

ШОВНІ МАТЕРІАЛИ В ОФТАЛЬМОХІРУРГІЇ

Й. Р. Салдан, проф., д. мед. н., Г. Г. Назарчук, асп., О. А. Назарчук, асп.

Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова

Ключові слова: шовні матеріали, мікробні біоплівки, післяопераційні інфекційні ускладнення.

Ключевые слова: шовные материалы, микробные биопленки, послеоперационные инфекционные осложнения.

Незважаючи на бурхливий розвиток офтальмохірургії, постійне вдосконалення мікрохірургічної техніки та на впровадження «безшовних методів» оперативних втручань, неможливо повністю відмовитись від шовних матеріалів, характеристики та спосіб накладання яких відіграють вагому роль в репаративних процесах, тим самим впливаючи на успіх оперативних втручань [1, 9, 10]. За період існування мікрохірургії ока значно розширився перелік вимог, якими має володіти «ідеальний» шовний матеріал:

- виготовляться з неінфікованої сировини;
- легко та надійно піддаватись стерилізаційній обробці;
- бути універсальним, надійним в роботі;
- бути тонким, гладеньким, еластичним, рівномірним по товщині і монолітним;
- матеріал повинен розсмоктуватись в певні терміни і не втрачати своєї міцності під дією тканинних ферментів;
- не повинен бути антигенним, токсичним, реактогенним, канцерогенним, тобто бути біосумісним [1, 6, 7].

Характеристика шовного матеріалу включає властивості нитки, її біологічні та фізичні показники, та будову голки.

ХАРАКТЕРИСТИКИ ГОЛКИ

Не дивлячись на те, що голка на відміну від нитки контактує з тканинами протягом кількох секунд, правильне накладання швів і сприятливий перебіг репаративного процесу багато в чому залежить саме від голки, якість якої визначається наступними ознаками:

- достатня міцність (здатність протидіяти деформації) при найменшій товщині;
- стійкість в голкотримачі;
- нанесення мінімальної травми;
- гострота (викликати мінімальний опір тканин);
- жорсткість (здатність протидіяти згинанню);
- ковкість (здатність протидіяти зламу);
- стерильність;
- стійкість до корозії [16, 17].

На сьогоднішній день в арсеналі мікрохірургів — ріжучі, колючі та колючі з ріжучим кінчиком

голки. Ріжучі голки мають три гострих грані, що забезпечує легку penetрацію голки через тканини. Колючі голки зазвичай застосовуються при зшиванні більш м'яких тканин, коли ріжуча голка може призвести до надлишкової травми. Колючі голки мають круглий переріз по всій довжині; ріжучі — мають трикутний переріз в області кінчика та набувають округлого перерізу в місці фіксації нитки; колючі з ріжучим кінчиком були створені з метою об'єднання переваг колючих та ріжучих голок [16, 20].

Ріжучі голки в залежності від напрямку граней трикутника бувають стандартними (одна з граней трикутника знаходиться на внутрішньому вигині) і реверсивними, зворотніми (одна з граней трикутника знаходиться на зовнішньому вигині). Основна перевага реверсивних ріжучих голок — це міцність (на 40 % міцніша стандартної); при роботі реверсивно ріжучою голкою хірург може застосовувати більші зусилля для співставлення країв рани, не остерігаючись прорізати тканини.

Для забезпечення достатньої гостроти голки на весь період використання шовного матеріалу (інколи за допомогою одної нитки накладають 20 швів) для її виготовлення має використовуватись виключно міцна сталь.

Голки значно відрізняються за ступенем вигнутості: прямі, лижоподібні, 1/4, 3/8, 1/2 та 5/8 окружності. В мікрохірургії ока використовують голки з вигнутістю 3/8 та 1/2 окружності [20].

Для офтальмохірургії шовний матеріал комплектується лише атравматичними голками, для виключення надлишкової травматизації тканин. Переваги атравматичних матеріалів наступні:

- відсутність затрат зусиль та часу, необхідних для вибору голки, що відповідає діаметру нитки;
- відсутність затрат зусиль та часу, необхідних для прикріплення нитки до голки;
- мінімізація травми, що наноситься тканинам, в результаті безперервного переходу голки в нитку;
- мінімізація травми, що наноситься тканинам, в результаті використання нової гострої голки з кожною новою ниткою;
- відсутність необхідності в обліку, стерилізації, заточці багаторазових голок [20, 38].

БІОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ШОВНИХ МАТЕРІАЛІВ

Біосумісність нитки з тканинами та її стерильність — це біологічні характеристики шовного матеріалу. Біосумісність — властивість не викликати реакцію відторгнення з боку зшитих тканин. Більшість тканин сумісні з синтетичними (Prolene, Dacron, нейлон, PDS, Vicryl, Dexon) та природними (шовк, кетгут) шовними матеріалами, але жоден з них не є абсолютно інертним і завжди в більшій чи меншій мірі виникає реакція на «стороннє тіло»-шов, яка залежить від матеріалу (найсильніша — на кетгут), його товщини, зшитих тканин (наприклад, склера — реактивніша за рогівку). Стерильність забезпечується гама-стерилізацією, а сучасна упаковка дозволяє зберігати стерильність тривалий час [17, 28, 29, 42].

ФІЗИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ШОВНИХ МАТЕРІАЛІВ

До фізичних властивостей шовних матеріалів належать структура нитки, міцність, еластичність, здатність до розтягування, видимість та зручність у використанні.

Існують монофіламентні (моноволокно) та поліфіламентні (поліволокно) нитки. Історично першими знайшли застосування у всіх напрямках хірургії, в т.ч. і в мікрохірургії ока, природні поліволокна (шовк та кетгут). Поліволокна мають нерівну поверхню, неоднакову товщину, більше піддаються розтягненню та викликають запальну реакцію з боку оточуючих тканин, однак, зручні у використанні. Моноволокно більш гладеньке і біоінертне, однак, менш зручне у використанні [12].

Найміцнішим шовним матеріалом є сталь, далі — Dacron, нейлон, Prolene, PDS, Vicryl, Dexon; найслабші — шовк та кетгут. Здатність до розтягування найбільша у Prolene та нейлону (подовження на 25 % без втрати еластичності), дещо менша у Dacron, PDS, Vicryl, Dexon (15 %) та найменша у шовку та кетгуту (5 %); сталь — нееластична [16].

Важливою характеристикою є візуалізація нитки: вона повинна бути легко помітною в операційному полі. Однак, додаткове фарбування може посилити запальну реакцію з боку зшитих тканин та змінювати характеристики нитки [39].

Нумерація ниток залежить від діаметра їх перерізу: так, нитка 5/0 має діаметр перерізу 0,100–0,149 мм, а 11/0–0,010–0,019 мм.

КЛАСИФІКАЦІЯ ШОВНИХ МАТЕРІАЛІВ

Сучасна класифікація шовних матеріалів базується на походженні волокон (природні та штучні), структурі хірургічної нитки (моно- або поліволокно) та на їх здатності до біодеструкції [6, 10, 12, 16, 20, 39].

Шовні матеріали, які піддаються біодеструкції шляхом гідролізу чи деполімеризації, характеризуються співвідношенням часу, що потрібен на їх біодеградацію, та часом, необхідним для утворення рубця. Природні нитки розкладаються під впливом ферментів, в той час як синтетичні — деполімеризуються рідинами організму. Швидкість перебігу процесів гідролізу та деполімеризації залежить від виду шовного матеріалу та характеристик зшитих тканин конкретного пацієнта (васкуляризації, ступеня запалення, мікробної контамінації, рН середовища) [28].

Кетгут — природний шовний матеріал, виготовлений з очищеної сполучної тканини підслизового шару тонкого кишківника дрібної рогатої худоби або серозного шару тонкого кишківника великої рогатої худоби, який піддається біодеструкції ферментами організму. Кетгут зручний у використанні, легко проходить через тканини, має надійний вузол, володіє високою міцністю на розрив та помірною еластичністю. Його вихідна міцність зберігається в тканинах протягом 7–8 діб, повністю розсмоктується за 35–120 днів. Кетгут викликає помірну запальну реакцію тканин в ділянці накладання швів. Сфера застосування кетгуту в офтальмології — пластикна офтальмохірургія (при втручаннях на повіках, екстраокулярних м'язах), не застосовується в мікрохірургії переднього відрізка очного яблука [2, 12, 16].

Ряд синтетичних шовних матеріалів, які піддаються деполімеризації, представлений похідними полігліколенової кислоти (Vicryl, Safil, Dexon та ПГА), PDS (сургикрил). Гідроліз вищезазначених шовних матеріалів перебігає зі значно менш вираженою запальною реакцією оточуючих тканин, порівняно з природними шовними матеріалами [17].

Dexon — гомополімер гідроксиацетатної кислоти, еластичний, міцний, зручний у використанні шовний матеріал. Викликає слабку тканинну реакцію, як і нейлон. Деполімеризація в тканинах проходить за 4–6 тижнів, в середньому — за 5 [32].

Vicryl (полігліколід) досить міцний, достатньо еластичний шовний матеріал, що зберігає вихідні властивості 2 доби після накладання. В тканинах адаптує краї рани протягом 35 днів, повний гідроліз відбувається за 60–70 діб. Vicryl виготовляється в моно- та поліфіламентній формі, діаметром 5/0–6/0, що використовується в хірургії косооконості та блефаропластиці, та 9/0–10/0 для рогівкових, склеральних та кон'юнктивальних швів [17].

ПГА (полігліколід) — плетений або монофіламентний синтетичний шовний матеріал, гомополімер полігліколенової кислоти з покриттям на основі стеарату кальцію. Шви ПГА інертні, не антигенні. Розсмоктування таких швів проходить шляхом деполімеризації до гліколевої кислоти, що поглинається тканинами та метаболізується. Через 2 тижні

після накладання швів зберігається 80 % їх міцності; повне розсмоктування проходить через 60–90 діб. Покази до застосування аналогічні Vicryl [20].

