

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ

УДК 616.34-089.86:621.791:620.177]-018-092.9

DOI 10.11603/2414-4533.2018.3.9229

©С. С. ПОДПРЯТОВ^{1,2,5}, С. Є. ПОДПРЯТОВ^{1,2,3}, С. Г. ГИЧКА⁴, А. В. МАКАРОВ⁵, Г. С. МАРИНСЬКИЙ³, В. А. ТКАЧЕНКО³, С. В. ТКАЧЕНКО³, О. В. ЧЕРНЕЦЬ³, Д. В. ТАРНАВСЬКИЙ⁶

Київський центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій¹
Київська міська клінічна лікарня № 1²
Інститут електрозварювання імені Є. О. Патона НАН України³
Національний медичний університет імені О. О. Богомольця⁴
Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупика⁵
Національний університет біоресурсів і природокористування України⁶

Клініко-морфологічні особливості багатоточкового та лінійного товстокишкового електрозварного анастомозу

Мета роботи: вплив на клінічні властивості герметичної міцності електрозварного товсто-товстокишкового анастомозу особливостей морфологічних перетворень в стінках кишки при застосуванні лінійного та точкового методів з'єднання та різних величин тиску в інструменті.

Матеріали і методи. На ділянках товстої кишки діаметром 31 см в умовах комплексного гострого експерименту на свинях наклали 2 дворядні скобкові анастомози степлером та по 48 електрозварювальних: точковим зварюванням (зубчастий пінцет з тиском на вістрі 1,8 Н/мм²) та лінійним циркулярним (у варіантах тиску на тканину 2,1 Н/мм² та 3,0 Н/мм²), кінець-в-кінець. Використовували програму електрозварювального апарата "Патонмед" ЕКВЗ-300 (440 кГц). Випробовували анастомози повільним, до 15 мм рт. ст./хв введенням рідини. Сліпим методом обирали варіант дослідження на кожен з 3 типів електрозварного з'єднання: до настання розриву – або до рівня втрати герметичності скобкового анастомозу: 23,5 мм рт. ст. Після цього анастомози спрямували на гістологічне дослідження.

Результати досліджень та їх обговорення. Всі електрозварні анастомози залишалися герметичними при тиску розпирання 23,5 мм рт. ст. і надалі втратили герметичність: точковий за тиску (37,2±5,2) мм рт. ст. лінійний (створений під тиском 2,1 Н/мм²) – (53,6±9,8) мм рт. ст. лінійний (створений під тиском 3,0 Н/мм²) – (62,8±6,2) мм рт. ст. З'єднання в лінійному анастомозі змінювалося в товщині від 0,1 до 0,3 мм, і відрізнялося за морфологічними характеристиками на сегменті 1/3 довжини кола по брижовому краю, де виявили більшу частку щілин та числа проміжків між коагульовано з'єднаними м'язовими оболонками, хоча загалом суцільність коагуляційних змін по колу зберігається. Розрив відбувався в цьому сегменті. Створений під тиском 3,0 Н/мм² мав значно меншу кількість щілин та краще з'єднання шарів стінки в конгломераті. Товщина точкового анастомозу хвиляподібно змінювалася від 1,8 до 5 мм. В місцях зближення зубоподібних електродів формуються: з'єднання між м'язовими оболонками, просторова орієнтація клітинних фрагментів і волокон, електрозварний конгломерат. Перифокально м'язові шари не зливаються, але перебувають в складі коагуляційного конгломерату, який охоплює переважно м'язовий та підслизовий шари. Серозні оболонки також з'єднані.

Ключові слова: анастомоз; товста кишка; електрозварювання; радіочастота; інструмент; розривний тиск; морфологія.

Постановка проблеми і аналіз останніх досліджень і публікацій. Ішемізує стискання швами ділянок стінки кишки є тригером подальшого некрозу, подовженого запалення навколо сторонніх тіл та прониклих у тканини міжкишкового анастомозу (МА) бактерій [1, 2]. За даними Cochrane, відсутні переваги поміж різними типами анастомозів, з'єднаних шовними елементами [3]. Поза тим, що прецизійно накладені атравматичні шви та симетричне зіставлення шарів стінки кишки знизило частоту неспроможності МА в окремих серіях спостережень, повністю позбутися її не вдається [4, 5, 6], оскільки причина зумовлена технічною сутністю з'єднання шовними елементами [2, 11] або безшовними способами, які недостатньо або занадто руйнівні для стінки кишки [12].

Клінічне оцінювання способом внутрішньо-просвітнього розпирання тиском рідини або повітря одразу після створення шовного МА виявляє

неспроможність у ньому у 25 % спостережень, ще 4 % залишаються не діагностовані [7].

Подібний тест на встановлення покажчика розривного тиску разом із загальним гістологічним дослідженням єдиний узгоджений спосіб комплексного порівняння якості МА в клінічних та експериментальних умовах, у однієї групи дослідників – оскільки інструменти та методичні протоколи дуже відрізняються; отже, значення РТ можна безпосередньо порівнювати лише між експериментальними групами в одному дослідженні [8, 9].

