

К ВОПРОСУ О ВЫБОРЕ ШОВНОГО МАТЕРИАЛА

**Винник Ю. С., Маркелова Н. М., Василеня Е. С., Пахомова Р. А., Назарьянц Ю. А.,
Кузнецов М. Н., Куликова А. Б.**

ГБОУ ВПО «Красноярский государственный медицинский университет им. проф. В. Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России», Красноярск, Россия (660022, Россия, Красноярский край, г. Красноярск, улица Партизана Железняка, дом 1) e-mail: markelova_nadya@mail.ru

Основной функцией любого хирургического шва является обеспечение достаточно плотного, герметичного и надежного соединения ушиваемых тканей и удержание их в фиксированном положении с постоянной компрессией в течение всех этапов заживления раны, включая послеоперационный отек. Это предопределяет особые требования к прочности и эластичности шовных материалов, способности надежно фиксироваться хирургическим узлом. Вместе с тем, шовный материал должен быть биосовместимым, атравматичным, не иметь капиллярности и фитильности, сохранять свои свойства при стерилизации и в процессе хранения. Прогресс в хирургии желудочно-кишечного тракта, связанный с применением новых мощных антибактериальных препаратов, новых шовных материалов, аппаратного формирования межкишечных анастомозов, к сожалению, не решил проблемы несостоятельности швов. Несмотря на значительные успехи, достигнутые в биотехнологии, пока не удалось создать материалы, полностью совместимые с живым организмом.

Ключевые слова: мышечно-фасциальные и кишечные швы, шовный материал.

ON THE SELECTION OF SUTURE MATERIAL

**Vinnik Y. S., Markelova N. M., Vasilenya E. S., Pahomova R. A., Nazaryanc Y. A.,
Kuznecov M. N., Kulikova A. B.**

GBOU VPO "Krasnoyarsk State Medical University. prof. VF Vojno-Yasenetsky Russian Ministry of Health ", Krasnoyarsk, Russia (660022, Russia, Krasnoyarsk, Krasnoyarsk, street Partizan Zheleznyaka House 1)e-mail: markelova_nadya@mail.ru

The main function of any surgical suture is to provide a sufficiently dense, tight and reliable connection sutured tissue and hold them in a fixed position with a constant compression during all phases of wound healing, including the post-operative swelling. This presupposes the special requirements for strength and elasticity of suture materials, the ability to securely surgical site. However, the suture material should be biocompatible, noninvasive, and does not have capillary wick, remain effective in sterilization and during storage. Progress in surgery of the gastrointestinal tract associated with the use of powerful new antibiotics, new suture materials, hardware, forming intestinal anastomosis, unfortunately, did not solve the problem of insolvency joints. Despite the significant advances made in biotechnology have not been able to create materials, fully compatible with the living organism.

Key words: muscle-fascial and intestinal sutures, suture material.

Поиски новых хирургических шовных материалов не теряют актуальности, так как до сих пор у хирургов нет «идеального» хирургического шовного материала. Из выпускаемых в нашей стране и за рубежом хирургических шовных материалов абсолютное большинство является перманентным, т. е. после имплантации в ткань остается там на долгое время. С оставшимися в ткани шовными узлами связаны такие осложнения, как нагноение ран, образование свищей и полостей, так называемая шовная болезнь желудка, образование на швах камней в главном желчном протоке, после холецистэктомии, или в мочевом тракте и т. д. [1, 2]. Поэтому желательно, чтобы хирургический шов обеспечивал плотное приближение краев раны до ее заживления и после приобретения раной достаточной прочности исчезал из тканей – рассасывался [10].

В 40–60-х годах XX в. появилось большое количество работ, посвящённых проблеме поиска новых шовных материалов. Были предложены множество нитей, среди которых встречалось немало экзотических: конский волос, сухожильные нити крыс, кошек, кита, северного оленя, кенгуру, нити из аорты и твёрдой мозговой оболочки крупного рогатого скота, из нервов собаки, из человеческой пуповины.

Применялась также в качестве шовного материала и рыболовная леска. Однако недостатки этих материалов (сложность получения, реакция тканей, возможность инфицирования нити, механические качества) препятствовали их широкому внедрению в хирургическую практику.

В 1924 г. в Германии Герман и Хохль впервые получили поливиниловый спирт, который считается первым синтетическим шовным материалом. В 1927 г. в Америке Коротерс повторил открытие и назвал полученный материал нейлоном. В 30-х годах создаются еще два синтетических шовных материала – капрон (полиамид) и лавсан (полиэфир). Уже в конце 30-х и в 40-х годах эти материалы начали широко применяться в хирургии. В 1956 г. появился принципиально новый материал – полипропилен [1, 3].

