

---

---

Д.Н. БОНЦЕВИЧ, А.А. ЛЫЗИКОВ, А.А. ПЕЧЕНКИН

## **ИНФЕКЦИЯ В ХИРУРГИИ И СОВРЕМЕННЫЙ ХИРУРГИЧЕСКИЙ ШОВНЫЙ МАТЕРИАЛ**

УО «Гомельский государственный медицинский университет»,  
Республика Беларусь

Несмотря на появление новых антисептиков и антибактериальных препаратов, частота развития гнойных послеоперационных осложнений остается достаточно высокой и составляет, по данным различных авторов, от 2 до 30% от числа операций. Из множества факторов, влияющих на появление и развитие гнойно-воспалительных осложнений, большое внимание отводится шовному материалу, так как для большинства операций он является единственным инородным телом, остающимся на длительный период в организме человека. Наиболее опасной в плане возникновения инфекционных осложнений на сегодняшний день является так называемая группа «традиционного шовного материала». К этой группе обычно относят следующие шовные материалы: кетгут, шелк, капрон, лавсан. При их использовании вирулентность микроорганизмов резко возрастает. Современный шовный материал имеет высокую устойчивость к инфекции. Широкое применение современного шовного материала приводит к снижению гнойных послеоперационных осложнений.

Ключевые слова: традиционный шовный материал, модифицированный шовный материал, современный шовный материал.

Frequency of the purulent postoperative complications remains high in spite of new antiseptic and antibiotic preparations appearance. It makes up from 2 to 30% from the number of operations by the data of different authors. Suture material is very important factor influencing the appearance and development of purulent-inflammatory complications, as suture material is the single foreign body in the majority of operations, remaining in the patient's organism for a long period of time. The most dangerous is the so-called group of «traditional suture material» because of elevated infectious complication risk for a patient today. To this group one refers the following suture material: catgut, silk, nylon, Dacron. In case of their application, virulence of microorganisms increases significantly. Modern suture material has an increased resistance to infections. Wide application of modern suture material leads to reduction of the purulent postoperative complications.

*Keywords: traditional suture materials, modified suture materials, modern suture materials.*

Шовный материал является наиболее распространенным способом соединения тканей в настоящее время [1, 3, 6, 7, 11, 25]. На сегодняшний день известно свыше 250 наименований шовного материала различных фирм и компаний, что свидетельствует о неудовлетворенности качеством шов-

ного материала и настоятельном поиске более совершенных хирургических нитей.

Из множества факторов, влияющих на появление и развитие гнойно-воспалительных осложнений, большое внимание отводится шовному материалу. И это понятно, так как для большинства операций шовный

материал является единственным инородным телом, остающимся на длительный период в организме человека. На связь шовного материала и развития послеоперационных гнойных осложнений имеются четкие указания как в мировой, так и в отечественной литературе [2, 4, 23, 25]. Так, независимо от вида шовных лигатур в месте имплантации всегда развивается воспалительная реакция, продолжающаяся примерно 5-7 дней. Вокруг нитей появляются очаги некроза, лейкоцитарная инфильтрация, кровоизлияния, различные виды дистрофий. Через 2-3 недели лигатуры изолируются от окружающих тканей посредством соединительнотканной капсулы. Такой вариант течения послеоперационного периода характерен для асептического воспаления. Если же в данный процесс вмешиваются микроорганизмы, то выраженность воспалительной реакции значительно увеличивается. Это связано с тем, что в присутствии шовного материала вирулентность микроорганизмов возрастает в 1000 и более раз. Так, например, минимальная доза *Staphylococcus pyogenes*, которая способна вызвать гнойное воспаление при внутрикожном введении, колеблется между 2-8 миллионами. В то же время, в присутствии лигатуры из кетгута достаточно 100 кокков, а в присутствии шелка – 10 кокков, чтобы вызвать такое же воспаление. В течение 7 часов в логометрической прогрессии происходит увеличение из сотни кокков в миллионы [8, 18, 26].

