

ПРОБЛЕМА ВЫБОРА СОВРЕМЕННЫХ ХИРУРГИЧЕСКИХ ШОВНЫХ МАТЕРИАЛОВ

Скрипников Н.С., Костенко В.А., Пронина Е.Н.

Украинская медицинская стоматологическая академия, г.Полтава

Проблема шовных материалов обострилась после распада СССР и нарушения плановых поставок хирургических шовных материалов (ХШМ) в лечебные учреждения. В результате этого, с одной стороны уменьшилось поступление хорошо известных шовных материалов, производимых в России и странах СЭВ, с другой стороны на рынке Украины появились материалы ряда зарубежных фирм. Огромное разнообразие шовного материала, предлагаемого различными фирмами, еще более подчеркивает остроту вопроса: чем шить? В то же время недооценка биологических свойств ХШМ нередко приводит, особенно в период дефицита бюджетного финансирования лечебных учреждений, к использованию для хирургического шва нестандартизированных текстильных нитей, стерилизованных кустарным способом, что является частой причиной ряда послеоперационных осложнений (инфильтратов, нагноений, сером, лигатурных свищей, спаечных процессов и т.д.). В этой связи уместно привести высказывание А.А.Шалимова и соавт. [30] о том, что "актуальность проблемы хирургических материалов диктуется самой жизнью и настоятельно напоминает о том, что в хирургии нет второстепенных вопросов. Особенность этой отрасли медицины в том и состоит, что неразрешимость части проблемы тормозит, если не останавливает, развитие остальных ее аспектов. Поэтому, несмотря на технические возможности выполнения любых операций..., вновь оказалось необходимым вернуться к тому, что не перестает волновать хирургов на протяжении всей истории хирургии, - игле, шовному материалу и способу наложения хирургических швов".

Хирургические шовные материалы принято относить к следующим группам: по способности к резорбции - нерассасывающиеся и рассасывающиеся; по структуре нити - монофиламентные (состоящие из одной монолитной нити), полифиламентные (состоящие из нескольких волокон, бывают крученые, плетеные и т.п.), псевдомонофиламентные (полифиламентные нити с поверхностным покрытием) [24].

Классическим определением требований к ХШМ остается высказывание Н.И.Пирогова [22] о том, что "гораздо важнее различных способов накладывания шва вопрос о материале, из которого он готовится... Тот материал для шва самый лучший, который причиняет наименьшее разрушение в прокольном канале; имеет гладкую, ровную (не шершавую) поверхность; не впитывает в себя жидкостей из ранки, не разбухает, не переходит в брожение, не делается источником заражения; при достаточной плотности и тягучести тонок, гибок, не объемист и не склеивается со стенками прокола, - вот идеал шва".

Обобщая высказывания современных хирургов [8,11,13,21, 29,44,45], можно сформулировать современные требования к рассасывающимся шовным материалам:

1. "Идеальный" ХШМ должен обладать высокими манипуляционными характеристиками - прочностью, особенно в узлах, эластичностью, гладкой (но не скользкой) поверхностью, обширным диапазоном калибров. Не должен разволокняться и обладать высокой капиллярностью. Для рассасывающихся ХШМ скорость рассасывания нити должна соответствовать темпу заживления раны.

2. Хирургическая нить и продукты ее деградации не должны оказывать общетоксического, аллергического, мутагенного, онкогенного, гонадо- и эмбриотоксического воздействия на ткани и организм в целом. Продукты деструкции ХШМ либо должны включаться в метаболический цикл организма, либо их количество не должно превышать физиологически допустимых норм.
3. Цвет хирургической нити должен контрастировать со сшиваемыми тканями, чтобы ХШМ четко выделялся на фоне операционного поля.
4. "Идеальный" ХШМ должен иметь приемлемую стоимость.

Хотя нет шовных материалов, удовлетворяющих всем этим требованиям, однако правильный выбор хирургических нитей позволит улучшить исход оперативного вмешательства [45].

Из всех предложенных нерассасывающихся шовных материалов природного происхождения наиболее распространен шелк. Несмотря на многие положительные характеристики, такие как прочность, обширный диапазон калибров, доступность, высокие манипуляционные свойства, удобство стерилизации, шелк обладает рядом отрицательных качеств, из-за которых его применение становится все более ограниченным. Так, шелковые нити вызывают выраженную воспалительную реакцию в окружающих тканях: на 3-5 сутки вокруг лигатур развиваются воспалительно-некротические изменения в виде полиморфно-клеточной инфильтрации и очагового некроза. Вследствие того, что шелк лишен эластичности, его нити при отеке спитых тканей резко нарушают их трофику и иннервацию, что способствует нарастанию воспалительного процесса [16]. Важным отрицательным эффектом шелковой нити является значительная ее капиллярность, что благоприятствует внедрению микроорганизмов между отдельными волокнами полифиламентной нити и создает эффект "фитиля" (т.е. распространения бактерий между волокнами нити). Отрицательные свойства шелка приводят к тому, что заживление протекает через стадию гнойного воспаления, что способствует развитию грубого, плотного послеоперационного рубца.