Електрозварний МА має ознаки обладдйливого і принципово нового способу з'єднання [10, 12], тож його розривні та морфологічні характеристики є цікавими для порівняння.

Мета роботи: вплив на клінічні властивості герметичної міцності електрозварного товсто-товстокишкового анастомозу особливостей морфологічних перетворень у стінках кишки при засто-

суванні лінійного та точкового методів з'єднання та різних величин тиску в інструменті.

Матеріали і методи. Вивчили клінічні властивості міцності й герметичності та морфологічні зміни в тканинах стінки товстої кишки після створення електрозварного МА (ЕМА), який створювали методом точкового з'єднання – за аналогією з найпривабливішим [11], однорядним швом, і методом одномоментного лінійного з'єднання, суцільного вздовж кола анастомозу – за аналогією з апаратним скобковим, застосовуючи досліджені нами раніше [13] величин тиску електродів.

ЕМА створювали на ділянках товстої кишки свині в умовах комплексного гострого експерименту на базі ветеринарного факультету Національного університету біоресурсів і природокористування України, з дотриманням Правил використання експериментальних тварин та Етичних принципів експериментів на тваринах (Київ, 2000), що узгоджуються з положеннями Європейської конвенції про захист хребетних тварин, які використовуються для експериментальних та інших наукових цілей. На 18 свинях породи “Велика біла” масою 45–72 кг, самцях, наклали послідовно по 8 ЕМА на товстій кишці, кожний з яких відразу видалили для дослідження. Також створили 2 контрольних МА з застосуванням хірургічного механічного зшиваючого пристрою діаметром 31 мм, який містив 2 ряди скобок. Після закінчення програми експерименту тварину, не виводячи з наркозу, умертвляли шляхом введення смертельної дози натрію тіопенталу.

Операції виконували після премедикації, під ендотрахеальним наркозом. Тваринам у вольєрі здійснювали премедикацію з використанням препарату Комбістрес. Після досягнення седативної тварину переносили в операційну та вводили в наркоз. Здійснювали лапаротомію, в рану виводили обрану ділянку товстої кишки. Кишку пересікали гострим способом.

Для накладання циркулярного ЕМА за типом “кінець-в-кінець” використовували джерело радіочастотних електрозварювальних імпульсів “Патонмед” ЕКВЗ-300 (440 кГц), а також прототипи спеціалізованих електрозварювальних інструментів: для точкового та лінійного (в формі кола) з'єднання.

Інструментом для точкового зварювання – пінцетом з площинно-зубчастими електродами – захоплювали протилежні стінки кишки з зовнішньої, серозної поверхні, в проміжках між накладеними раніше трьома серозно-м'язовими утримуючими лігатурами. Стінки відрізків киш-

ки зводили на одному рівні, максимально затискали протягом 60 секунд, після чого подавали електрозварювальні імпульси в автоматичному режимі. Після зварювання електроди розводили і перевстановлювали поруч з попередньою точкою зварювання, з кроком відповідно до межі електрозварних змін. Після закінчення зварювання по колу кишки лігатури видаляли.

Суцільна площа електрода пінцета складала 6 мм², при цьому площа поверхні зубоподібного трикутного випинання, розташованого вздовж вісі інструменту і плаского з боків, складала приблизно 1 мм². Максимальний тиск на пласкій частині електроду становив 0,3 Н/мм², на зубчастій – 1,8 Н/мм².

Інструмент для одномоментного створення лінійного електрозварного з'єднання вводили в просвіт кишки через просвіт відсіченого краю кишки, який перебував на життєздатній брижі, та виводили через протилежний зріз ту частину інструменту, що містила електроди. Електроди розводили, нагортали на них стінки відрізків кишки та фіксували від сповзання лігатурами на центральній несучій вісі інструменту. Після цього електроди під контролем ока зводили та максимально стискали в інструменті. Після паузи, що тривала 60 с, подавали електрозварювальні імпульси в автоматичному режимі. Після зварювання електроди розводили, відновлювали просвіт кишки шляхом відсічення країв стінок із лігатурами, що були зафіксовані на інструменті.

Площа електрода лінійного в формі кола інструменту складала 254 мм², тиск на пласкому електроді становив 2,1 Н/мм² та 3,0 Н/мм².

Видаляли сегмент кишки з ЕМА завдовжки близько 20 см для подальшого дослідження.

Після накладання ЕМА в один зі способів здійснювали випробовування на міцність та герметичність повільним до 15 мм рт. ст. на хвилину введенням ізотонічного розчину натрію хлориду в перекритий лінійними затискачами сегмент кишки, що містив циркулярний ЕМА. Тиск підвищували або до настання розриву з'єднання, фіксуючи місце неспроможності та показчик тиску в цей момент – або до рівня міцності скобкового з'єднання в МА. При цьому варіант дослідження для кожного з трьох типів з'єднання визначали відрізків сліпим методом, 48 проб на кожен.

Тиск у просвіті кишки вимірювали з використанням приєданого до системи введення рідини електронного манометра DPG8000 M4026/1203 фірми Omega, США, сертифікованого за ISO 9001, показники якого через кожні 8 проб контролювали порівнянням з показниками механічного сфінгоманометра.

Після випробування ділянки кишки з цілісним анастомозом її занурювали в 10 % розчин нейтрального формаліну і доставляли в лабораторію, де здійснювали стандартну гістологічну проводку тканин, заливали парафінові блоки та готували тонкі зрізи по колу анастомозу. Використовували загальногістологічні методики: забарвлення гематоксиліном-еозином або за ван-Гізеном. Застосовували методи гістохімічного дослідження: компоненти сполучної тканини виявляли за Novelli; фібрин – зафарбуванням фосфорно-вольфрамовим гематоксиліном за Малорі; протеоглікани – ШИК-реакцією з зафарбуванням ядер гематоксиліном; кислі глікозаміноглікани – зафарбуванням толуїдиновим синім. Отримані гістологічні препарати досліджували при збільшенні в 40–400 разів.

Статистичну обробку отриманих даних виконали з використанням комп'ютерних програм пакета STATISTICA (StatSoft Statistica v.10.0.). Статистичну значимість порівнюваних показників з нормальним розподілом, яке визначалося за критерієм згоди Колмогорова–Смирнова, встановлювали з використанням дисперсійного аналізу (ANOVA) та t-критерію Ст'юдента при рівні значущості $p = 0,05$. У тексті наведені репрезентативні фрагменти отриманих даних, що представлені як “середнє \pm стандартне відхилення” ($M \pm s$).

Результати досліджень та їх обговорення.

Під час випробування на розрив тиск, при якому відбулася втрата герметичності з'єднання в місці прорізування тканини скобками в механічному МА, склав 23,5 мм рт. ст.

Величина розривного тиску становила для лінійного ЕМА за тиску $2,1 \text{ Н/мм}^2$ – $(53,6 \pm 9,8)$ мм рт. ст. та при тиску $3,0 \text{ Н/мм}^2$ – $(62,8 \pm 6,2)$ мм рт. ст. Величина розривного тиску для точкового ЕМА становила $(37,2 \pm 5,2)$ мм рт. ст.

Всі випробувані без розриву ЕМА були герметичними при досягненні контрольного показника тиску рідини в просвіті кишки 25–27 мм рт. ст. і спрямовані на морфологічне дослідження.

Вздовж кола лінійного з'єднання ЕМА його товщина змінювалася від 0,1 до 0,3 мм. При цьому крайні значення товщини лінії з'єднання розташовані на протилежних ділянках ЕМА та мала візуальні та морфологічні відмінності.

Вздовж тієї частини ЕМА, де смуга з'єднання була тоншою – навпроти брижі приблизно на 2/3 довжини кола, – вона мала тонкий прозорий “полімерний” вигляд, пружно-еластичну консистенцію.

При порівнянні обох досліджуваних величин тиску в інструменті: $2,1$ та $3,0 \text{ Н/мм}^2$ – значних від-

мінностей у вигляді та структурі отриманого з'єднання тканин у цьому сегменті ЕМА не виявили.

При мікроскопічному дослідженні встановили, що тканини по лінії ЕМА щільно з'єднані, в суцільну коагульовану масу, в якій визначаються лише контури клітинних та тканинних мембран. Щілини в цьому тканинному субстраті відсутні, а визначаються лише поодинокі сплюснені краплеподібні ділянки з вигнутими боками та округлими краями, розташовані в межах обрисів мембран одного шару. Колагенові та гладеньком'язові волокна орієнтовані електромагнітними полями, зі злиттям м'язової пластинки з м'язовим шаром на численних ділянках. Серозні оболонки з'єднані поміж собою та місцями не визначаються поміж з'єднаних м'язових шарів відрізків кишки в ЕМА на ділянках довжиною близько 1 мм (рис. 1). Розмір перпендикулярно розташованих щілин не перевищує $\frac{1}{4}$ ширини смуги ЕМА.

Епітеліальний шар слизової оболонки над смугою ЕМА руйнується електродами до власної пластинки, але зберігається вже на бічній відстані близько 0,1 мм від неї. Власне залози слизової оболонки, епітеліальні клітини в них та ядра клітин набувають характерної орієнтації під дією електромагнітного поля, витягуються, контури їх стають розмитими. Характерним є зміна тинкторіальних властивостей – набуття базофільних властивостей. Крім того, між тканинними структурами з'являються пустоти: вочевидь, ділянки вивільнення рідини чи пари, оскільки відсутнє обвуглення. Більш латерально слизова оболонка зберігає свою тканинну структуру, спостерігаються тільки явища повнокрів'я судин мікроциркуляторного русла та інтерстиціальний набряк.