Safil® Quick 8/0–6/0 — синтетичний шовний матеріал, покритий низькомолекулярною полігліколевою кислотою, володіє високою міцністю вузла, передбачуваним коротким терміном розсмоктування. Через 7 діб втрачається 50 % міцності нитки у вузлі, повна резорбція настає протягом 42 днів. Рекомендовано для накладання швів на кон'юнктиву (<http://www.bb Braun.ru/>).

При пораненнях внутрішнього кута ока, пошкодженні слізних каналців, поєднаній травмі повік та повторних реконструктивних втручаннях в терміни більше трьох місяців перевагу слід віддавати атравматичному шовному матеріалу Safil 10/0–6/0, з середнім періодом резорбції 60–90 діб [12].

Сургікріл (PDS) — синтетичний шовний матеріал на основі гомополімеру полідіоксанону, викликає мінімальну запальну реакцію оточуючих тканин, яка зменшується з поступовою деполімеризацією, в результаті якої утворюються гліколева та діоксанові кислоти, прапондіол і вуглекислий газ, що поглинаються і метаболізуються. Сургікріл довго зберігає міцність — за 6 тижнів втрачається 40 %, повна втрата міцності — на 60–75 добу; остаточний гідроліз відбувається за 160–180 діб. Використовується при мікрочірургічних втручаннях з приводу катаракти, глаукоми, косооконості, під час блефаропластики [20].

Шовк — природний шовний матеріал, що тривалий час розсмоктується в тканинах, складається з білку фіброїну, який входить до складу натурального шовку. Фіброїн отримують від хробаків виду *Bombix mori*, сімейства *Bombicidae*. Плетений шовковий шовний матеріал покривають рівномірним силіконовим покриттям, що знижує капілярність волокон та забезпечує вільне проходження в тканинах та зав'язування вузлів, розширюючи сферу застосування таких швів (використання для переднього відрізка очного яблука) [2, 6, 39].

Синтетичні шовні матеріали, які не піддаються біодеструкції, представлені поліамідними матеріалами (нейлон, Dafilon, Supramid), поліпропіленом (Prolene), Dacron, поліестром (Mersilene), даклом.

Н. Harms и Н. Mackensen (1968) вперше використали нейлонову монофіламентну нитку товщиною 30 мкм та довели її переваги порівняно з іншими шовними матеріалами [39]. Невдовзі **нейлон** витіснив шовк в стандартних швах, які накладаються на передній відрізок очного яблука. Хоча він і належить до шовних матеріалів, які не розсмоктуються, однак, з часом він все ж таки гідролізується і деполімеризується. Нейлон — це поліамідне еластичне, пружне моноволокно з гладенькою поверхнею, однаковим поперечним перерізом по всій довжині,

яке достатньо зручне у використанні. Здатність до розтягування спричиняє певні труднощі під час корекції післяопераційного астигматизму. Процес рубцювання подовжується за рахунок відносної сумісності шовного матеріалу з оточуючими тканинами порівняно з шовком. Шви видаляються в різні терміни після накладання (3–6 місяців) залежно від формування рубця. Через 12–16 місяців вони втрачають свої фізико-хімічні властивості [16]. Багато авторів повідомляють про такі переваги нейлону, як відсутність адсорбуючої здатності, місцевої тканинної реакції та некрозу в ділянці рани, забезпечення тривалої адаптації країв рани завдяки еластичності швів [1, 6, 9, 10]. Однак, є повідомлення про токсичну та антигенну дію нейлону при оперативних втручаннях з приводу вікової катаракти та під час вітректомії, що перебігали без ускладнень [29, 37, 42, 44]. R. Kyrillos та M. Harissi-Dagher пропонують використовувати Prolene під час виконання операцій пацієнтам з раніше діагностованою токсичною реакцією на нейлон [43].

Dafilon, Supramid відносяться до групи поліамідних матеріалів (як і нейлон), добре зарекомендували себе при накладанні швів в зоні функціонального напруження [12]. Dafilon 11/0–6/0 — синтетичний монофіламентний шовний матеріал пластичний та легкий у використанні, гістосумісний з тканинами організму, що як і всі нейлонові волокна, піддається поступовому гідролізу і з часом втрачає свою первинну міцність. Supramid 6/0 — синтетичне моноволокно, використовується при накладанні швів на шкіру (<http://www.bb Braun.ru/>).

Даклон (поліамід) — шовний матеріал, що не розсмоктується, поступово інкапсулюється сполучною тканиною. В процесі гідролізу маса нитки поступово зменшується на 10 % через розрив хімічних зв'язків.

