

© Проніна О. М., Білаш С. М., Кобеняк М. М.

УДК 616.61/.63-089-085.468.6

Проніна О. М., Білаш С. М., Кобеняк М. М.

СУЧАСНИЙ ШОВНИЙ МАТЕРІАЛ ПРИ ХІРУРГІЧНИХ ОПЕРАЦІЯХ НА ОРГАНАХ СЕЧОВИВІДНОЇ СИСТЕМИ

Вищий державний навчальний заклад України

«Українська медична стоматологічна академія» (м. Полтава)

kobeniak11@mail.ru

Робота виконана відповідно до теми науково-дослідницької роботи кафедри оперативної хірургії і топографічної анатомії Вищого державного навчального закладу України «Українська медична стоматологічна академія» «Визначення закономірностей морфогенезу органів, тканин та судинно-нервових утворень організму в нормі, експерименті та під дією зовнішніх чинників. Морфо-експериментальне обґрунтування дії нових хірургічних шовних матеріалів при використанні їх в клінічній практиці», № державної реєстрації 0113U001024.

Вимоги сучасності до хірургічних ниток останніми роками значно поповнились необхідністю наявності у ХШМ певних фармакологічних властивостей [1,2,3,4]. Шовні матеріали повинні бути направлені на профілактику ускладнень, обумовлених операцією, для забезпечення лікувальної дії на основне або супутнє захворювання [1,5]. Тобто, ХШМ представляються вже не тільки як засоби з'єднання тканин, але і як активні учасники процесу заживлення хірургічної рани.

Хірургічні шовні матеріали, які застосовуються в урологічній практиці діляться на наступні групи [8,12]:

1. По здібності до резорбції – що розсмоктується і не розсмоктується.

2. По характеру структури нитки — поліфіламентні (що складаються з двох і більш волокон), монофіламентні, що складаються з однорідної структури, яка має гладку поверхню.

3. По вигляду використуваної сировини — біологічні і синтетичні.

Провівши аналіз даних сучасної літератури по використанню в хірургічній практиці ХШМ, найбільш об'єктивною стала класифікація М. С. Скрипнікова і співавторів [12,14,15]:

1. Біологічні РШМ.

1.1. Ксеногенні (з тканин тварин):

- колагенові нитки і ін. [4,5,16].

- біофіл — з твердої оболонки спинного мозку великої рогатої худоби [6,7,8];

- кетгут — кручений смужки кишечника овець, великої рогатої худоби, свиней [3,4,5].

1.2. Ксеногенні з хімічними добавками:

- біологічно активні (використовуються біологічні додавання антимікробних препаратів або біостимуляторів [7,11].

- йодований кетгут [5,6];

- хромований кетгут [7,8].

1.3. Алогенні (на основі оброблених натуральних полімерів людини):

- алосухожилкові нитки [1,2].

1.4. Аутогенні (з власних тканин пацієнта):

- аутодермальна нитка [3,4].

2. Синтетичні РШМ

2.1. Похідні полігліколієвої кислоти [5,6,7,8,10].

Гомополімери полігліколієвої кислоти — дексон S, дарвін (поліфіламентний), дексон II (з полікапролатним покриттям).

2.1.1. Сополімер кислоти, гліколя, і триметилену карбонату — максон (монофіламент) [9];

2.1.2. Сополімер похідних і молочних кислот (полігліколід лактид, полігліктин-910) гліколя-вікріл (що плів поліфіламент з покриттям), ПГЛ (вітчизняний кручений поліфіламент) [6,7].

2.2. Похідні поліефіру (п-діоксанона) - ПДС і ПДС П [2].

2.3. Похідна целюлоза (поліфіламентні нитки) — окцелон, римін, кацелон [4].

2.4. Похідні поліфосфазена (полі- і монофіламентні нитки) [8,12,14].