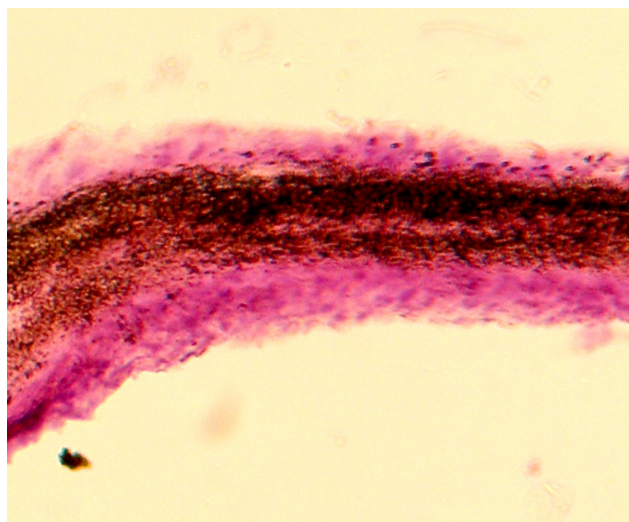


Рис. 1. Електрозварювальне з'єднання стінок товстої кишки. Ділянка щільного зварювання. Гематоксилін та еозин. $\times 100$.

Вздовж близько 1/3 довжини кола ЕМА, де смуга з'єднання була товщою – на ділянці по брижовому краю – вона мала меншу прозорість порівняно з протилежною частиною кола.

При дослідженні лінійних ЕМА, розірваних під тиском, визначили, що точка ініціації розриву знаходилася в такій ділянці.

При застосуванні величини тиску в інструменті 2,1 Н/мм² товщина по лінії з'єднання складала 0,3 мм, остання мала біло-матовий вигляд, знижену еластичність, по межі електродів – виражене повнокрів'я. При застосуванні тиску 3,0 Н/мм² товщина по лінії з'єднання складала 0,22 мм, мала каламутно-полімерний вигляд з червонуватим відтінком та подібну до протилежного краю еластичність.

При використанні тиску в інструменті 2,1 Н/мм² морфологічно встановили, що товщина смуги з'єднання в ЕМА зростала в наслідок кількох складових: зон із наявністю вен із розширеними периваскулярними просторами, запоненими жировими клітинами; наявних у підслизовому шарі скупчень лімфоїдних фолікулів; численних щілин, частина з яких є просвітами судин, частина – зонами закипання рідини. При цьому тканинні структури зазнають менш глибоких, хоча і суцільних, коагуляційних змін. Внаслідок недостатнього стиснення, м'язові шари стінок обмежено зближуються та з'єднуються між собою лише на окремих ділянках: з'єднання між ними переважно відбувається через серозну оболонку на проміжках 2–4 мм, і містить порівняно більше щілин, жодна з яких не перевищує 1/2 ширини смуги ЕМА. Орієнтація волокон більш виражена в ділянках, де з'єднання відбулося (рис. 2).

При використанні тиску в інструменті 3,0 Н/мм² шари стінки кишки в структурі електрозварно-

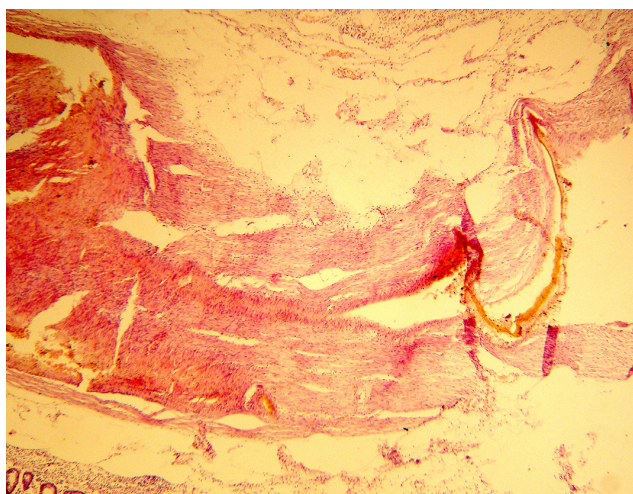


Рис. 2. Потовщення та щілини в суцільній структурі електрозварного анастомозу в ділянці недостатнього стиснення і недостатнього розправлення стінок товстої кишки. Гематоксилін та еозин. $\times 40$.

го з'єднання вже стиснені, з утворенням товстого електрозварного конгломерату, хоча і з наявністю в ньому численних невеликих щілин поміж загалом з'єднаних м'язових оболонок. Коагуляційний конгломерат суцільний, з ділянками нерівномірної глибини коагуляційних змін в досліджуваному сегменті ЕМА. Спостерігається наявність запусілих судин. Орієнтація волокон загалом рівномірна.

У слизовій оболонці епітеліальний шар над смугою ЕМА руйнувався електродами у всіх спостереженнях, але при застосуванні тиску 2,1 Н/мм² на бічній відстані близько 0,1 мм від них залози були фрагментовані, натомість при тиску 3,0 Н/мм² кількість щілин та фрагментацій менша. Повнокрів'я судин мікроциркуляторного русла та інтерстиціальний набряк практично ідентичні за обох варіантів тиску між електродами.