Prolene — комерційна назва поліпропілену. Prolene — монофіламентний шовний матеріал, стійкіший за нейлон, а реактивний, не розсмоктується в тканинах, хоча при тривалому перебуванні в організмі піддається окисленню. Використовується для пластики райдужки, фіксації інтраокулярних лінз. На думку Е. Д. Дейнеки та співавторів, Premilene 10/0–6/0 (поліпропілен) володіє ідеальною біосумісністю з тканинами рогівки, склери, міцний у вузлі, оптимально поєднує еластичність та здатність до розтягнення [12] (<http://www.bb Braun.ru/>).

Dacron — плетений шовний матеріал 6/0, що може бути використаний лише при операціях на екстраокулярних м'язах, склері.

Поліестер — плетений інертний шовний матеріал з поліефірних волокон (поліетилену терефталату), який не розсмоктується. Може бути з силіконовим покриттям, що покращує ковзання в тканинах і стійкість вузлів. Викликає мінімальну запальну реакцію оточуючих тканин. Фарбується барвника-

ми в світло-зелений колір або колір маренго. Використовується в хірургії відшарування сітківки та косоокості [12].

Якщо шовні матеріали, які не піддаються біодеструкції, залишаються в тканинах, вони можуть інкапсулюватись або мігрувати до поверхні.

Виходячи з наведених вимог та характеристик шовних матеріалів, шовк та кетгут не рекомендовано до використання в сучасній офтальмохірургії. На сьогоднішній день в мікрохірургії ока найширше використовуються синтетичні монофіламентні нитки, такі як нейлон, капрон, супрамід, поліетилен, поліпропілен та інші [1, 4, 5, 15].

Однак, незважаючи на велику кількість переваг, синтетичні монофіламентні шовні матеріали володіють рядом недоліків. Так, відомі випадки виникнення фолікулярних кон'юнктивітів, набряків повік, розвитку інфекційних ускладнень в ділянці накладання швів. Крім того такі шви необхідно знімати, що додатково травмує тканини [13, 44, 45, 46, 49, 54].

Незадоволеність офтальмохірургів недостатньо біосумісністю синтетичних шовних матеріалів, які використовуються на сьогоднішній день, спонукає до створення нових та вдосконалення вже існуючих шовних матеріалів, шляхом покращення їх фізичних та біологічних характеристик і/або надання їм додаткових властивостей. Так, Ю. А. Шустеров з співав. шляхом обробки синтетичних матеріалів, які не піддаються біодеструкції, в низькотемпературній плазмі газового розряду досягли покращення показників еластичності та міцності поліпропіленових і нейлонових ниток [28].

Метою накладання швів є адаптація країв рани, забезпечення водонепроникності рогівки, зменшення набряку тканин, збереження анатомічної кривизни рогівки шляхом застосування різних методик накладання швів та попередження грубого рубцювання, протидія силам, які направлені на роз'єднання зшитих тканин [1, 17]. Сучасні уявлення про регенераторні процеси вимагають враховувати при накладанні швів на рану розмір дефекту тканин, ступінь їх натягнення, зміщення при функціональних навантаженнях, вираженість тканинної реакції на шовний матеріал та властивості останнього [12]. Вибір шовного матеріалу має бути обґрунтованим виключно поєднанням вищезазначених вимог у кожному конкретному випадку та беручи до уваги ступінь контамінації рани і можливість виникнення післяопераційних інфекційних ускладнень, особливо при хірургічній обробці травм органа зору. Післяопераційні інфекційні запальні процеси залишаються грізним ускладненням як в офтальмотравматології, так і в чистій мікрохірургії ока.

Близько половини з двох мільйонів випадків інфекцій, пов'язаних з охороною здоров'я (Healthcare

associated infections — HCAI), які щорічно реєструються в США, пов'язані з імплантатами. Інфекції, пов'язані з імплантатами, розвиваються з більшою вірогідністю і складніші у лікуванні, адже вимагають тривалих курсів антибіотикотерапії та повторних хірургічних втручань [35]. Хірургічний шовний матеріал також може розглядатись як імплантат і його бактеріальне забруднення збільшує вірулентність мікроорганізмів.

Імплантація чужорідних матеріалів, в т.ч. хірургічних ниток, підвищує ризик розвитку постопераційних інфекційних ускладнень [30, 46]. Шовний матеріал в забруднених тканинах може сприяти глибокому проникненню мікроорганізмів [33], а кількість збудників, достатня для індукції інфекційних ускладнень, в присутності чужорідного матеріалу порівняно з його відсутністю менше в 105 разів [40].