Хоча різноманітність шовних матеріалів, що не розсмоктуються, в урологічній практиці, хірургії велика, з кожним роком збільшується потреба в матеріалі, що розсмоктується, оскільки довічне знаходження нитки в тканинах приводить часто до каменеутворення, постійного дратівливого ефекту, що приводить до помітного зниження функції оперованого органу.

Тверда мозкова оболонка великої рогатої худоби стала новою сировиною для виробництва хірургічних ниток, що була запропонована та на основі якої і був створений біофіл [8,13,16]. Під час досліджень біофілу було встановлено, що він викликає в організмі мінімальну імуноспецифічність, що призводить до незначної запальної реакції тканини на саму нитку [4], яка знаходячись у вогнищі запалення, практично не піддається в ранні терміни лізису протеолітичними ферментами [1,2]. Результати показників міцності і розтяжності кетгуту і біофілу [3,4,12], свідчать, що міцність останнього вище на 20%.

Зручність в роботі, гнучкість, імуностимулюючі властивості притаманні біофілу можуть використовуватися в самих різних областях офтальмології [5], хірургії [6,7,8], акушерстві і гінекології [9], урології [1] і інших [2,3].

Процес вдосконалення, створення нових ХШМ на основі полімерів не стоїть на місці [6,7].

Біофіл стрічкоподібно розшаровується на 14 добу і фрагментується під впливом тканинної рідини, ферментативних систем макрофагів і сегменто-

ядерних лейкоцитів. Через 30 діб нитки в тканинах практично не спостерігаються [4,7,9].

Загоєння протікає первинним натягненням з формуванням пухкого рубця [1,3,5] та відновленням м'язових шарів. Це забезпечує відновлення функції органу.

Синтетичні розсмоктувальні нитки мають схожі процеси. Розсмоктування відбувається шляхом розриву, а терміни розсмоктування різних синтетичних шовних матеріалів різні.

В результаті були синтезовані синтетичні шовні матеріали "Дексон" ("Dexon"), що розсмоктується, є поліфіламентною ниткою [7] та "Вікріл" ("Vicryl"). Для попередження ефекту "гніту" був запропонований вікріл з поверхневим покриттям і дексон плюс з аналогічним покриттям.

Дексон чудово себе зарекомендував, як шовний матеріал практично у всіх галузях хірургії, у тому числі і урології [8,16].

Вважають, що дексон і вікріл є першочерговими шовними матеріалами при проведенні операцій на сечовому міхурі, сечоводах і уретрі. Крім того, можуть бути використані для накладення анастомозів при виконанні операцій реконструктивного характеру на шлунку, кишечнику, стравоході [3,4,5,7]. Ю.А. Фурманов [2] провів власні дослідження, які дозволили йому дійти висновку, що універсальними і "ідеальними" ці нитки назвати не можна. І вони у жодному випадку не можуть замінювати решту шовних матеріалів.

Дані гістологічні дослідження ниток максон з терміном розсмоктування до 180 діб [2,4,7,14] і ПДС ("Ethicon") підтверджують про знаходження нитки в тканинах близько 7 місяців [1,7,15]. У зв'язку з великим терміном резорбції, нитка знайшла своє застосування в багатьох областях в хірургії [3,5], мікрохірургії [8], в урології [1].

Стало відомо, що шовний матеріал, що тривало знаходиться в органах сечовивідної системи (нирках, сечоводах, сечовому міхурі) викликають такі ускладнення як утворення конкрементів, рубцюватих звужень, гіалінової дегенерації [3,4,5,11]. В зв'язку з цим при використанні ХШМ необхідно, щоб нитка була достатньо міцною, терміни резорбції не перевищували час загоєння рани, нитка не повинна викликати подразнення в тканинах, бути нетоксичною, продукти деградації не повинні перевищувати фізіологічних норм концентрацій в організмі, нитка, бажано, повинна мати стимулюючі властивості на тканину і прискорювати процес загоєння рани.

Біофіл [8] володіє пониженою імунологічною специфічністю, у вогнищі запалення тривалий період не піддається протеолізу, сам по собі не викликає вираженого запалення, протистоїть інфекції, стимулює процеси репаративної регенерації, що обумовлено активацією майже в 2 рази фібробластичної активності [2,8,9,13,15].