Развитие химии высокомолекулярных соединений обогатило арсенал ХШМ рядом синтетических нерассасывающихся нитей, изготовленных из полиамида (капрон, нейлон, этилон, дермалон), полипропилена (пролен, суржилен), полиэфира (лавсан, этибонд, тикрон, дакрон, новафил) [50,61]. Ряд нитей из полиамида и полиэфира хорошо известны отечественным хирургам. Воспалительные явления вокруг капрона и лавсана выражены не резко, обычно заканчиваются через двое-трое суток. Тот факт, что лигатуры не рассасываются в организме, а значит, не могут быть применены для послойного ушивания ран, расценивается как их серьезный недостаток. В отдаленные сроки после операции нередко имеет место широкая зона рубцевания, иногда формируются грубые стягивающие рубцы [19]. Отмечая особенности гистотоксической реакции на те или иные ХШМ следует отметить, что ее выраженность может

зависеть от места имплантации нити. Например, в мышечной ткани синтетическая полиамидная нить (дакрон) вызывает только слабую клеточную реакцию [49], в то же время после сшивания указанным материалом стенок артерий наблюдается обширная воспалительная инфильтрация между отдельными волокнами нити [34].

Выход на рынок Украины мировых лидеров по производству высококачественных шовных материалов - компаний "Sherwood Davis & Geck" (США) и "Ethicon, Inc" (подразделение корпорации "Johnson & Johnson") требует от хирургов знания предлагаемого этими фирмами ассортимента ХШМ, в связи с чем мы приводим краткие характеристики их основных разработок [36,38,61]:

DERMALON ("Sherwood Davis & Geck"), аналог **ETHILON** ("Ethicon") - монофиламентный, непокрытый нейлон со сравнительно биоинертными свойствами: в раннем послеоперационном периоде отмечается не резко выраженная гистотоксическая реакция и фиброз, обнаруживаются гигантские клетки инородных тел [54]. Отличается хорошей прочностью и пассажем через ткани.

SURGILON ("Sherwood Davis & Geck"), **NUROLON** ("Ethicon") - плетеные нейлоновые нити с силиконовым покрытием. Превосходное удержание узлов. В обращении похож на шелк, но дает меньшую реакцию тканей и превосходит шелк в прочности и скольжении узла.

SURGLENE ("Sherwood Davis & Geck"), **PROLENE** ("Ethicon") - полимер углеводорода (полипропилен) в виде монофиламентной нити. Отличается превосходными прочностью, пассажем через ткани и искусственные протезы без их разрыва.

NOVAFIL - новая разработка "Sherwood Davis & Geck". Монофиламентный материал на основе полибутилен-тетра, неподверженный действию тканевых ферментов, с исключительно биоинертными свойствами. Отличается превосходной эластичностью - способностью удлиняться и укорачиваться после растяжения при фиксированной длине и прочности нити, что позволяет предупреждать при нарастающем отеке тканей их сдавление и некроз [45]. Данное ценное качество новафила делает его применение особенно перспективным при операциях на любых мягких тканях, включая пластическую реконструктивную и эстетическую хирургию. Рекомендуется использование нити при повышенной чувствительности организма к инородным материалам. Новафил не используется в нейрохирургии и при наложении нейроанастомозов в микрохирургии.

TI-CRON ("Sherwood Davis & Geck"), **ETHIBOND** ("Ethicon") - плетеные волокна на основе полиэстера с силиконовым покрытием (псевдомонофиламент) для улучшения пассажа через ткани и снижения тканевой реакции. Хорошая прочность, полностью сохраняемая внутри ткани. Вариант без покрытия - **DACRON** ("Sherwood Davis & Geck"). Нити из полиэстера применяются в общей хирургии, для наложения кожных швов, хирургии кисти, сердечно-сосудистой хирургии, ортопедии, офтальмо- и пластической хирургии.