На поверхні рани та шовного матеріалу адгезуються бактерії, утворюючи біоплівки — складну, структурну, функціонально координовану форму організації мікроорганізмів різних видів, прикріплену до поверхні та оточену слизом [31], які здатні захищати мікроорганізми від захисних систем організму-хазяїна [36, 38]. Біоплівки — найрозповсюдженіша форма існування мікроорганізмів в природному середовищі [34]. Katz S. з співавт. дослідили адгезивні властивості бактерій на різні види ниток: відмінності в ступенях спорідненості корелювали з вираженістю інфекційного процесу [41]. Також проаналізовано вплив фізичних та хімічних властивостей шовних матеріалів на адгезію *S. aureus* і *E. coli*. У дослідження ввійшли 10 видів шовного матеріалу (включаючи кетгут, Дексон [Dexon], Вікріл [Vicryl], Полідіоксанон [PolyDioxanone] та Пролен [Prolene]). З ниток, що розсмоктуються, найменшою спорідненістю до бактеріальних клітин володіє ПДС (PDS), найбільшим — дексон [33]. Зафіксовані випадки кератиту, пов'язаного з шовним матеріалом, після наскрізної кератопластики: нитка дозволила *Corynebacterium macginleyi* проникнути в глибокі шари рогівки і сформувати біоплівку [54]. Описано випадок посттравматичного ендоефтальміту, резистентного відносно системної та місцевої, в тому числі і внутрішньоочної, антибіотикотерапії, при якому шляхом конфокальної мікроскопії на шовному матеріалі (нейлон 9–0) був виявлений слизопродукуючий *Staphylococcus epidermidis*. Вільноживуча форма збудника була чутлива до антибіотиків *in vitro*, але у складі біоплівки виявила резистентність [45].

У зв'язку з пошуком способів ефективної профілактики та лікування післяопераційних інфекційних ускладнень з'явився науково-практичний напрямок — розробка та впровадження в повсякденну лікарську практику матеріалів з антимікробними властивостями. Одним із способів профілактики

та боротьби з постопераційними інфекційними ускладненнями є безпосередній вплив на мікробні агенти у входних воротах інфекції, операційних ранах, надаючи антимікробних властивостей шовним та перев'язувальним матеріалам. Перші спроби з метою запобігання виникнення запальних ускладнень зробив Дж. Лістер ще у 1867р., коли запропонував використовувати шовк, просякнутий 5 % розчином карболової кислоти. Покриттям шовного матеріалу протимікробними препаратами можливо досягти зниження частоти інфекційних ускладнень, особливо при високому ризику інфікування рани. Антимікробний шовний матеріал може служити доповненням до місцевої і системної терапії антибіотиками, зменшуючи зловживання останніми та скорочуючи термін тимчасової непрацездатності пацієнтів.

Так, в загальній хірургії віддають перевагу сучасним шовним матеріалам зі спрямованою антимікробною дією: розроблені натуральні нитки імпрегновані стрептоміцином та неоміцином [2, 48], еритроміцину фосфатом — 40 %; левоміцетину сукцинатом — 7 %; тетрацикліном — 6 % [22], з цефалоспоринами [51]; декаметоксином [18, 27], спиртовим розчином прополісу [23] та синтетичні нитки модифіковані фурагіном [26], фуросолідом [8], сріблом [33], фогуцидом [4], гентаміцином, хлоргексидином біглюконатом [14], спиртовим розчином прополісу [23], йодом, побічним ефектом якого є висока цитотоксичність [47], доксицикліном та германійорганічними сполуками [19], триклозаном [53], спиртовим розчином еритроміцину [25].

В офтальмохірургії запропоновано лише використання шовкових ниток, імпрегнованих антисептиком бета-(5-нітрофурил-2)акролеїном [21], та полілактіну 6-0, обробленого антисептиками та/або антибіотиками при хірургічних втручаннях з приводу косоокості [52].

Таким чином, проаналізувавши дані сучасної літератури по шовним матеріалам в офтальмохірургії, актуальним та перспективним науково-практичним напрямком, на нашу думку, є розробка та впровадження у практику шовних матеріалів, які б не лише відповідали всім зазначеним вище вимогам, а і володіли б додатковими, антимікробними, властивостями та застосовувалися б у хірургічних втручаннях на передньому відрізьку ока, а також при травмах органа зору.