Дексон розсмоктується приблизно через 90 діб, вікріл - 120, а максон - 180 діб [3,6]. Ці шовні матеріали викликають помірну запальну реакцію. На 10-15 добу зберігається інфільтрація яка складається з макрофагів і більш тривало зберігається навколо дексона і вікрила [6]. За даними А.С. Переверзев

і співавт. [3,4] використання цих ниток дає кращий результат при проведенні операцій на мисково-сечовідному сегменті у хворих з гідронефрозом.

Значної уваги також заслуговують нитки, що володіють біологічною активністю, які за даними літератури можна розділити на антимікробні і нитки з біостимулюючим ефектом [4,5,6,10,13].

Біологічно активний ХШМ можна отримати наступними шляхами [7,9]:

- внаслідок імпрегнації нитки БАР;
- за допомогою нанесення на нитку покриття, що містить біологічно активні речовини (БАР);
- створення нитки з матеріалу, що володіє активними біологічними властивостями;
- внесення в нитку хімічних компонентів, що зв'язують БАР і вносяться згодом.

За останні роки розроблені нові варіанти біофілу, модифіковані фармакологічними засобами (бурштиною кислотою, мексидолом, етонієм) [2,3].

Етоній (Aethonium) відноситься до фармакологічної групи антисептиків і дезинфікуючих засобів.

Даний препарат є бісчетвертичним амонієвим з'єднанням. Його хімічна назва – 1,2-етилєн-біс-(N-диметилкарбдецилоксиметил) - амонія дихлорид (брутто-формула: $C_{30}H_{62}N_2O_4Cl_2$). Він стійкий у водних розчинах, в слабкокислому і слабколужному середовищі, не руйнується при кип'яченні і автоклавованні [4,5,6,13,16].

Етоній має бактеріостатичну і бактерицидну дію як на бактерії, що покояться, так і на культури мікроорганізмів, що знаходяться в логарифмічній фазі зростання. У основі протимікробної дії етонія лежить здатність концентруватися на межі розділу двох фаз – вода – ліпіди і взаємодіяти з поверхневими структурами клітинної стінки і цитоплазматичної мембрани, викликаючи конформаційні зміни в ліпідному матриксі останньої [7,8,14]. В результаті утворення змішаних міцел з мембранними ліпідами етоній солюбілізує фосfolіпіди мультимоллярної мезофази, викликаючи порушення проникності, а при підвищених концентраціях препарату – дезорганізацію цитоплазматичної мембрани клітин бактерій. У суб-бактеріостатичних і бактеріостатических дозах етоній пригнічує процес дегідратування глюкози, метаболітів циклу трикарбонних і молочної кислот аеробів і факультативно мікроорганізмів, аеробів.

Виявлені місцевоанестезуючі властивості етонію і його детоксикуюча активність відносно стафілококового токсину.

У літературі наголошується здатність етонію стимулювати загоєння ран. Таким чином, в експериментах на кроликах і морських свинках встановлено, що 2% етонієва мазь значно скорочує терміни загоєння шкірно-м'язових ран, ерозивно-виразкових і виразково-некротичних променевих пошкоджень шкірних покривів, слизистих оболонок [2,12,13].

Однією з важливих властивостей етонію є відсутність онкогенної дії. Препарат не стимулює зростання пухлин, що перевиваються, не володіє ембріотоксичною і тератогенною дією і, навпаки, значно ослабляє тератогенну активність хлоридина і 6-меркаптопурина [2].

Значущі якості етонію як препарату, що володіє антимікробним і репаративними властивостями, визначили розробку методів його іммобілізації на хірургічних шовних матеріалах (ХШМ). Основною якістю введення етонію у складі ХШМ є можливість створення необхідної концентрації безпосередньо в оперативному локусі [16]. З іншого боку, продукти біодеградації колагенмістких хірургічних ниток володіють певною власною фармакологічною активністю.