FLEXON ("Sherwood Davis & Geck") - крученые нити из нержавеющей стали. Превосходная прочность и податливость, простота в обращении по сравнению с монофиламентной сталью. Почти не дает тканевой реакции. Не проявляет магнитных и электропроводных свойств в жидкостях организма. Отрезается с помощью специальных ножниц или кусачек. Варианты с полимерным покрытием применяются для электростимуляции сердца, варианты без покрытия с зазубринами или без них - для ортопедии.

Следует заметить, что абсолютными показаниями к применению нерассасывающихся шовных материалов являются оперативные вмешательства, при которых для надежности шва не допускается снижение прочности хирургической нити при нахождении последней ткани. Это важно, например, при сочетании ХШМ с протезами - сердечными клапанами, синтетическими имплантатами и т.п. [57,59]. В других случаях предпочтительнее использовать рассасывающиеся шовные материалы (РШМ), показания и рекомендации к применению которых в последнее время значительно расширились. Это связано с тем, что оставшийся в зажившей ране инкапсулированный нерассасывающийся ХШМ нередко является источником хронического асептического воспаления, развития избыточного рубца, спаечного процесса, а в отдельных случаях - нагноения [43,55,59]. Поэтому "идеальный" ХШМ, как было указано выше, должен после выполнения своей основной функции рассасываться в тканях в сроки, соизмеримые со сроками заживления ран, сохраняя необходимую прочность в первые дни после операции. Полная резорбция нитей должно происходить в течение не более 3-6 мес. [13].

Из числа всех рассасывающихся природных шовных материалов наибольшее распространение получил кетгут. Еще Гален упоминал лигатуры из кишечного сырья в качестве заменителя кельтского льна [39]. В 1868 году Джозеф Листер рекомендовал использовать кетгут из бараньих кишок в качестве рассасывающихся хирургических нитей. И уже в 1876 году Листером был предложен хромированный кетгут [58]. Иногда неправильно переводят слово "кетгут" как "кошачья кишка", ошибочно предполагая, что английское "catgut" образовано терминообразующими элементами *cat* - кошка и *gut* - кишка. Н.А. Skinner [56] считает слово "кетгут" эвфемизмом, происходящим от первоначального древнеанглийского "kit" - струна, в дальнейшем преобразившегося в созвучное "cat".

Не смотря на то, что кетгут как классический шовный материал используется во всех областях хирургической практики, ряд его недостатков, главными из которых считаются биологическая активность по отношению к окружающим тканям [21,25,29,35,51], сенсбилизирующее действие на организм [13], а также быстрая потеря прочности, привели к критической переоценке кетгута как универсального шовного материала [12,13]. Настораживает сообщение Г.А. Белоненко и соавт. [3], отмечающих возможность онкогенного эффекта кетгута, о чем свидетельствует развитие пролиферации и атипической гиперплазии эпителия протоков лакти-

рующей молочной железы, что, по нашему мнению, подчеркивает необходимость индивидуализированного выбора шовных материалов в зависимости от места их имплантации, вида патологического процесса, состояния реактивности организма и характера оперативного вмешательства.

Скорость рассасывания кетгута определяется макрофагальной и нейтрофильной активностью в сшитых тканях [10,47,52]. Резорбция нити ускоряется при развитии в месте наложения кетгутного шва гнойно-воспалительного процесса, при воздействии на нить агрессивных сред (например, панкреатического сока, синовиальной жидкости), в гидрофильном окружении [14,31]. При имплантации кетгута в паренхиматозные органы, при окружении нити жировой тканью скорость рассасывания заметно снижается. Так, в инфицированных тканях время резорбции кетгута составляет 30-40 суток [41,48], а в паренхиматозных органах (например, в почках) кетгутная нить сохраняется до 1 года и более [15]. Замедленная резорбция кетгута в отдельных тканях может служить причиной его кальцификации и образования конкрементов [21,26,37, 46], что более характерно при применении хромированного кетгута.

Для снижения неблагоприятных эффектов кетгута мы предложили новую его модификацию из свиного сырья, производимую КП "Полтавский мясокомбинат". Так, в ходе исследований мы выявили, что при имплантации кетгута, изготовленного по оригинальной технологии из свиных черев, на 30 сутки послеоперационного периода интенсивность процессов биосинтеза РНК и белка заметно превышает показатели лабораторных животных, которым имплантировали бараний кетгут. По-видимому, это связано с близким антигенным составом биополимеров свиной и человека [7]. Применение в качестве сырья обезжиренных свиных черев позволяет значительно снизить нежелательные эффекты кетгута. При имплантации последнего, морфологические и биохимические признаки воспалительного процесса были намного слабее выражены, чем при использовании кетгутной нити, изготовленной традиционным способом.