У багатоточковому ЕМА товщина з'єднання по колу змінювалася від 1,8 мм – в точках зведення зубоподібних верхівок електродів, до 5 мм – в проміжках, де відбувалось стиснення тканини плоскими поверхнями електродів. При цьому ЕМА мав вигляд ряду рівномірних стібок внаслідок періодичності накладення електродів.

Спостерігали періодичність зміни глибини електрозварних змін і за морфологічного дослідження. В точці зближення зубоподібних електродів із протилежних браншів відбувається злиття м'язових оболонок та формування глибоких коагуляційних змін з утворенням конгломерату на прилеглій ділянці протягом 0,6–1,0 мм, з захопленням підслизового шару та втягненням м'язової пластинки. В конгломераті визначається просторова орієнтація клітинних фрагментів та окремих волокон, а поблизу нього – цілих структур під дією електромагнітного поля. Обабіч точки злиття інтенсивність коагуляційних змін різко знижується, з'являється велика кількість щілин між окремими м'язовими волокнами. Щільно зведені серозні оболонки збережені. В підслизовому шарі – вогнищеві коагуляційні зміни, що суцільно поширюються до наступної точки контакту м'язових оболонок. При цьому наявний виражений інтерстиціальний набряк, зберігається просвіт запусілих судин.

Перифокально щодо ділянки накладення електродів залози слизової оболонки не втрачають епітеліальних клітин, м'язова пластинка та підслизовий шар мають орієнтацію та видовження клітин за ходом струму, визначається інтерстиціальний набряк, повнокрів'я судин.

Проміжків тканин, неохоплених електрозварними змінами взагалі, не виявлено.

При дослідженні багатоточкових ЕМА, розірваних під тиском, визначили, що у точка ініціації розриву знаходилася в ділянці меншої площі контакту м'язових шарів у двох прилеглих точках.

Висновки. 1. Застосовані клінічні та медико-технічні умови створення електрозварного з'єднання в товсто-товстокишковому анастомозі забезпечують його клінічно необхідну міцність, при наявності герметичності: (53,6±9,8) мм рт. ст. (62,8±6,2) мм рт. ст. лінійного та (37,2±5,2) мм рт. ст. багатоточкового, відповідно – що достовірно перевищувало показник скобкового аналогу.

2. Міцність міжкишкового електрозварного з'єднання забезпечується площею ділянок злиття м'язових шарів зведених в анастомозі стінок кишки.

3. Збільшення тиску електродів на тканини з 2,1 Н/мм² до 3,0 Н/мм² збільшило середню міцність герметичного електрозварного лінійного з'єднання в товсто-товстокишковому анастомозі.

Перспективи подальших досліджень. Порівняння лінійного типу електрозварного з'єднання з багатоточковим у міжкишковому електрозварному анастомозі надало можливість встановити морфологічний субстрат його первинної міцності: злиття коагульованих м'язових оболонок зведених стінок кишки. При цьому, вірогідно, наявність суцільних електрозварних перетворень вздовж серозного, м'язового та підслизового шарів забезпечує герметичність між ділянками злиття м'язових оболонок і певну додаткову міцність. Про наявність такої суцільності свідчить практично однакова товщина,

вигляд та внутрішня структура лінійного з'єднання. Біохімічним субстратом її є складові стінки товстої кишки, переважно – м'язової оболонки.

Нерівномірність товщини та структури стінки товстої кишки, яка зумовлена наявністю теній та гаустр, а також брижових судин при точковому зварюванні породжує зміну необхідного зусилля стискання, що впливає на характеристики та тканинну ефективність електрозварного імпульсу. Впродовж формування анастомозу, яке потребує 45–50 точкових зварювань, в 2–3 точках площа з'єднання виявляється меншою при макроскопічному та мікроскопічному оцінюванні.

Способом покращити рівномірність злиття м'язових оболонок по колу анастомозу є підбір відповідної величини стиснення тканини в лінійному типі анастомозу, адже при певній величині стиснення відбувається ущільнення шарів стінки кишки з вирівнюванням загальної щільності [13], чим врівноважується гофрування чи нерівномірне розтягнення кишки на електродах та різниця товщини стінки кишки в місцях теній, гаустр та судин. Але навіть за цього досягнення, неоднорідність тканинної структури стінки кишки по колу визначає потенційну користь від майбутньої розробки додаткових клінічних та технічних рішень, спрямованих на її врівноваження.