О.А. Новікова, В.А. Луненко-Бурмакіна, К.І. Кульчицкий і ін. [10] модифікували етонієм полікапроамідні нитки, що нерозсмоктуються. В ході дослідження бактерицидних і бактериостатичних властивостей одержаного матеріалу в різних біологічних середовищах (жовчі, сироватці крові, сечі) було виявлене зниження його активності у присутності жовчі (унаслідок нейтралізації аніоноактивних жовчних кислот катіоноактивним етонієм) [2]. При додаванні сечі антимікробна активність модифікованих ниток не знижувалася, а в деяких пробах вона була навіть дещо вищою, ніж в контролі (мабуть внаслідок потенціювання антибактеріальної активності сечовиною). Таким чином, застосування модифікованого етонієм шовного матеріалу найперспективніше при операціях на органах сечовиділення.

В зв'язку з цим виникла необхідність введення етонію до складу шовних матеріалів (РШМ), що розсмоктуються, які найчастіше застосовуються в ході урологічних операцій.

Як матеріал-носії було запропоноване використання біофіла [2, 12, 14], що володіє разом з цінними біологічними властивостями відповідними технічними і фізико-хімічними характеристиками (висока капілярність нитки [13], наявність активних хімічних груп в її колагеновій структурі, здатних міцно зв'язувати аніоно- і катіоноактивні ліганди [6]). В зв'язку з цим можливо утворення іонних зв'язків між N^+ етонію і $-OOC$ радикалами глутамінової і аспарагінової кислот, лізину, аргініну і гістидину, що входять до складу колагену нитки. Крім цього етоній може утворювати з елементами молекули колагену водневі зв'язки за участю $-CO-$ групи препарату і водню, пов'язаного з будь-яким сильним електронегативним атомом.

Здатність порівняно тривалого знаходження препарату у складі колагенмісткого РШМ підтверджується даними проведених фармакокінетичних досліджень. Так, етоній виявляється в структурі модифікованого РШМ протягом 7-ми діб після імплантації [3, 4, 11]. Цей термін є необхідною умовою для біологічно активних шовних матеріалів з антимікробною дією [2].

Вплив РШМ, модифікованих етонієм, детально вивчений на метаболізмі в паравульнарних тканинах нирки білих щурів і собак [4-8]. Морфологічні зміни, що розвиваються при цьому, досліджені в тканинах нирок, сечового міхура і товстої кишки собак [14].

Виявилось, що введення у складі біофілу етонію (у дозі 10 міліграм/кг маси тварини) достовірно підвищує після нефротомії біосинтез нуклеїнових кис-

лот (через 24 ч – на 27,3%) і білка (через 24 ч – на 32,7%, через 3 діб – на 29,1%) в нирках, що має істотне значення для відновлення структури і функціонального стану оперованих органів [6-8].

Встановлено, що введення етонію у складі шовних матеріалів, що розсмоктуються, істотно стимулює проліферацію фібробластів в паравульнарних тканинах нирок, сечового міхура і товстої кишки собак, сприяє ранішій регенерації м'язових елементів сечовипускального каналу [3, 13].

Але разом з тим звертають на себе увагу істотні відмінності в реакції різних органів і тканин на імплантацію модифікованих (в т.ч. етонієм) ХШМ [15]. Зокрема в зшитих структурах кіркового шару нирок в перші три доби після операції число нейтрофілів на 93,7% перевищує таке при використанні немодифікованих ниток. При дослідженні тканин сечовивідного каналу подібна реакція не спостерігалася.

Отже, літературні джерела відзначають здатність ХШМ, модифікованих етонієм, активно впливати на процеси загоєння пошкоджених в ході оперативного втручання структур різних органів, попереджати і усувати бактерійну контамінацію операційних ран, стимулювати метаболічні і репаративні процеси в паравульнарних тканинах. Проте характер тканинної реакції зшитих структур сечоводу, темп продуктивних процесів в них і можливість розвитку післяопераційних ускладнень раневого процесу (хронічного асептичного запалення, нагноєння, розвитку надлишкового рубця, стриктур, спайкового процесу, свищів, утворення конкрементів) після імплантації ХШМ, модифікованих етонієм, в тканині сечоводу залишаються не відомими, що обґрунтовує доцільність і своєчасність нашого дослідження.