Другой альтернативой последней, по-видимому, можно считать новый РШМ "биофил". Сырьем для его производства служит твердая оболочка спинного мозга крупного рогатого скота [1], для которой характерна низкая иммунологическая активность [5]. В.И. Зяблов и соавт. [6] в эксперименте на собаках показали, что консервированная твердая оболочка мозга не вызывает выраженного воспалительного процесса в окружающих тканях. Организация раневого канала при применении биофила протекает по типу заживления ран первичным натяжением с минимальным развитием узкого рыхлого рубца [16,23]. В таких условиях отмечается значительное или полное восстановление мышечных слоев, что принципиально важно при операциях на желудке, кишечнике, мочеточнике, сосудах, так как предотвращает сужение просветов сшитых органов и не нарушает перистальтику, пульсацию оперированного сегмента. Сама нить на 14 сутки подвергается лентовидному расщеплению и фрагментации при умеренной продуктивной реакции в окружающих тканях [1]. Разрушение нити в

последних происходит как за счет клеточной резорбции, так и внеклеточного рассасывания фрагментов тканевой жидкостью. Полное рассасывание нити, в зависимости от калибра, происходит, в среднем, на 30 суток после операции без следов хронического воспаления в виде традиционных околовыводных гранулом [1,24]. Биофил вызывает выраженное ингибирование спаечного процесса в брюшной полости. Так применение наружных "серозных" швов на желудке, кишках, матке и ее придатках, как правило, не сопровождается развитием внутрибрюшинных сращений [24].

Примечательна способность биофила активизировать процессы пластического метаболизма в организме, ранее выявленная при исследовании фибробластов и гладкомышечных клеток гистохимическими методами [1,23]. Так, при использовании этого материала в эксперименте на собаках и белых крысах для шва почек на 14 сутки послеоперационного периода содержание РНК и соотношение РНК/ДНК в спящей ткани достоверно увеличивается, что подтверждает отнесение биофила к РШМ с биостимулирующим эффектом [11].

Были и другие попытки создания РШМ из биологического сырья: из хвостовых сухожилий кенгуру и крысы, артерий, мускульных тканей акулы, кролика и верблюда, брюшины слепой кишки крупного рогатого скота (неокетгут), комплекса паутиной и мягкой оболочек спинного мозга овец, крупного рогатого скота, свиней, а также из шелкоотделительных органов шелкоочной гусеницы (фибросим) [4,9,17,18,20]. Однако последние не нашли широкого применения вследствие ряда технических недостатков и сложностей промышленного производства.

Заметный и заслуженный интерес вызывают синтетические РШМ. Современные хирургические материалы этой группы можно распределить на следующие группы по химической природе:

Производные полигликолевой кислоты [32, 36, 50, 61].

Гомополимеры полигликолевой кислоты - дексон S (полифиламент), дексон II (с поликапролатным покрытием);

Сополимер гликолевой кислоты и триметилена карбоната - максон (монофиламент);

Сополимер производных гликолевой и молочной кислот (полигликолид-лактид, полилактин - 910) - викрил (плетеный полифиламент с покрытием полилактином 370 и кальция стеаратом), ППЛ (отечественный крученый полифиламент).

Производные полиэфира поли(п-диоксанона) - ПДС и ПДС II [63].

Производные целлюлозы (полифиламентные нити) - окселон, римин, капелон [2,8,28].

Производные полифосфазена (поли- и монофиламентные нити) [27].

Синтетические РШМ последних двух групп, несмотря на проведенное детальное изучение и положительные результаты медицинских испытаний [2,8,28,30], в настоящее время серийно не производятся и в клиники не поступают. В 60-х годах нашего столетия фирмой "Davis & Geck" (США) на основе полигли-