В 40-х годах начинает проявляться интерес к нитям с покрытием. Промышленно начинает выпускаться «супраамид экстра» – крученый капрон с полимерным покрытием.

В 70-х годах создан материал, значительно превосходящий по инертности известные ранее, – политетрафторэтилен.

В 1968 г. на мировом рынке появился первый синтетический рассасывающийся шовный материал дексон, созданный фирмой «Davis&Geck» на основе полигликолида – полимера гликолевой кислоты. Дальнейшие исследования привели к созданию фирмой «Ethicon» в 1972 г. нового шовного материала на основе сополимера гликолевой и молочной кислот в соотношении 9:1 (полиглактин-910). Новый шовный материал был назван викрилом. Через некоторое время его качества были существенно улучшены с помощью специального полимерного покрытия, облегчающего проведение нити через ткани. В последующие годы были разработаны еще несколько синтетических рассасывающихся шовных материалов, таких как ПДС и ПДС II, монокрил, полисорб, максон. Эти материалы обладают рядом достоинств, что обуславливает их широкое использование в хирургии.

По характеру исходного сырья хирургические шовные рассасывающиеся нити можно систематизировать по группам:

Рассасывающиеся шовные материалы биологической природы.

Кетгутовые нити были созданы Галеном, популяризованы в 1840 г. Луиджи Порты (Luigi Porta) – профессором хирургии из Павии и в 1868 г. в Англии усовершенствованы путём хромирования Джозефом Листером. Кетгут был первым из известных

рассасывающихся шовных материалов. Кетгутовая нить является наиболее реактогенной из всех применяемых сейчас нитей. Исследованию поведения кетгутовых нитей в организме посвящено множество работ. Показано, что скорость рассасывания кетгута в тканях организма значительно зависит от степени его дубления. В организме кетгут переваривается лизосомальными ферментами, продуцируемыми в основном макрофагами, мигрирующими в ткани вокруг шва [2]. Следовательно, в зависимости от вида ткани и места имплантации сроки потери прочности и рассасывания кетгута могут варьировать. Хотя снижение прочности кетгута происходит через 2–3 недели, а полное рассасывание – через 60 дней, описаны случаи уменьшения его прочности до заживления раны и, наоборот, обнаружение нитей в тканях через длительные периоды. Беспорядочное рассасывание кетгута отмечено в ранах мочевого пузыря. Значительное аллергезирующее действие и воспалительная реакция с массивной клеточной инфильтрацией вокруг нитей при наложении кетгутом кишечных анастомозов наблюдается в сроки 7–14 суток. После 14 суток интенсивность воспалительного процесса уменьшается, в области рубца развивается обезображивающий слизистую оболочку фиброз, нередко суживающий просвет кишки. При использовании кетгутовых нитей в урологии наблюдаются отек и суживание уретры. Это единственная нить, на которую получена реакция анафилактического шока. Применение кетгутовой нити можно считать операцией трансплантации чужеродной ткани. Все сказанное приводит к тому, что сейчас в хирургии нет показаний для применения кетгута [2].

Синтетические рассасывающиеся шовные нити:

Представитель из синтетических рассасывающихся хирургических шовных материалов полигликолевая кислота – дексон – появился на мировом рынке в 1968 г., в 1972 г. – полиглактин-910 – викрил, в 1980 г. – полидиоксанон, в последние годы – политриметиленкарбонат – максон. Первым советским синтетическим рассасывающим хирургическим шовным материалом является окцелон, созданный на основе монокарбоксицеллюлозы. В последующие годы появились кацелон и римин [2].

Полигликолевая кислота является полимером гликолевой кислоты. Полиглактин-910 – полимер лактида и гликолидов с соотношением 1:9. Обе нити имеют плетеную структуру, так как из-за жесткости исходного материала невозможно изготовить монолитную шовную нить с хорошими манипуляционными свойствами (монолитные нити производят тонкими только для микрохирургии и офтальмологии). Дексон оказался отличным материалом для зашивания кожных ран, вызывая минимальную реакцию тканей. Некоторые исследователи не рекомендуют применять дексон, так как теряется прочность за 2 нед., при сшивании апоневроза, другие, применившие дексон у 300 больных, при сравнении с нерассасывающейся мононитью – проленом, нейлоном выявили одинаковую эффективность

материалов, частоту инфицирования ран и развития грыж. Во всех отделах желудочно-кишечного тракта анастомозы, выполненные дексоном, прочнее анастомозов, выполненных кетгутом, причем дексон сохраняется на 2 нед. дольше, чем кетгут. При всех достоинствах дексона потеря прочности *in vivo* происходит довольно быстро, что не всегда удовлетворяет хирургов [2].