Велика увага у медичній практиці приділяється амінокислотам, яким притаманна лікувальна дія [1, 2, 10, 11]. Комплекси амінокислот, які рекомендуються застосовувати для передопераційної підготовки, лікування післяопераційних ускладнень, травм середнього і тяжкого ступеня, опіків, запально-деструктивних захворювань, містять як необхідний компонент L-аргінін [8, 12, 14].

L-аргінін (α -аміно- δ -гуанідино-валеріанова кислота) є двоосновною, катіоноактивною амінокислотою, попередником орнітину, цитруліну, глутамату, глутаміну, глутатіону, γ -аміноасляної кислоти, оксиду азоту (NO), креатину, поліамінів та інших сполук [9, 13].

Для L-аргініну характерна досить потужна бактериостатична та бактерицидна дія. Це пов'язують з високою полярністю його бічного ланцюга (+20,0) [8].

За літературними даними є численні повідомлення щодо здатності L-аргініну поліпшувати плин раневого процесу, механічної травми та синдрому поліорганної недостатності, що особливо важливо у ранньому післяопераційному періоді [5, 6, 7, 8, 9]. I. V. Debats et al. [3, 11, 12] відзначають наявність NO- та аргіназа-опосередкованих шляхів репарації ушкодженої шкіри.

Застосування L-аргініну на протязі 14 діб при моделюванні ішемічного ушкодження нирок виявило позитивний ефект на швидкість гломерулярної

фільтрації, тубулярної реабсорбції, знижувало продукцію супероксидного аніон-радикала, попереджувало надмірну активацію iNOS, а також знижувало утворення нітротирозину [6].

Дуже багато літературних джерел указують на зниження вмісту L-аргініну у нирках за умов ниркової недостатності [1,2,3,4,11]. Повідомляється, що і за цих умов концентрація L-аргініну суттєво перевершує величину Km для NO-синтази [5, 14, 15].

Безцінні якості L-аргініну як препарату, що має антимікробні, антиоксидантні, метаболіотропні та репаративні властивості, визначили розробку методів його іммобілізації на хірургічних шовних матеріалах (ХШМ). Головною перевагою вибору такого шляху введення L-аргініну в організм є, з одного боку, можливість створення необхідної концентрації безпосередньо у *locus morbi* [4], а з іншого – попередити його утилізацію у ході пресистемного (мікрофлорою кишечника) та системного метаболізму.

Подальші перспективи застосування L-аргініну у створенні нових синтетичних ХШМ можуть бути пов'язані з уведенням цієї сполуки у склад полімерів, у яких деякі пептидні зв'язки заміщаються різними хімічними лігандами. Вважається, на думку експертів, що ці т. зв. «псевдо-поліамінокислоти» є найбільш перспективною групою біоматеріалів для розробки синтетичних хірургічних ниток, що розсмоктуються, та імплантатів [5, 13, 14].

Отже, велика кількість літературних джерел відмічає здатність L-аргініну виявляти метаболіотропні, антимікробні, антиоксидантні та репаративні властивості, які можуть бути корисними для стимуляції загоєння операційних ран органів сечо-

віділення, зокрема – нирки, та запобігання розвитку ускладнень у післяопераційному періоді. Наведено дані щодо наявності у L-аргініну позитивно заряджених груп, що дозволяє забезпечити зв'язок цієї амінокислоти методом електролізної імпрегнації з хірургічним шовним матеріалом, що містить у своєму складі колаген.