колида был получен первый синтетический рассасывающийся шовный материал "дексон", представляющий собой плетеную многофиламентную нить [61]. Дексон оказался удобным в обращении [43], он легко, как шелк, вяжется, но прочнее шелка и кетгута. В эксперименте дексоновые швы к 7-11-м суткам имплантации сохраняли более высокий процент прочности и через 2 нед - 80% [33,61]. В целях повышения надежности узлов в 1978 году была введена новая модификация дексона - полифиламентный "Дексон S". В дальнейшем в 1981 году компанией "Davis & Geck" была разработана полигликолидная нить с покрытием полоксамером 188 "Дексон плюс", а в 1990 - современный вариант с покрытием поликапролатом "Дексон II". Компания "Ethicon" в 1974 году выпустила аналог дексона - полифиламентную нить на основе гликолактида - "Викрил", позднее была предложена его модификация с покрытием полилактином 370 и кальция стеаратом ("Coated Vicryl"). Указанные синтетические РШМ нашли признание в самых разных областях хирургии благодаря прочности, полному рассасыванию в организме в течение 90-120 дней, минимальной реакции тканей. Последний факт связан с тем, что синтетические РШМ - производные полимеров гликолевой и молочной кислот - рассасываются преимущественно путем гидролиза (при минимальном участии фагоцитоза и внутриклеточных ферментов) с образованием естественных для организма компонентов, лишенных токсического действия [53]. Экспериментальное изучение дексона II при зашивании ран толстой кишки, мочевого пузыря, уретры в условиях облученных и инфицированных тканей показало, что швы из дексона и раны, им ушитые, прочнее швов и ран, ушитых кетгутом [13]. Последней разработкой компании "Sherwood Davis & Geck" является "Дексон R" с укороченным сроком резорбции (около 30 суток), необходимый, в первую очередь, для урологии. При его применении значительно снижается риск кальцификации нити и развития избыточного рубца [24].

К современным медленно резорбируемым монофиламентным синтетическим РШМ относятся MAXON ("Sherwood Davis & Geck") - сополимер гликолевой кислоты (67,5%) и триметилена карбоната (32,5%) [59] и POLY-DIOXANONE (PDS) ("Ethicon") - продукт полимеризации парадиксанона [63]. Эти материалы обладают биоинертными, неантигенными свойствами. Отмечается прекрасный пассаж через ткани без ее разрыва и разрыхления, а также отличное удержание первого узла, не требующее его дотягивания. Прочность РШМ этой группы в тканях сохраняется в большей степени по сравнению с дексоном и викрилом. Так, в ходе экспериментального исследования через 21 день дексоновая нить имела минимальное значение прочности, в то время как максон сохранял 60% начальной величины [42].

Резорбция максона и ПДС минимальна примерно до 90-го дня после имплантации и, в сущности, завершается в течение 180 суток [40]. Общий характер клеточной реакции на эти материалы не отличается от такового на дексон и викрил [32]. По мере резорбции ни-

тей они замещаются тонкими соединительнотканными тяжами с одно- и многоядерными макрофагами. В литературе отмечается высокая резистентность максона к воздействию агрессивных сред (панкреатического сока, желчи, мочи), химическая инертность, т.е. алитогенность и неспособность провоцировать длительно текущее продуктивное воспаление, случаи которого характерны при применении ПДС. Применение максона рекомендовано при любых сопоставлениях мягких тканей, желудочно-кишечных анастомозах, операциях на органах билиопанкреатодуоденальной зоны [14], кесаревых сечениях [36]. В то же время длительный срок резорбции делает применение максона и ПДС II менее приемлемым при оперативных вмешательствах на органах, где длительное нахождение материала в ткани нежелательно, вследствие развития избыточного рубца или угрозы кальцификации нити (например, в урологии) [24].

В настоящее время опровергнуто мнение, что РШМ не могут быть использованы в сердечно-сосудистой хирургии. Проанализировав современные литературные источники и на основании большого собственного опыта, M.Storck et al. [59] пришли к выводу, что применение медленно резорбируемых РШМ (максона, ПДС) допустимо как для наложения сосудистых анастомозов, так и для имплантации венозных шунтирующих протезов. Указанные монофиламентные синтетические РШМ, по данным авторов, могут применяться в аортокоронарной шунтирующей хирургии без признаков недостаточности шва, стеноза или аневризм, тромбоза и инфицирования [62]. Описано успешное применение максона для сведения грудины.

