Хирургия. — 1990. — № 12. — С. 154–158.
15. Шевченко А.С. Современные представления об использовании шовного материала в хирургической и гинекологической практике // Медицина сегодня и завтра. — 1998. — № 1. — С. 161–168.
16. Cavaliere R. Suture materials. Properties and uses. // J Am Podiatry Assoc. — 1983. — Vol. 4. — P. 57–64.
17. Chu C.C. Mechanical Properties of Suture Materials // Ann. Surg. — 1981. — Vol. 193. — № 3. — P. 365–371.
18. Chu C.C., Williams D.F. Effects of physical configuration and chemical structure of suture materials on bacterial adhesion. A possible link to wound infection // American Journal of Surgery. — 1984. — Vol. 147. — № 2. — P. 197–204.
19. Chu C.C., Kizil Z. Quantitative evolution of stiffness of commercial suture materials // Surgery, Gynecology and Obstetrics. — 1989. — Vol. 168. — P. 233–238.
20. Comparative Study of Tissue Response to Polyglycaprone 25, Polyglactin 910 and Polytetrafluorethylene Suture Materials in Rats. H.N. Filho, M.A. Matsumoto, A.C. Batistuta etc. // Braz Dent J. — 2002. — Vol. 13. — № 2. — P. 86–91.
21. Mechanical Comparison of 10 suture materials before and after in Vivo incubation. D. Greenwald, S. Shumway, P. Albear etc. // Journal of surgical research. — 1994. — Vol. 56. — P. 372–377.
22. Mechanical Performance of Surginical Sutures. J.G. Thacker, G. Rodeheaver, J. W. Moore etc. // The American Journal of Surgery. — 1975. — Vol. 130. — P. 374–380.
23. Meyer R.D., Antonini C.J. A Review of Suture Materials, Part I. // Compendium of Continuing Education in Dentistry. — 1989. — Vol. 10. — № 5. — P. 260–264.
24. Meyer R.D., Antonini C.J. A Review of Suture Materials, Part II. // Compendium of Continuing Education in Dentistry. — 1989. — Vol. 10. — № 6. — P. 360–367.
25. Sabiston C.D. Textbook of surgery. — Toronto: Saunders Company, 1986. — 850 p.
26. Sanz L.E. Selecting the best suture material. // Contemporary Ob/Gyn. — 2001. — Vol. 4. — P. 57–72.