Висновки. Таким чином біофіл, модифікований етонієм, має найбільшу швидкість руйнування і фрагментації, порівняно з вікрилом і біофілом, що позитивно впливає на відновлення морфофункціональної цілісності стінки сечоводу, а вираженість запальної реакції в ранньому післяопераційному періоді є незначною при застосуванні вікрилу, біофілу і модифікованого етонієм біофілу, що проявляється незначним зростанням кількості поліморфноядерних лейкоцитів. Застосування хірургічних ниток, модифікованих етонієм, попереджує зниження числа міоцитів в ранньому післяопераційному періоді і активізує процес відновлення м'язових шарів сечоводу. Структурні зміни після ушивання різаної рани нирки різними шовними матеріалами, що розсмоктуються мають загальні закономірності і мають чіткий стадійний характер, але стан шовного матеріалу мають більш позитивний прогноз при використанні кетгуту, модифікованого L-аргініном. При використанні хірургічних ниток, модифікованих L-аргініном, прискорюється перехід як на макрофагально-моноцитарну, так і на фібробластичну стадії ранового заpalення.

Література

1. Барінов Э.Ф. Роль eNOS в патоморфозе сосудистых клубочков почек крыс при сахарном диабете / Э.Ф. Барінов, Х.В. Григорян, О.Н. Сулаева // Морфологія. – 2008. – Т. II, №1. – С. 29-32.
2. Бурлакова Е.Б. Биоантиоксиданты / Е.Б. Бурлакова // Рос. хим. журн. — 2007. — Т. 51, № 1. — С. 3-12.
3. Гончар С.В. Морфофункціональні особливості регенерації нирок, ушитих нитками, модифікованими L-аргініном в ранні строки після експериментальної нефротомії / С.В. Гончар // Вісник проблем біології і медицини. – 2013. – Вип. 1. – С. 157-159.
4. Гончар С.В. Новий біологічний шовний матеріал, що розсмоктуюється, в урологічній практиці / С.В. Гончар // Світ медицини та біології. – 2012. — № 3. – С. 53-55.
5. Довідник лікарських засобів. Вип. 3. Державний формуляр лікарських засобів. Вип. 1 [Електронний ресурс] : Повний перелік лікарських засобів, дозволених для застосування в Україні за станом на 01.03.2009 р. / під ред. В.Т. Чумака, В.І. Мальцева, А.М. Морозова, В.Д. Парія, А.В. Степаненко. – Київ : МОЗ України, АМН України, Державний фармакологічний центр, 2009. – 2 електрон. опт. диска (CD-ROM) ; 12 см. – Систем. вимоги: Pentium 166 ; 64 Mb ; MS Word 95/2000/XP. – Назва з контейнера.
6. Казаков В.Н. Конформационная патология: современное состояние проблемы и прогноз (обзор литературы и собственных исследований) / В.Н. Казаков, В.Г. Шлопов // Журн. АМН України. – 2009. – Т.15, № 1. – С. 87-97.
7. Костенко В.А. Новые подходы к разработке и применению шовных материалов в абдоминальной хирургии / В.А. Костенко, А.В. Лигоненко, Н.Н. Гвоздяк [и др.] // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісн. Української мед. стомат. академії. — 2008. — Т. 8, № 1-2. — С. 97-99.
8. Костенко В.А. Хирургический шовный материал будущего: конструктивные взаимоотношения нити и паравульнарных тканей / В.А. Костенко, Н.С. Скрипников, А.В. Лищенко [и др.] // Актуальні проблеми сучасної медицини: Вісн. Української мед. стоматол. академії. — 2006. — Т. 6, № 1-2. — С. 259-261.
9. Марков Х.М. L-аргинин - оксид азота в терапии болезней сердца и сосудов / Х.М. Марков // Кардиология. — 2005. — № 6. — С. 87-95.
10. Модификация и стерилизация шовных хирургических нитей, их экспериментальная и клиническая проверка / О.А. Новикова, В.А. Луленок-Бурмакина, К.И. Кульчицкий [и др.]. — К., 1990. — 49 с.
11. Проніна О.М. Морфофункціональний стан тканин органів сечовивідної системи при використанні хірургічних біологічних розсмоктувальних ниток: автореф. дис. д-ра мед. наук: 14.03.01 / О.М. Проніна. — Харк. держ. мед. ун-т. — Харків, 2001. — 32 с.
12. Скрипников М.С. Хірургічні шовні матеріали з фармакотерапевтичною дією: перспективи розробки та застосування (огляд) / М.С. Скрипников, В.О. Костенко, О.М. Дубровіна [та ін.] // Ліки. — 1998. — № 6. — С. 48-55.