Окрім того, тривалість накладання електрозварного точкового типу товсто-товстокишкового анастомозу відчутно перевершує тривалість накладання шовного і скобкового, що визначає необхідність обґрунтування для його клінічного застосування.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

- Collagen degradation and MMP9 activation by Enterococcus faecalis contribute to intestinal anastomotic leak / B. D. Shogan, N. Belogortseva, P. M. Luong [et al.] // *Sci. Transl. Med.* – 2015. – Vol. 7. – P. 286–288. doi: 10.1126/scitranslmed.3010658.
- Механические нарушения под нитью кишечного шва как причина нарушений микроциркуляции в области соустьей / В. И. Егоров, И. В. Счастливцев, Р. А. Турусов, А. О. Баранов // *Анналы хирургии.* – 2002. – № 3. – С. 66–68.
- Stapled versus handsewn methods for colorectal anastomosis surgery / C. B. Neutzling, S. A. S. Lustosa, I. M. Proenca [et al.]; D. Matos, editor // *Cochrane Database Syst. Rev.* – 2012. – Vol. 2. DOI: 10.1002/14651858.CD003144.pub2.
- Colonic anastomotic strength and matrix metalloproteinase activity in an experimental model of bacterial peritonitis / I. H. de Hingh, B. M. de Man, R. M. Lomme [et al.] // *Br. J. Surg.* – 2003. – Vol. 90. – P. 981–988. doi.org/10.1002/bjs.4146
- Ballantyne G. H. Intestinal suturing. Review of the experimental foundations for traditional doctrines / G. H. Ballantyne // *Dis. Colon Rectum.* – 1983. – Vol. 26 (12). – P. 836–843. doi.org/10.1007/BF02554767
- Pasic F. Predictive score for anastomotic leakage after elective

- colorectal cancer surgery: a decision making tool for choice of protective measures / F. Pasic, N. N. Salkic // *Surg. Endosc.* – 2013. – Vol. 27. – P. 3877–3882. doi: 10.1007/s00464-013-2997-1.
- Intraoperative air testing of colorectal anastomoses: a prospective, randomized trial / J. D. Beard, M. L. Nicholson, R. D. Sayers [et al.] // *Br. J. Surg.* – 1990. – Vol. 77 (10). – P. 1095–1097. doi.org/10.1002/bjs.1800771006
- Hendriks T. Healing of experimental intestinal anastomoses. Parameters for repair. Review / T. Hendriks, W. J. Mastboom // *Dis. Colon Rectum.* – 1990. – Vol. 33 (10). – P. 891–901. https://doi.org/10.1007/BF02051930
- Colorectal anastomotic healing: why the biological processes that lead to anastomotic leakage should be revealed prior to conducting intervention studies / J. W. A. M. Bosmans, A. C. H. M. Jongen, N. D. Bouvy, J. P. M. Derikx // *BMC Gastroenterology.* – 2015. – Vol. 15. – P. 180. doi:10.1186/s12876-015-0410-3.
- Тканевая высокочастотная электросварочная хирургия : атлас / под. ред. Б. Е. Патона, О. М. Иванова. – Київ : Наукова думка, 2009. – 193 с.
- Донсков А. В. Применение микрохирургического кишечного шва в условиях перитонита при повреждении ободочной

кишки / А. В. Донсков, В. К. Есипов, И. И. Каган // Бюллетень ВСНЦ. – Иркутск. – 2011. – № 4 (80), Ч. 2. – С. 234–236.
 12. Ho Y.-H. Techniques for colorectal anastomosis / Y.-H. Ho, M. A. T. Ashour // World J. Gastroenterol. – 2010. – Vol. 7; 16 (13). – P. 1610–1621. doi: 10.3748/wjg.v16.i13.1610

13. Модельне експериментальне дослідження механічної резистентності стінки кишки людини під тиском в прототипі електрозварювального інструменту / С. С. Подпрятков, С. С. Подпрятков, Г. С. Маринський [та ін.] // Проблеми військової охорони здоров'я. – 2017. – № 2. – С. 325–331.