ЛІТЕРАТУРА

1. **Боброва Н. Ф.** Оптимальная методика первичной хирургической обработки проникающих ранений роговой оболочки / Н. Ф. Боброва, В. И. Шевчик, Т. В. Романова // III Российский общенациональный офтальмологический форум: междунар. науч. — практ. конф. 7–8 окт. 2010 г.: тезисы докл. — М., 2010. — Т. 1 — С. 19–24.
2. **Быкова Я. А.** Получение и исследование антимикробных волокон на основе природного белка / Я. А. Быкова, Л. В. Ермакова, В. А. Хохлова // Фиброны натурального шелка и модифицированные волокна на его основе: науч. — техн. конф.: тезисы докл. — Душанбе. 1975. — С. 87–98.
3. **Вильцанюк О. А.** Нові шляхи профілактики внутрішньоочеревинних ускладнень при операціях на органах травного каналу / О. А. Вильцанюк, В. Ф. Маркевич, В. К. Логачов та ін. // Харківська хірургічна школа. — 2009. — № 2.2 (34). — С. 99–101.
4. **Гайдамака Т. Б.** Отечественные капроновые мононити в микрохирургии глаза / Т. Б. Гайдамака, Т. У. Горгиладзе // Офтальмол. журн. — 1991. — № 2. — С. 102–105.
5. **Гольчев В. Н., Смеловский А. С.** Применение отечественного шовного материала полиэтилена в микрохирургии катаракт / В. Н. Гольчев, А. С. Смеловский // Офтальмологический журнал. — 1979. — № 7. — С. 440–441.
6. **Горгиладзе Т. У.** Шовный материал в микрохирургии переднего отдела глаза / Т. У. Горгиладзе, Т. Б. Гайдамака // Офтальмол. журн. — 1989. — № 6. — С. 367–371.
7. **Горгиладзе Т. У.** Вторичная глаукома на глазах с бельмами и после кератопластики / **Горгиладзе Т. У.** — Тбилиси: Сабгота Сапортвела, 1979. — 168 с.
8. **Гостищев В. К.** Антибактериальные шовные и пластические материалы в хирургии / В. К. Гостищев, П. Н. Толстых, В. О. Василькова, и др. // Хирургия. — 1986. — № 6. — С. 36–40.
9. **Гундорова Р. А.** Актуальные проблемы реанимации глаза при его тяжелой травматической патологии / Р. А. Гундорова, И. Б. Алексеева, И. Ю. Романова, и др. // III Российский общенациональный офтальмологический форум: междунар. науч. — практ. конф. 7–8 окт. 2010 г.: тезисы докл. — М., 2010. — Т. 1 — С. 5–8.
10. **Гундорова Р. А.** Экспериментальное изучение роли современных шовных материалов в формировании послеоперационного астигматизма при проникающем ранении роговицы / Р. А. Гундорова, А. В. Бойко, И. В. Синельщикова [и др.] // Вестник офтальмологической. — 1999. — № 3. — С. 13–15.
11. **Гундорова Р. А.** Реконструктивные операции на глазном яблоке / Р. А. Гундорова, Г. Г. Бордюгова, А. Г. Травкин. — М., 1983. — 224 с.
12. **Дейнека Е. Д.** Современный шовный материал в неотложной офтальмохирургии / Е. Д. Дейнека, М. А. Сычев, Ю. А. Юкина — Режим доступа к статье: <http://www.eyepress.ru/article.aspx?8082>
13. **Каспаров А. А.** Неотложная сквозная кератопластика при инфекционных поражениях роговицы в области швов / А. А. Каспаров, Е. Е. Наим, А. А. Федоров // Вестник офтальмологии. — 1998. — № 2. — С. 13–17.
14. **Кольцов А. И.** Сравнительная оценка различных антисептиков и разработка антимикробного шовного материала : автореферат дис. на соискание науч. степени канд. мед. наук : спец. 14.00.25 «Хирургия» / А. И. Кольцов — Санкт-Петербург, 2004. — 24 с.
15. **Кондрацкий В. Ф.** Капроновая мононить как шовный материал в офтальмохирургии / В. Ф. Кондрацкий // Вестник офтальмол. — 1977. — № 1. — С. 81–82.