13. Butler D.L. Perspectives on cell and collagen composites for tendon repair / D.L. Butler, H.A. Awad // Clin. Orthop. — 1999. — № 367 Suppl. — P. 324-332.
14. Jann H.W. In vitro effects of epidermal growth factor or insulin-like growth factor on tenoblast migration on absorbable suture material / H.W. Jann, L.E. Stein, D.A. Slater // Vet. Surg. — 1999. — V. 28, № 4. — P. 268-278.
15. Van Eijk F. Tissue engineering of ligaments: a comparison of bone marrow stromal cells, anterior cruciate ligament, and skin fibroblasts as cell source / F. Van Eijk, D.B. Saris, J. Riesle [et al.] // Tissue Eng. — 2004. — V. 10, № 5-6. — P. 893-903.
16. Young R.G. Use of mesenchymal stem cells in a collagen matrix for Achilles tendon repair / R.G. Young, D.L. Butler, W. Weber [et al.] // J. Orthop. Res. — 1998. — V. 16, № 4. — P. 406-413.

УДК: 616.61/.63-089-085.468.6

СУЧАСНИЙ ШОВНИЙ МАТЕРІАЛ ПРИ ХІРУРГІЧНИХ ОПЕРАЦІЯХ НА ОРГАНАХ СЕЧОВИВІДНОЇ СИСТЕМИ

Проніна О. М., Білаш С. М., Кобеняк М. М.

Резюме. Представлений хірургічний шовний матеріал вікріл, біофіл, модифікований етонієм біофіл та кетгут модифікований L-аргініном. Встановлено, що біофіл, модифікований етонієм, має найбільшу швидкість руйнування і фрагментації, порівняно з вікрилом і біофілом, що позитивно впливає на відновлення морфофункціональної цілісності стінки сечоводу, а вираженість запальної реакції в ранньому післяопераційному періоді є незначною при застосуванні вікрилу, біофілу і модифікованого етонієм біофілу, що проявляється незначним зростанням кількості поліморфноядерних лейкоцитів. Застосування хірургічних ниток, модифікованих етонієм, попереджує зниження числа міоцитів в ранньому післяопераційному періоді і активізує процес відновлення м'язових шарів сечоводу. При використанні хірургічних ниток, модифікованих L-аргініном, прискорюється перехід як на макрофагально-моноцитарну, так і на фібробластичну стадії раннього запалення.

Ключові слова: шовний матеріал, вікріл, біофіл, етоній, L-аргінін.

УДК: 616.61/.63-089-085.468.6

СОВРЕМЕННЫЙ ШОВНЫЙ МАТЕРИАЛ ПРИ ХИРУРГИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЯХ НА ОРГАНАХ МОЧЕВЫДЕЛИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

Пронина Е. Н., Білаш С. М., Кобеняк Н. Н.

Резюме. Представлен хирургический шовный материал викрил, биофил, модифицированный етониём биофил и кетгут модифицированный L-аргинином. Установлено, что биофил, модифицированный етониём, имеет наибольшую скорость разрушения и фрагментации, по сравнению с викрилом и биофилом, что положительно влияет на восстановление морфофункциональной целостности стенки мочеточника, а выраженность воспалительной реакции в раннем послеоперационном периоде является незначительным при применении викрила, биофила и модифицированного етониём биофила, что проявляется незначительным ростом количества полиморфноядерных лейкоцитов. Применение хирургических нитей, модифицированных етониём, предупреждает снижение числа миоцитов в раннем послеоперационном периоде и активизирует процесс восстановления мышечных слоев мочеточника. При использовании хирургических нитей, модифицированных L-аргинином, ускоряется переход как на макрофагально-моноцитарную, так и на фибробластическую стадии раннего воспаления.