REFERENCES

- Shogan, B.D., Belogortseva, N., Luong, P.M., Zaborin, A., Lax, S., Bethel, C., ... Alverdy, J.C. (2015). Collagen degradation and MMP9 activation by *Enterococcus faecalis* contribute to intestinal anastomotic leak. *Sci. Transl. Med.*, 7, 286ra, 68-68. doi: 10.1126/scitranslmed.3010658.
- Yegorov, V.I., Schastlivtsev, I.V., Turusov, R.A. & Baranov, A.O. (2002). Mekhanicheskiye narusheniya pod nityu kishhechnogo shva kak prichina narusheniy mikrotsirkulyatsii v oblasti soustiy [Mechanical abnormalities under the filament of the intestinal suture as a cause of microcirculation disorders in the region of anastomosis]. *Annaly khirurgii – Annals of Surgery*, 3, 66-68 [in Russian].
- Neutzling, C.B., Lustosa, S.A.S., Proenca, I.M., da Silva, E.M.K. & Matos, D. (2012). Stapled versus handsewn methods for colorectal anastomosis surgery. Matos D. (Ed.). *Cochrane Database Syst. Rev.*, 2. DOI: 10.1002/14651858.CD003144.pub2.
- de Hingh, I.H., de Man, B.M., Lomme, R.M., van Goor, H. & Hendriks, T. (2003). Colonic anastomotic strength and matrix metalloproteinase activity in an experimental model of bacterial peritonitis. *Br. J. Surg.*, 90, 981-988. doi.org/10.1002/bjs.4146
- Ballantyne, G.H. (1983). Intestinal suturing. Review of the experimental foundations for traditional doctrines. *Dis. Colon Rectum.*, 26 (12), 836-843. doi.org/10.1007/BF02554767
- Pasic, F. & Salkic, N.N. (2013). Predictive score for anastomotic leakage after elective colorectal cancer surgery: a decision making tool for choice of protective measures. *Surg. Endosc.*, 27, 3877-3882. doi: 10.1007/s00464-013-2997-1
- Beard, J.D., Nicholson, M.L., Sayers, R.D., Lloyd, D. & Everson, N.W. (1990). Intraoperative air testing of colorectal anastomoses: a prospective, randomized trial. *Br. J. Surg.*, 77 (10), 1095-1097. doi.org/10.1002/bjs.1800771006
- Hendriks, T. & Mastboom, W.J. (1990). Healing of experimental intestinal anastomoses. Parameters for repair. *Review Dis. Colon Rectum.*, 33 (10), 891-901. https://doi.org/10.1007/BF02051930
- Bosmans, J.W.A.M., Jongen, A.C.H.M., Bouvy, N.D. & Derikx, J.P.M. (2015). Colorectal anastomotic healing: why the biological processes that lead to anastomotic leakage should be revealed prior to conducting intervention studies. *BMC Gastroenterology.*, 15, 180. doi:10.1186/s12876-015-0410-3.
- Paton, B.E. & Ivanova, O.M. (Eds.) (2009). *Tkanevaya vysokochastotnaya elektrosvarochnaya khirurgiya [The live tissue's high-frequency electric welding surgery]*. Kyiv: Naukova Dumka [in Russian].
- Donskov, A.V., Donskov, A.B., Yesipov, V.K. & Kagan, I.I. (2011). Primeneniye mikrokhirurgicheskogo kishhechnogo shva v usloviyakh peritonita pri povrezhdenii obodochnoy kishki [Application of microsurgical intestinal suture in conditions of peritonitis with damage to the colon]. *Acta Biomedica Scientifica*, (4-2), 234-236. Retrieved from : https://cyberleninka.ru/article/n/primeneniye-mikrokhirurgicheskogo-kishhechnogo-shva-v-usloviyah-peritonita-pri-povrezhdenii-obodochnoy-kishki [in Russian].
- Ho, Y.-H. & Ashour, M.A.T. (2010). Techniques for colorectal anastomosis. *World J. Gastroenterol.*, 7, 16 (13), 1610-1621. doi: 10.3748/wjg.v16.i13.1610
- Podpriatov, S.S., Podpriatov, S.E., Marinskyi, H.S., Chernets, O.V., Tkachenko, V.A., Byelousov, ... Serdyuk, V.K. (2017). Modelne eksperymentalne doslidzhennia mekhanichnoi rezystentnosti stinky kyshky liudyny pid tyskom v prototypi elektrozvarivnogo instrumentu [Model experimental research of human intestine walls mechanical resistance under the pressure inside biologic welding instrument prototype]. *Problemy viiskovoi okhorony zdorovia – Military Health Problems*, (2), 325-331 [in Ukrainian].

Отримано 03.05.2018

Електронна адреса для листування: sspodpr@gmail.com

S. S. PODPRIATOV^{1,2,5}, S. E. PODPRYATOV^{1,2,3}, S. G. GICHKA⁴, A. V. MAKAROV⁵, G. S. MARINSKY³, V. A. TKACHENKO³, S. V. TKACHENKO³, O. V. CHERNETS³, D. V. TARNAVSKY⁶

Clinical Research Centre of Bonding/Welding Surgery and New Surgical Technologies¹

Kyiv Municipal Hospital Clinic No.1²

E. Paton Electric Welding Institute of National Academy of Science³

O. Bohomolets National Medical University⁴

P. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education⁵

National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine⁶

CLINICAL AND MORPHOLOGICAL FEATURES OF MULTI-POINT AND LINEAR COLON ELECTRICALLY WELDED ANASTOMOSIS

The aim of the work: to study the influence onto clinical hermetic rupture properties the morphological transformations types inside the colon tissues during electrically welded anastomosis creation using linear or multi-point applying methods and various pressure characteristics of the instrument.

Materials and Methods. The swine colon sections 31 cm in diameter, were anastomosed in end-to-end way during acute experiment. There were 2 double-line stapled and 144 electro-welded anastomoses: 48 multi-point, made by toothed tweezers with a topical pressure of 1.8 N/mm², and 56 linear circular (pressure 2.1 N/mm² or 3.0 N/mm²).

The electric welding device "Patonmed" EKVZ-300 (440 kHz) was used. Anastomoses were tested by a slow liquid injection into closed section, up to 15 mm Hg/min. The 3 types electro-welding connections were divided by blind method to the injection groups. The first group injected up to 24.5 mm Hg. – the pressure of liquid outflow have established for stapled anastomoses. The second group was ruptured. Anastomoses then were sent for histological examination.