16. **Красильникова В. Л.** Шовный материал в современной офтальмохирургии [Электронный ресурс] : Уч.-метод. пособ. / В. Л. Красильникова. — Минск.:БелМАПО, 2005. — 17 с. — Режим доступа: <http://www.footberg.ru/media/upload/article/962283b6>
17. **Кун Ф.** Травматология глазного яблока / Кун Ф.; пер. с англ. под ред. **Волкова В. В.** — М.:«Логосфера», 2011. — 576 с.
18. **Моравська О. А.** Клініко-експериментальне обґрунтування застосування шовного матеріалу, імпрегнованого декаметоксином: автореферат дис. на здобуття наук. ступеня канд. мед. наук : спец. 14.01.03 «Хірургія» / О. А. Моравська — Вінниця, 2005. — 24 с.
19. **Мохов Е. М.** О возможностях и перспективах применения в хирургии биологически активных шовных материалов с антимикробным и комплексным действием (экспериментальное исследование) / Е. М. Мохов, А. Н. Сергеев, И. В. Александров // Вестник эксп. и клин. хирургии. — 2010. — Том. 3. — № 3. — С. 191–200.
20. **Островский А. О.** Шовные материалы: краткий обзор / А. О. Островский — Режим доступа к статье: <http://www.mak36.ru/mo/shov/40.html>.
21. Пат. 2076740 Российская Федерация, МПК А61L17/00 Способ повышения качества шелковой хирургической нити / Сапоровский С. С.; Январева О. К.; заявитель и патентообладатель Сапоровский С. С.; Январева О. К. — № 94028121/14; заявл. 1994.07.27; опубл. 1997.04.10.
22. Пат. 2125469 Российская Федерация, МПК А61L17/00 Способ получения псевдомонофиламентного хирургического шовного материала с антимикробным действием / Плечев В. В.; заявитель Башкирский государственный медицинский университет; Научно-производственное объединение «Башбиомед»; патентообладатель Плечев В. В. — № 97118949/14; заявл. 24.11.1997; опубл. 27.01.1999.
23. Пат. 2380119 Российская Федерация, МПК А61L17/00 Способ биологической активации шовных материалов для гепаторафии / Патахов Г. М., Омаров Ш. М., Ахмадулинов М. Г.; заявитель и патентообладатель Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Дагестанская государственная медицинская академия федерального агентства по здравоохранению и социальному развитию». — № 2008118716/15; заявл. 12.05.2008; опубл. 27.01.2010.
24. **Полоус Ю. М.** Применение нити «Капрйод» в хирургии пищеварительного канала / Ю. М. Полоус, В. Б. Гошинский, С. Г. Гривенко // Клінічна хірургія. — 1994. — № 1–2. — С. 46–48.
25. Профилактика гнойно-септических осложнений в хирургии / [Плечев В. В., Муришева Е. Н., Тимербулатов В. М., Лазарева Д. Н.]. — М.: Триада-Х, 2003. — 320 с.
26. **Серегин Т. Н.** Антимикробная активность модифицированных антибактериальными препаратами нитей из полипропилена / Т. Н. Серегин, Д. В. Фильберт, А. А. Вольф, и др. // Хим. волокна. — 1976. — № 2. — С. 68–69.
27. **Хіміч С. Д.** Обработка кукси мішурного потоку антимікробною лігатурою, імпрегнованою декаметоксином / С. Д. Хіміч, В. П. Ковальчук // Синтез, експериментальне вивчення та клінічне застосування четвертинних амонієвих сполук: симп., 10–12 жов. 1995 р. : тези доп. — Чернівці, 1995. — С. 82.
28. **Шустеров Ю. А.** Физико-механические свойства модифицированного офтальмохирургического шовного материала / Ю. А. Шустеров, Е. Н. Иомдина, В. Е. Брагин, и др. — Режим доступа к статье: <http://www.mak36.ru/mo/shov/44.html>
29. **Balyeat H. D.** Nylon suture toxicity after cataract surgery / H. D. Balyeat, R. M. Davis, J. J. Rowsey // Ophthalmology. — 1998. — Vol. 95. — P. 1509–1514.
30. **Blomstedt B.** Suture material and bacterial transport. An ex-perimental study. / B. Blomstedt, B. Osterberg, A. Bergstrand // Acta Chir Scand — 1977. — Vol. 143. — P. 71–73.
31. **Casterton J. W.** Microbial biofilms / J. W. Costerton, Z. Lewandowski, D. E. Caldwell, et.al. // Annu Rev Microbiol. — 1995. — № 49. — P. 711–745.
32. **Chatterjee S.** Comparative trial of Dexon (polyglycolic acid), collagen, and silk sutures in ophthalmic surgery / S. Chatterjee // Brit. Y. Ophthal. — 1975. — Vol. 59. — P. 736–740.
33. **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, D. F. Williams // Am J Surg. — 1984. — Vol. 147. — P. 197–204.
34. **Cooper R.** Biofilms, wound infection and the issue of control / R. Cooper, O. Okhiria // Wounds UK. — 2006. — Vol. 2. — № 3. — P. 48–57.
35. **Darouiche R. O.** Treatment of infections associated with surgical implants / R. O. Darouiche // N Engl J Med — 2004. — Vol. 350. P. 1422–1429.
36. **Edlich R. F.** Physical and chemical configuration of sutures in the development of surgical infection / R. F. Edlich, P. H. Panek, G. T. Rodeheaver, et.al. // Ann Surg — 1973. — Vol. 177. — P. 679–688.
37. Elosúa de Juan I. Supposed nylon allergy after cataract surgery / I. Elosúa de Juan, S. López García, M. Bové Guri, et al. // Arch Soc Esp Oftalmol — 2001. — Vol. 76. — P. 263–266.
38. **Everett W. G.** Suture materials in general surgery / W. G. Everett // Prog Surg — 1970. — Vol. 8. — P. 14–37.
39. Harms H. Suture materials / H. Harms, G. Mackensen. — Stuttgart. Georg. Thieme., 1968. — 189 p.
40. **Howe C. W.** A study on sources of postoperative staphylococcal infection / C. W. Howe, A. T. Marston // Surg Gynecol Obstet. — 1962. — Vol. 115. — P. 266–275.
41. Katz S. Bacterial adherence to surgical sutures. A possible factor in suture induced infection / S. Katz, M. Izhar, D. Mirelman // Ann Surg — 1981. — Vol. 194. — P. 35–41.
42. **Kelly S. E.** Comparison of tissue reaction to nylon and prolene sutures in rabbit iris and cornea / S. E. Kelly, J. Ehlers, I. Llovera, et. al. // Ophthalmic Surg — 1975. — Vol. 6. — P. 105–110.
43. **Kyrillos R., Harissi-Dagher M.** Prolene monofilament suture in Boston Keratoprosthesis surgery / R. Kyrillos, M. Harissi-Dagher // Digital Journal of Ophthalmology. — 2011. — Vol. 17. — № 1.
44. **Marthinez Picero A.** Nylon toxicity syndrome in cataract surgery: influence on postoperative astigmatism / A. Marthinez Picero, M. J. Losada Castillo, F. Marthin Barrera, et.al. // Arch. Soc. Canar. Oftal. — 1998. — № 9. — P. 113–117.
45. **Nucci C.** A microbiological and confocal microscopy study documenting a slime-producing Staphylococcus