Таким образом, несмотря на отсутствие "идеального" шовного материала в настоящее время имеется возможность большого выбора современных хирургических нитей, правильное осуществление которого позволит хирургу избежать развития ряда послеоперационных осложнений и косметических дефектов. Для этого необходимо обращать внимание не только на манипуляционно-технические характеристики материала (прочность, эластичность, неразвлокаемость), но также учитывать особенности реакции ХШМ при возможном контакте с агрессивными средами, а также специфическое действие нити на заживление раны, метаболизм в шитых тканях, выраженность послеоперационного рубца. В целом же, проблема соединения тканей в хирургии еще далека от своего полного решения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бабанин А.А., Коротко А.Ш., Гумеров Р.Х. Новая рассасывающаяся хирургическая нить "Биофил" // Современные подходы к разработке эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных имплантатов: Мат. II Международ. конф., 21-22 ноября 1995 г.- М., 1995.- С.305-306.
2. Бегалиев У. Сравнительное изучение физико-технических свойств новых рассасывающихся нитей на основе производных целлюлозы // Мед. журн. Узбекистана. - 1984. - N.10. - С.55-57.
3. Белоненко Г.А., Тараненко Л.Д., Василенко И.В., Винокурова Т.И. Сравнительное изучение изменения шовных материалов в тканях молочной железы // Клини. хир. - 1992. - N.4. - С. 13-16.
4. Горгиладзе Т.У., Гайдамака Т.Б. Шовный материал в микрохирургии переднего отдела глаза // Офтальмол. журн. - 1989. - N.6. - С.367-371.
5. Зяблов В.И., Тоскин К.Д., Ткач В.В. и др. Экспериментально-морфологические данные к обоснованию применения ксеногенной твердой мозговой оболочки для пластики кровеносных сосудов // Архив анат., эмбриол. и гистол. - 1976. - N.4. - С.66-72.
6. Зяблов В.И., Тоскин К.Д., Шаповалов Ю.Н. и др. Твердая мозговая оболочка как пластический материал в хирургии // Хирургия. - 1982. - N.8. - С.113-118.
7. Кайдашев И.П. Сравнительное изучение хроматографических спектров полипептидов, экстрагированных из селезенки, печени, почек, тимуса и пародонта свиной // Укр. биохим. журн. - 1995. - Т.67. - N.5. - С.85-89.
8. Калнберз В.С., Кузмина И.В., Домбровска Л.Э. Реакция тканей на рассасывающиеся хирургические шовные материалы и ее практическое значение // Вестн. хир. - 1988. - N.11. - С.130-131.
9. Киروشка Л.И., Киروشка А.И. Применение нового биологического шовного и лигатурного материала в эксперименте и клинике // Функциональные резервы и адаптация: Мат. Всесоюзной научной конф. - Киев, 1990. - С.311-312.
10. Костенко В.А. Роль оксида азота в нарушении репаративно-регенераторных процессов в почках в послеоперационном периоде после применения различных рассасывающихся шовных материалов // Актуальні питання теоретичної та клінічної медицини на сучасному рівні: Мат. доп. наук. конф., 20 травня 1996 р. - Полтава, 1996. - С.193-194.
11. Костенко В.А. Современные требования и подходы к созданию новых биологически активных шовных материалов // Вестн. пробл. биол. и мед. - 1997. - N.18. - С. 60-66.
12. Красивский Э.З. Роль шовного материала в возникновении анастомозита после резекции желудка // Клини. хир. - 1991. - N.8. - С. 16-18.
13. Кузин М.И., Адамян А.А., Винокурова Т.И. Хирургические рассасывающиеся шовные материалы // Хирургия. - 1990. - N.9. - С.152-157.
14. Лапкин К.В., Титова Г.П., Морозова С.В., Мальярук В.И. Максон - шовный материал выбора в хирургии органов билиопанкреатодуоденальной зоны // Современные подходы к разработке эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных имплантатов: Мат. II Международ. конф., 21-22 ноября 1995 г.- М., 1995.- С.321-324.
15. Макаров А.К., Петров В.Н. Некоторые данные о рассасывании нитей кетгута в почечной ткани // Вопросы экспериментальной хирургии: Тр. Горьковского мед. ин-та им. С.М.Кирова. Вып. 33. - Горький, 1970. - С.93-96.
16. Морозова М.М. Клініко-експериментальне обґрунтування використання ниток з твердої оболонки спинного мозку для зшивання ран у щелепно-лицьовій області: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. - Полтава, 1995. - 24 с.
17. Мурванидзе Д.Д. Новый шовный материал фибросим в детской хирургической практике // Успехи детской хирургии. - Рига, 1968. - С.615-617.
18. Неговская А.В. Репаративная регенерация скелетной мускулатуры в условиях применения каркаса из гетероперитонеальных нитей и кортизона: Автореф. дисс. ... канд. биол. наук. - Кишинев, 1970. - 20 с.