Results and Discussion. All welded anastomoses remained sealed at a bursting pressure 23.5 mm Hg, and reached a break: multi-point at (37.2±5.2) mm Hg. linear – (created under pressure of 2.1 N/mm²) (53.6±9.8) mm Hg, linear (created under pressure 3.0 N/mm²) – (62.8±6.2) mm Hg. The linear anastomoses compound thickness varied from 0.1 to 0.3 mm, and differed slightly in morphological characteristics in 1/3 of its circumference segment, where a large proportion of the lacunas and the number of intervals between the merged coagulated muscle layers were found. The rupture occurred in such segment. Although the integrity of the welding coagulation changes along the anastomoses circumference was preserved. The density of the 3.0 N/mm²-created anastomosis was achieved by lower gaps number and wider layers merging inside the conglomerate. The multi-point anastomosis thickness fluctuated from 1.8 mm to 5 mm in regular. At the point of jagged electrodes edges have converged, the merge between the muscle layers were established, the cell fragments and fibers became orientated, and the bond conglomerate was formed. Nearby muscular layers did not merge as topical, although they are involved into coagulation conglomerate, which comprises the muscular and submucosal layers mainly. Serous layers were merged also.

Key words: anastomosis; colon; electric welding; radio frequency; instrument; bursting pressure; morphology.

С. С. ПОДПРЯТОВ^{1,2,5}, С. Е. ПОДПРЯТОВ^{1,2,3}, С. Г. ГИЧКА⁴, А. В. МАКАРОВ⁵, Г. С. МАРИНСКИЙ³, В. А. ТКАЧЕНКО³, С. В. ТКАЧЕНКО³, А. В. ЧЕРНЕЦ³, Д. В. ТАРНАВСКИЙ⁶

Киевский городской центр электросварочной хирургии и новых хирургических технологий¹

Киевская городская клиническая больница № 1²

Институт электросварки имени Е. О. Патона НАН Украины³

Национальный медицинский университет имени А. А. Богомольца⁴

Национальная медицинская академия последилового образования имени П. Л. Шупика⁵

Национальный университет биоресурсов и природопользования Украины⁶

КЛИНИКО-МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ МНОГОТОЧЕЧНОГО И ЛИНЕЙНОГО ТОЛСТОКИШЕЧНЫХ ЭЛЕКТРОСВАРНЫХ АНАСТОМОЗОВ

Цель работы: влияние на клинические свойства герметичной прочности электросварочного толсто-толстокишечного анастомоза особенностей морфологических преобразований в стенках кишки при применении линейного и точечного методов соединения и различных величин давления в инструменте.

Материалы и методы. На участках толстой кишки диаметром 31 см в условиях комплексного острого эксперимента на свиньях наложили 2 двухрядных скобковых анастомоза степлером и по 48 электросварочных: точечной сваркой (зубчатый пинцет с давлением на острие 1,8 Н/мм²) и линейным циркулярным (в вариантах давления на ткань 2,1 Н/мм² и 3,0 Н/мм²), конец-в-конец. Использовали программу электросварочного аппарата "Патонмед" EKVZ-300 (440 кГц). Испытывали анастомозы медленным, до 15 мм/мин введением жидкости. Слепым методом выбирали вариант исследования на каждый из 3 типов электросварочного соединения: до наступления разрыва – или до уровня потери герметичности скобкового анастомоза: 23,5 мм. После этого анастомозы направили на гистологическое исследование.

Результаты исследований и их обсуждение. Все электросварные анастомозы оставались герметичными при давлении расправления 23,5 мм, и в дальнейшем потеряли герметичность: точечный при (37,2±5,2) мм рт. ст. линейный (создан под давлением 2,1 Н/мм²) – (53,6±9,8) мм рт. ст., линейный (создан под давлением 3,0 Н/мм²) – (62,8±6,2) мм рт. ст. Соединение в линейном анастомозе имело толщину от 0,1 до 0,3 мм, и отличалось по морфологическим характеристикам на сегменте 1/3 длины окружности по брыжеечному краю, где обнаружили большую долю щелей и числа промежутков между коагуляционно соединенными мышечными оболочками, хотя целостность коагуляционных изменений по кругу сохраняется. Разрыв происходил в этом сегменте. Созданный под давлением 3,0 Н/мм² анастомоз имел значительно меньшее количество щелей и лучшее соединение слоев стенки в конгломерате. Толщина многоточечного анастомоза волнообразно изменялась от 1,8 до 5 мм. В местах сближения зубоподобных электродов формируются: соединение между мышечными оболочками, пространственная ориентация клеточных фрагментов и волокон, электросварной конгломерат. Перифокально мышечные слои не сливаются, но находятся в составе коагуляционного конгломерата, которых охватывает преимущественно мышечный и подслизистый слои. Серозные оболочки также соединены.

Ключевые слова: анастомоз; толстая кишка; электросварка; радиочастота; инструмент; разрывное давление; морфология.