Ключевые слова: шовный материал, викрил, биофил, етоний, L-аргинин.

UDC: 616.61/.63-089-085.468.6

PRESENT-DAY SUTURE MATERIAL IN SURGICAL OPERATIONS ON THE ORGANS OF THE URINARY SYSTEM

Pronina O. M., Bilash S. M., Kobeniak M. M.

Abstract. The present-day surgical suture materials vicryl, biophyl, modified by aethonium biophyl and catgut, modified by L-arginine were presented in the article. It was defined, that modified by aethonium biophyl, had the highest rate of destruction and fragmentation, compared to vicryl and biophyl, that had positive effect on the restoration of morphological and functional continuity of the ureter wall, and the severity of the inflammatory reaction in the early postoperative period was negligible when using vicryl, biophyl and modified by aethonium biophyl, that was manifested in insignificant increase in the number of polymorphonuclear leukocytes. The use of surgical sutures, modified by aethonium, prevents the decrease in the number of myocytes in the early postoperative period and accelerates the recovery process of the ureter muscle layers. When administered intramuscularly in the dose of 5-10 mg/kg, aethonium increases the activity and intensity of phagocytosis in vitro, provides the formation of agglutinins in immunization of animals by typhoid and staphylococcal vaccines. The activity of aethonium compositions with the antibiotics cefazolin, benzylpenicillin and gentamicin toward museum strains of Staphylococcus aureus 209, Escherichia coli K-12, Proteus vulgaris 410, P. mirabilis, Pseudomonas aeruginosa 19, Klebsiella pneumoniae 5054 and freshly isolated polyresistant strains of bacteria S. aureus, E. coli, P. mirabilis in vitro was studied by I. O. Petrunyk. The increased activity of compositions due to the synergistic action of their components from 4 to 4496 times was revealed. The injury, which provides the development of the inflammatory process occurs primarily, when the needle with thread passes through the tissue. As a consequence, neutrophils are involved to the process first, the monocytes, that provide macrophagal function are joined further

ОГЛЯДИ ЛІТЕРАТУРИ

and fibroblasts are included later. The destruction and absorption of the thread and degradation products occur during macrophagal enzymes secretion and further they stimulate the fibroblasts proliferation.

Thus, the transition to fibroblastic stage occurs, resulting in the synthesis of collagen. The tissue response to the introduction of separate threads up to 3 days is almost identical: the accumulation of collagen presents and the excess of macrophages is formed. According to the literature data, while carrying out histological studies on 7 day, the tissue reaction does not differ, but it turns out after 10 days in the form of the increased number of lymphocytes (especially for catgut) and only in the later period the morphological picture, specific for different suture materials is formed.

When using surgical sutures modified by L-arginine, the transition both to macrophagal-monocytic and fibroblastic stages of wound inflammation is accelerated.

Invaluable qualities of L-arginine as the preparation, that has antimicrobial, antioxidant, metabolitotropic and reparative properties, determined the development of immobilization methods for surgical suture materials (SSM). The main advantage of this choice of L-arginine administration route to the body, is the possibility of accumulation the necessary concentration directly in locus morbi and also, prevention of its utilization during first-pass (intestinal flora) and systemic metabolism.

Further prospects of L-arginine application to the development of new synthetic SSM can be associated with the introduction of this compound to the polymer composition, where some of the peptide bonds are replaced by different chemical ligands. Certain experts considered, that these so-called «pseudo-polyaminoacids» are the most promising group of biomaterials for the development of synthetic absorbable surgical sutures and implants.

Keywords: suture material, vicryl, biophyl, aethonium, L-arginine.

*Рецензент — проф. Костенко В. О.
Стаття надійшла 19.04.2016 року*