19. Окунь Н.С. Новые синтетические материалы для швов и лигатур в хирургии // Тр. Ленинградского сан.-гиг. мед. ин-та. - Л., 1961. - Т.73. - С.89.
20. Переверзев А.С., Россихин В.В., Моисеев А.В. и др. Проблема использования шовных материалов в урологии // Нефрогенная гипертензия: Сб. научных трудов IV Международной научно-практ. конф. урологов и нефрологов, 12-13 сентября 1996 г. - Харьков, 1996. - С.159-167.
21. Переверзев А.С., Россихин В.В., Моисеев А.В. и др. Шовные материалы в урологии // Урология и нефрология. - 1997. - N.4. - С.36-39.
22. Пирогов Н.И. Собр. соч., Т. VI, 1888. - М., 1961. - С.187.
23. Скрипников Н.С., Бабанин А.А., Коротко А.Ш. и др. Новая биологическая рассасывающаяся хирургическая нить "Биофил" // Сучасні проблеми фармакології: Мат. Першого Національного з'їзду фармакологів України. - Київ, 1995. - С.157.
24. Скрипников Н.С., Бабанин А.А., Костенко В.А. и др. Перспективы создания и применения новых хирургических рассасывающихся шовных материалов в Украине // Вестн. пробл. биол. и мед. - 1997. - N.15. - С. 9-17.
25. Трапезников Н.Н. О выборе материала для хирургических швов и лигатур // Эксп. хир. - 1968. - N.2. - С.40.
26. Тараканов В.П. Значение шовного материала в комплексном лечении больных стриктурами уретры, осложненными мочевыми свищами // Регуляция воспаления и регенерации в хирургии. - Ростов-на-Дону, 1976. - С.310-312.
27. Тур Д.Р., Куличихин В.Г., Лапченко А.С., Пальчун В.Т. Новые синтетические нити из полифосфазена для хирургических швов // Современные подходы к разработке эффективных перевязочных средств, шовных материалов и полимерных имплантатов: Мат. II Международ. конф., 21-22 ноября 1995 г. - М., 1995. - С.351-352.
28. Фурманов Ю.А., Ясницкий В.Г., Цуканова Г.М. Новые отечественные хирургические рассасывающиеся нити окцелон // Материалы XIX Пленума правления Всесоюзного научного общества хирургов. - Ярославль, 1983. - С.86-89.
29. Чиквадзе Г.Ф., Зарнадзе Н.К. Рассасывающиеся синтетические шовные материалы: Обзор // Хирургия. - 1990. - N.12. - С.154-157.
30. Шалимов А.А., Фурманов Ю.А., Соломко А.В. Игла, нить, шов - технические основы хирургии // Клини. хир. - 1981. - N.10. - С.61-67.
31. Aktug T. The resistance of absorbable sutures in fetal tissue and fluids // Turk. J. Pediatr. - 1989. - Vol.13, N.3. - P.209-214.
32. Bresadola F., Uzzau A., Menghi R. et al. Il monofilamento in chirurgia digestiva // Ann. Ital. Chir. - 1989. - Vol.60, N.4. - P.321-327.
33. Brown R.P. Knotting technique and suture materials // Br. J. Surg. - 1992. - Vol.79, N.5. - P.399-400.
34. Cavallaro A., Sciacca V., Gisternino S. et al. Experimental evaluation of tissue reactivity to vascular sutures: Dacron, polypropylene, PTFE // Vasc. Surg. - 1987. - Vol.21, N.1. - P. 82-86.
35. Dahlin L.B. Stimulation of regeneration of the sciatic nerve by experimentally induced inflammation in rats // Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand. Surg. - 1992. - Vol.26, N.2. - P. 121-125.
36. Davis + Geck: Product catalogue. - Danbury, Connecticut, American Cyanamid Company, 1995. - 64p.
37. Davis S.P., Stomper P.C., Weidner N., Meyer J.E. Suture calcification mimicking recurrence in the irradiated breast: a potential pitfall in mammographic evaluation // Radiology. - 1989. - Vol.172, N.1. - P.247-248.
38. Guyuron B., Vaughan C. A comparison of absorbable and nonabsorbable suture materials for skin repair // Plast. Reconstr. Surg. - 1992. - Vol.89, N.2. - P.234-236.
39. Harvey S.C. The history of hemostasis. - N.Y.: Paul B. Hober, 1929. - 580 p.
40. Horvath-Ors P., Feussner H., Olah T. et al. Megakadalyozzae a gastrooesophagealis refluxot a cardia korul kialakitott heges gyuru? // Orv. Hetil. - 1992. - 133, N.28. - P. 1751-1754.
41. Katz A.R., Irhar M., Mirelman D. Bacterial adherence to surgical sutures. A possible factor in suture induced infection // Ann. Surg. - 1981. - Vol.194, N.1. - P.35-41.
42. Kulak Z., Deja A., Tuszewski M. Ocena porownawcza wytrzymalosci na zrywanie syntetycznych nici wchlanialnych Dexon i Maxon. Badania doswiadczalne // Polim. Med. - 1991. - 21, N.1-2. - S.43-48.
43. Lewis R.T., Wiegand F.M. Natural history of vertical abdominal parietal closure: Prolene versus Dexon // Can. J. Surg. - 1989. - Vol.32, N.3. - P.196-200.
44. Mousques T., Levavasseur F. Les sutures chirurgicales. Generalite et materiel Actual // Odontostomatol-Paris. - 1989. - Vol.42, N.166. - P.367-381.
45. Moy R.L., Lee A., Zalka A. Commonly used suture materials in skin surgery // Am. Fam. Physician. - 1991. - Vol.44, N.6. - P. 2123-2128.
46. Norris M.A., Taquri A.G., Waquuspack B. Calcification on chromic suture // Urol. - 1982. - Vol.20, N.1. - P.172-175.
47. Okada T., Hayashi T., Ikada Y. Degradation of collagen suture in vitro and in vivo // Biomaterials. - 1992. - Vol.13, N.7. - P. 448-454.
48. O'Leary D.P., Coakley J.B. The influence of suturing and sepsis on the development of postoperative peritoneal adhesions // Ann. R. Coll. Surg. Engl. - 1992. - Vol.74, N.2. - P.134-137.
49. Postlethwait R.W. Five-year study of tissue reaction to synthetic sutures // Amm. Surg. - 1979. - Vol.190, N.1. - P.54-57.
50. Pulapura S., Kohn J. Trends in the development of bioresorbable polymers for medical applications // J. Biomater. Appl. - 1992. - Vol.6, N.3. - P.216-250.
51. Rochat M.C., Lin J., Pope E.R. et al. Comparison of the degree of abdominal adhesion formation associated with chromic catgut and polypropylene suture materials // Amer. J. Vet. Res. - 1996. - Vol.57, N.6. - P.943-947.
52. Salthouse T.N. Tissue responses to sutures // Biomaterials in reconstructive surgery. - St.Louis et al., 1983. - P.131-142.
53. Salthouse T.N., Matlaga B.F. Polyglactin 910 suture absorption and the role of cellular enzymes // Surg. Gynecol. Obstet. - 1976. - Vol.142, N.4. - P.544-550.
54. Scoccia B., Fortress K., Marcovici I., Benson J.T. Histology and fertility effects of polydioxanone on rat reproductive tissue // Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol. - 1992. - Vol.21, N.44. - P.151-156.
55. Silva M., Durfee R., Wolf P., Lee S. Comparative functional study of Dexon and nylon microsutures in rat uterine anastomoses // Microsurgery. - 1989. - Vol.10, N.3. - P.183-188.
56. Skinner H.A. The origin of medical terms. - N.Y.: Hafner, 1970. - 320 p.
57. Stillmann R.M., Sophie Z. Repair of growing vessels. Continuous absorbable or interrupted nonabsorbable suture? // Arch. Surg. - 1985. - Vol.120, N.8. - P.1281-1283.
58. Stone I.F., Fraunhofer J.A., Masterson B.J. A comparative study of suture materials: chromic gut and