- epidermidis isolated from a nylon corneal suture of a patient with antibiotic-resistant endophthalmitis / C. Nucci, M. Artini, M. Pasmore, et.al. // Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol. — 2005. — Vol. 243. — P. 951–954.
46. **Osterberg B.** Effect of suture materials on bacterial survival in infected wounds. An experimental study / B. Osterberg, B. Blomstedt // Acta Chir Scand. — 1979. — Vol. 45. — P. 431–434.
47. **Polous I. M.** The validation of the use of iodine-containing suture thread in surgical practice / I. M. Polous, V. B. Goshchinskii, S. G. Grivenko, et. al. // Klin Khir. — 1993. — Vol. 1. — P. 49–51.
48. **Rodeheaver J. T.** Biocidal braided sutures / J. T. Rodeheaver, Z. D. Kurtr, W. T. Bellapry, et.al. // Arch. Surg. — 1983. — № 3. — P. 322–327.
49. **Schechter R. J.** Nylon suture toxicity after vitrectomy surgery / R. J. Schechter // Ann Ophthalmol. — 1990. — Vol. 22. — P. 352–353.
50. **Shustero Y. A.** Refractive tunnel keratoplasty with synthetic implants modified by a gas-discharge plasma / Y. A. Shustero, V. E. Bragin, A. N. Bykanov, et.al. // Artificial Organs. — 2005. — Vol. 25 (12). — P. 983–993.
51. **Smolianskaia A. Z.** In vitro activity of surgical suture materials containing cephalosporin antibiotics / A. Z. Smolianskaia, O. M. Dronova, V. A. Zhukovskii // Antibiot Khimioter. — 1994. — Vol. 39. — P. 45–48.
52. **Sprague Eustis H.** Suture contamination in strabismus surgery / H. Sprague Eustis, A. Rhodes // Journal of Pediatric Ophthalmology and Strabismus. — 2011. — Режим доступу до статті: <http://www.healio.com/Ophthalmology/journals/JPOS/{B2F22D78-FC8F-421A-A934-7DD331E8E146}>
53. **Storch M.** Physical and functional comparison of Coated Vicril Plus antibacterial suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan) with coated vicril suture (coated polyglactin 910 suture) / M. Storch, H. Scalzo, S. Van Zue // Surg. Infect. — 2002. — № 3 suppl 1. — P. 65–77.
54. **Suzuki T.** Suture-related keratitis caused by *Corynebacterium macginleyi* / T. Suzuki, H. Iihara, T. Uno, et. al. // J Clin Microbiol. — 2007. — Vol. 45. — P. 3833–3836.

Поступила 21.06.2012
Рецензент Ю. М. Лазарь

Оперативная техника

УДК 617.741-004.1-085.837.3-089

СПОСІБ ВИКОНАННЯ ЗАДНЬОГО КАПСУЛОРЕКСИСУ ПРИ ФАКОЕМУЛЬСИФІКАЦІЇ КАТАРАКТИ

В. О. Мельник, зав. офтальмологічним відділенням, к. м. н.

Клініка сучасної офтальмології «ВІЗІОБУД» МНПО «Медбуд».

Проведено изучение эффективности и безопасности применения комбинации вискоэластиков Гиарал и Гиарал-Плюс (ОАО «Фармак») при выполнении заднего капсулорексиса на 76 глазах при факоемульсификации катаракты у пациентов с фиброзными центральными помутнениями задней капсулы хрусталика. Методика предполагала наполнение капсульного мешка менее когезивным вискоэластиком Гиарал, массой 10 мг/мл, надрыв задней капсулы хрусталика, отдаливание передней гиалоидной мембраны более когезивным вискоэластиком Гиарал-Плюс, массой 15 мг/мл и затем — непосредственное выполнение заднего капсулорексиса. Данная методика позволила избежать повреждения передней гиалоидной мембраны, легко имплантировать ИОЛ в капсульный мешок и получить максимальные зрительные функции.

Ключові слова: факоемульсифікація катаракти, задній капсулорексис, віскоеластики, передня гіалоїдна мембрана.

Ключевые слова: факоемульсификация катаракты, задний капсулорексис, вискоэластики, передняя гиалоидная мембрана

Актуальність. Помутніння задньої капсули кришталика є найбільш розповсюдженим післяопераційним ускладненням після екстракапсулярної екстракції катаракти методом факоемульсифікації. За даними ряду авторів, частота помутніння задньої капсули кришталика у вигляді вторинної катарак-

ти або фіброзу капсульного мішка коливається від 10–53 % у дорослих [7, 9] до 93,2 % у дітей [7, 10, 11]. Розвиток вторинної катаракти обумовлений проліферацією і розповсюдженням субкапсулярно-

© В. О. Мельник, 2012