Наиболее опасной в плане возникновения инфекционных осложнений на сегодняшний день является так называемая группа «традиционного шовного материала». К ней обычно относят: кетгут, шелк, капрон, лавсан [3, 9, 10]. При их использовании вирулентность микроорганизмов резко возрастает. Это, по-видимому, связано с суммированием воспалительной реакции, связанной с наличием инородного

тела (шовной лигатуры), воспалительной реакции, связанной с прямой травмой тканей при наложении шва (так называемый пилящий эффект), воспалительной реакции вызванной присутствием микроорганизмов, и, что очень важно, аллергической реакции на шовный материал [2, 5, 13, 16]. Последний фактор зачастую имеет решающее значение, так как при аллергической реакции возникает выраженное расстройство местного кровообращения, которое является важным компонентом неспецифической защитной реакции макроорганизма [12, 16]. Учитывая то, что практически во всех ранах присутствуют микроорганизмы и в большинстве случаев это эндогенные источники инфекции (так, по данным Буянова В.М., при операциях на органах брюшной полости в 80% инфекция, вызвавшая гнойное осложнение, имеет эндогенное происхождение, при этом, решающее значение имеет количество микроорганизмов, попавших в мягкие ткани с экссудатом из брюшной полости) [3], необходимо, чтобы отрицательное влияние шовного материала на окружающие ткани было минимальным.

### **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, 25, 26].

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

### **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) [7, 14, 15, 18, 20,], вызывает незначительную тканевую реакцию [7, 15], 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 [7,14,20,], полностью рассасываются в течение 2-3 месяцев после операции [14, 18, 20]. Шовный материал данной группы обладает достаточно хорошей устойчивостью к инфекции и широко применяется в общей, абдоминальной хирургии, урологии, гинекологии.

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 [7,15].

**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) [6, 11, 12, , 22, 24].

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) [9, 13, 16, 24].

### **Современный нерассасывающийся шовный материал**

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

На основе полиамида: супрамид (шовный материал из полиамида 6/6, полимера гексаметилендиамина и адипиновой кислоты), нуrolон (составлен из плотно сплетенных волокон нейлона, для улучшения свойств покрыт специальным составом) [1, 4, 16, 17, 21].

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) [4, 8 17].

На основе полиэфиров: нити этибонд экстра (полиэфирные нити, равномерно покрытые полибутиллатом), фторэкс (нерассасывающиеся плетеные лавсановые нити с фторполимерным покрытием), тикрон (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 полибутиллата), что приводит к смещению покрытия при прохождении через ткань, с формированием чередующихся четкообразных участков с отсутствием или избытком покрытия, что усиливает тканевую реакцию [5, 16].

Монофиламентные синтетические шовные материалы (полипропилены, корален, гортекс) характеризуются следующими качествами: высокая биоинертность; реакция тканей на полиолефины практически отсутствует, поэтому полиолефины применяют в инфицированных тканях [5]; полипропилен обладает надежным узлом (можно вязать 4 узла) [8,16]. Из недостатков можно выделить достаточно высокую стоимость нити, ее высокую жесткость [3,26].

В последнее время интенсивно изучается направление по производству биологически активного шовного материала. Хирургические нити данной подгруппы подразделяются:

1. Шовный материал с антибактериальной активностью.

2. Шовный материал с ферментативной активностью.

3. Шовный материал с репарантами.

Полученные результаты свидетельствуют о высокой эффективности биологически активного шовного материала [3].

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Байчоров, Э.Х. Современный шовный материал, применяемый в хирургии / Э.Х.Байчоров, Л.М.Дубовой, А.Д.Пасечников // Здоровье – системное качество человека: сб. ст. – Ставрополь, 1999. – С. 328–334.
2. Бондарев, А. А., Оценка реакции на имплантацию хирургических нитей / А.А.Бондарев, А.И.Бежин, А.А.Должиков // Современные вопросы дерматовенерологии: юбил. сб. науч. тр. – Курск, 1997. – 19 с.
3. Буянов, В. М., Хирургический шов / В.М.Буянов, В.Н.Егиев, О.А.Удотов. – График Групп, 2000. – 93 с.
4. Измайлов, Г. А., Новые подходы к оценке клинической эффективности шовных материалов на современном уровне технического обеспечения ушивания ран / Г.А.Измайлов, С.Г.Измайлов, А.Н.Попов // 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. Выбор метода соединения краев кожной раны по клиническим и экспериментальным данным / П.И.Коломейцев, М.В.Шмакова, Е.М.Малкова // Новые технологии в хирургии: тез. докл. – Новосибирск, 1999. – С. 177–178.
6. Кулаков, В. И. Перспективы применения новых шовных материалов в ургентной гинекологии / В. И. Кулаков [и др.] // Акушерство и гинекология. – 1991. – № 11. – С. 53–55.
7. Маскин, С. П. Современные синтетические рассасывающиеся шовные материалы в абдоминальной хирургии / С. П. Маскин, С.С.Маскин, А.Я.Коровин. – Актуальные вопросы современной хирургии. – Астрахань, 1996. – Т. 6. – С. 66–67.