- chromic gut with glycerin // Am. J. Obstet. Gynec. - 1985. - Vol.151, N.8. - P.1087-1093.
59. Storck M., Orend K.-H., Schmitz-Rixen T. Absorbable suture in vascular surgery // Vasc. Surg. - 1993. - Vol.27, N.6. - P. 413-424.
60. Sugarman B., Musher D. Adherence of bacteria to suture materials // Proc. Soc. Exp. Biol. Med.- 1981.- Vol.167, N.1. - P.156-160.
61. Suture materials: educational program. - Davis & Geck, American Cyanamid Company, 1995.
62. Szufiadowicz M., Horvath P., Honek T., Stark J. The use of polyglycolate in surgery of congenital heart defects: comparison with polypropylene // Cardiovasc. Surg. - 1994. - Vol.2, N.1. - P.101-103.
63. Trimboš J.B., Booster M., Peters A.A. Mechanical knot performance of a new generation polydioxanon suture (PDS-2) // Acta Obstet. Gynecol. Scand. - 1991. - Vol.70, N.2. - P.157-159.

THE PROBLEM OF THE CHOISE OF THE MODERN SURGICAL SUTURE MATERIALS

N.S.Skripnikov, V.A.Kostenko, E.N.Pronina

The choise of suture material in surgery is often individual and a result of personal experience. But the use of some absorbable and nonabsorbable surgical threads result in persistent cellular reactions and chronic inflammatory responce and can consequently disturb different physiologic functions. The review adduces new data about influence of suture materials on the morfological and metabolic changes in sutured tissues. The use of the surgical threads regard for their effects on organism allows to prevent different postoperative complications.

Ministry Public Health of Ukraine

Ukrainian Medical Stomatological Academy

314024, Shevchenko str. 23, Poltava, Ukraine

Матеріал надійшов до редакції 21./X/97