Полиглактин-910 или викрил – прочный шовный материал; его прочность на разрыв больше, чем у других природных или синтетических шовных материалов. Из нитей одного и того же номера полиглактин – наиболее прочный. Несмотря на свою прочность, полиглактин-910 очень эластичен. Даже в условиях инфицирования раны шов из викрила не теряет прочности. Материал зарекомендовал себя с хорошей стороны при закрытии ран брюшной стенки. Изучение прочности кожных ран, сшитых викрилом и другими нитями, выявило стабильную однородность показателей прочности до 21-х суток, после чего до 120 суток еще наблюдается увеличение прочности ран, ушитых викрилом, по сравнению с этим показателем при использовании нерассасывающихся нитей [8].

Существенным недостатком плетенных синтетических рассасывающихся нитей является высокий коэффициент трения, затрудняющий их завязывание и проведение через ткани.

В последнее время все большими темпами идет развитие биотехнологий, в том числе и медицинской биотехнологии. Изучение механизмов регенерации тканей и органов, поиск новых технологий, которые могли бы восстановить утраченную функцию какого-либо органа или системы, привели к появлению новых отраслей, возникших на стыке биотехнологии и медицины – тканевой инженерии, регенеративной медицины и органогенеза. Эти науки изучают создание органов и тканей *de novo*. В их основе лежит принцип трансплантации клеток на матрицах-носителях. Матрица-носитель или матрикс – представляет собой синтетический или биологический комплекс для обеспечения механической прочности конструкции с заданными свойствами, трехмерного ориентирования нанесенной на него клеточной культуры. Основными критериями биологически совместимой матрицы для создания тканеинженерной конструкции должны быть: отсутствие цитотоксичности, поддержание адгезии, фиксации, пролиферации и дифференцировки, помещенных на ее поверхность клеток, отсутствие эффекта поддержания воспаления, в том числе иммунного, достаточная механическая прочность в соответствии с назначением, биорезорбируемость обычными метаболическими путями, например, ферментативным или гидролизом [9].

Список литературы

1. Абдулжалилов М. К. Компрессионное узловое соединение тканей в эксперименте и клинике / М. К. Абдулжалилов, Р. Ш. Шамсудинов, М. Ш. Аллахвердиев // Тезисы докладов всероссийской конференции хирургов, посвященной 80-летию Р. П. Аскерханова. – Махачкала, 2000. – С. 261–262.
2. Бонцевич Д. Н. Хирургический шовный материал / Д. Н. Бонцевич. – М.: Интеграция, 2005. – 118 с.
3. Буянов В. М. Хирургический шов / В. М. Буянов, В. Н. Егиев, О. А. Удотов. – М.: Репид-принт, 1993. – 102 с.
4. Выбор шовного материала в желудочно-кишечной хирургии / А. В. Тепликов, П. Я. Сандаков, В. В. Шадрин и др. // Современные подходы к разработке и клиническому применению эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных имплантатов: матер. IV междунар. конф. – М., 2001. – С. 203–204.
5. Егиев В. Н. Шовный материал / В. Н. Егиев // Хирургия. – 1998. – № 3. – С. 33–38.
6. Опыт и перспективы применения полипропиленовой мононити в гнойной хирургии / В. Т. Сторожук, Т. Н. Калинина, В. А. Жуковский и др. // Клин. хир. – 1990. – № 1. – С. 38–39.
7. Применение полипропиленовой мононити в качестве шовного материала / В. Т. Сторожук, Л. А. Вольф, Т. Н. Калинина и др. // Хирургия. – 1991. – № 12. – С. 132–135.
8. Пролонгированное антибактериальное действие шовных материалов с полимерным покрытием / К. Р. Александров, А. В. Воленко, Т. А. Васина и др. // Антибиотики и химиотерапия. – 1991. – № 11. – С. 37–40.
9. Чхиквадзе Т. Ф. Рассасывающиеся синтетические шовные материалы / Т. Ф. Чхиквадзе Н. К. Зарнадзе // Хирургия. – 1990. – № 12. – С. 154–158.
10. Brückner W. L. The effect of various suture materials on wound healing. An experimental study in animals (author's transl) / W. L. Brückner, H. Löweneck // MMW Munch. Med. Wochenschr. – 1979. – Vol. 121. – № 39. – P. 1255–1257.

Рецензенты:

Дамбаев Г. Ц., д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой госпитальной хирургии с курсом онкологии Сибирского государственного медицинского университета, г. Томск.

Чернов В. Н., д-р мед. наук, профессор, заведующий кафедрой общей хирургии Ростовского государственного медицинского университета, г. Ростов-на-Дону.