8. Насиров, М. Я. Хирургический шовный материал – проблемы и перспективы / М.Я.Насиров, Т.Я.Будагов // Азербайджанский медицинский журнал. – 1990. – № 6. – С. 75–80.
9. Привалова, Л. Г. Полимерные волокна в хирургии / Л.Г.Привалова, А.Г.Кусь, Г.Е.Заиков // Полимеры в медицине. – 1981. – Т. 11, № 2. – Ч. I. – С. 177–130
10. Привалова, Л. Г. Полимерные волокна в хирургии / Л.Г.Привалова, А.Г.Кусь, Г.Е.Заиков // Полимеры в медицине. – Ч. 2. – С. 44–58.
11. Пучков, К. В. Новые синтетические шовные материалы в хирургии / К.В.Пучков, Д. В.Селиверстов. – Рязань, 1994. – 42 с
12. Соболева, С.Н. Применение синтетических материалов в экспериментальной и клинической хирургии / С.Н. Соболева // 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 / Н.Г. Стародубцев; Перм. гос. мед. ин-т. – Пермь, 1989. – 35 с.
14. Чхиквадзе, Т.Ф. Рассасывающиеся синтетические шовные материалы: обзор / Т.Ф.Чхиквадзе, Н.К.Зарнадзе // Хирургия. – 1990. – № 12. – С. 154–158.
15. Шевченко, А. С. Современные представления об использовании шовного материала в хирургической и гинекологической практике / А.С.Шевченко // Медицина сегодня и завтра. – 1998. – № 1. – С. 161–168.
16. Cavaliere, R. Suture materials. Properties and uses / R. Cavaliere // J. Am. Podiatry Assoc. – 1983. – Vol.4. – P. 57-64.
17. CHU, C.C. Mechanical Properties of Suture Materials / C.C. CHU // Ann. Surg. – 1981. – Vol. 193, N 3. – P. 365–371.
18. CHU, C.C. Effects of physical configuration and chemical structure of suture materials on bacterial adhesion. A possible link to wound infection / C.C.CHU // American Journal of Surgery. – 1984. – Vol. 147, N 2. – P. 197–204.
19. CHU, C.C. Quantitative evolution of stiffness of commercial suture materials / C.C.CHU // Surgery, Gynecology and Obstetrics. – 1989. – Vol. 168. – P. 233–238.
20. Filho, H.N. Comparative Study of Tissue Response to Polyglactone 25, Polyglactin 910 and Polytetrafluorethylene Suture Materials in Rats / H.N. Filho, M.A. Matsumoto, A.C. Batistuta // Braz Dent J. – 2002. – Vol. 13, N 2. – P. 86–91.
21. Greenwald, D. Mechanical Comparison of 10 suture materials before and after in Vivo incubation / D. Greenwald, S. Shumway, P. Albear // Journal of surgical research. – 1994. – Vol. 56. – P. 372–377.
22. Thacker, J.G. Mechanical Performance of Surginical Sutures / J.G. Thacker, G. Rodeheaver, J. W. Moore // The American Journal of Surgery. – 1975. – Vol. 130. – P. 374–380.
23. A Review of Suture Materials / R. D. Meyer [et. al.] // Compendium of Continuing Education in Dentistry. – 1989. – Vol. 10, N5. – Part I. – P. 260–264.
24. A Review of Suture Materials / R. D. Meyer [et. al.] // Compendium of Continuing Education in Dentistry. – 1989. – Vol. 10, N 6. – Part II. – P. 360–367.
25. Sabiston, C. D. Textbook of surgery / C. D. Sabiston // Toronto: Saunders Company, 1986. – 850 p.
26. Sanz, L.E. Selecting the best suture material / L.E. Sanz // Contemporary. – Vol. 16.

*Поступила 04.07.2007г.*