



С. С. Подпряттов<sup>1, 2, 3</sup>, С. Є. Подпряттов<sup>1, 2, 4</sup>, С. Г. Гичка<sup>5</sup>,  
В. Г. Гетьман<sup>3</sup>, А. В. Макаров<sup>3</sup>, Г. С. Маринський<sup>4</sup>, В. А. Ткаченко<sup>4</sup>,  
С. В. Ткаченко<sup>4</sup>, О. В. Чернець<sup>4</sup>, Д. В. Тарнавський<sup>6</sup>

<sup>1</sup> Київський міський центр електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій

<sup>2</sup> Київська міська клінічна лікарня № 1

<sup>3</sup> Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупика, Київ

<sup>4</sup> Інститут електрозварювання імені Є. О. Патона НАН України, Київ

<sup>5</sup> Національний медичний університет імені О. О. Богомольця, Київ

<sup>6</sup> Національний університет біоресурсів і природокористування України, Київ

## ВПЛИВ ПЕРЕТВОРЕНЬ У СТІНЦІ ТОНКОЇ КИШКИ ПРИ СТВОРЕННІ ЕЛЕКТРОЗВАРНИХ АНАСТОМОЗІВ РІЗНОГО ТИПУ НА РОЗРИВНУ МІЦНІСТЬ З'ЄДНАННЯ

**Мета роботи** — вивчити вплив на клінічні розривні властивості електрозварного анастомозу особливостей морфологічних перетворень у стінці тонкої кишки при застосуванні лінійного та багатоточкового методів з'єднання.

**Матеріали і методи.** На ділянках тонкої кишки діаметром 25—26 см в умовах комплексного гострого експерименту на свинях наклали 2 дворядних скобкових анастомози степлером та по 72 електрозварювальних точковим зварюванням (зубчастий пінцет з тиском на вістрі 1,8 Н/мм<sup>2</sup>) та лінійним циркулярним (тиск 2,1 Н/мм<sup>2</sup>) за типом «кінець до кінця». Використовували програму електрозварювального апарата «Патонмед» ЕКВ3-300 (440 кГц). Випробовували анастомози повільним (до 15 мм рт. ст./хв) введенням рідини. Сліпим методом обирали варіант дослідження для кожного типу електрозварного з'єднання: до розриву або до втрати герметичності скобкового анастомозу (24,5 мм рт. ст.). Нерозірвані анастомози спрямовували на гістологічне дослідження.

**Результати та обговорення.** Всі електрозварні анастомози залишалися герметичними при тиску розпирання 24,5 мм рт. ст. Лінійний розрив спостерігали при тиску (56,6 ± 9,2) мм рт. ст., точковий — при тиску (38,2 ± 4,2) мм рт. ст. Товщина з'єднання лінійного анастомозу становила від 0,1 до 0,16 мм. Морфологічна характеристика анастомозу дещо відрзнялася на сегменті від 1/2 до 1/3 довжини кола, в якому виявили більшу частку щілин та кількість проміжків між з'єднаними коагульованими м'язовими оболонками, хоча загалом суцільність коагуляційних змін по колу зберігалася. Розрив при дослідженні межі міцності відбувався в зазначеному сегменті. Товщина точкового анастомозу хвилюподібно змінювалася від 0,8 до 3,0—4,0 мм. У точці зведення зубоподібних електродів відбувалося з'єднання м'язових оболонок, просторова орієнтація клітинних фрагментів і волокон, утворення конгломерату. Перифокально м'язові шари не зливалися, хоча входили до складу коагуляційного конгломерату, який охоплював переважно м'язовий та підслизовий шари. Серозні оболонки були з'єднані. На прикладі багатоточкового електрозварного з'єднання стінок кишки можна оцінити запас міцності, який може мати суцільне електрозварне з'єднання, та характеристику припустимої нерівномірності морфологічних перетворень при забезпеченні клінічно необхідних показників міцності та герметичності.

**Висновки.** Незважаючи на різну глибину електрозварних перетворень у тканині вздовж кола анастомозу, наявність з'єднання коагульованих м'язових шарів кишки та суцільність коагуляційних змін уздовж лінії анастомозу, які формуються під дією обраних параметрів інструменту та імпульсів, забезпечують статистично значуще вищий, порівняно зі скобковим, розривний тиск для з'єднання. Глибина електрозварних перетворень та безперервна щільність з'єднання коагульованих м'язових і волоконних структур при лінійному типі з'єднання стінок кишки зумовлюють його переважну міцність порівняно з багатоточковим.

■ **Ключові слова:** анастомоз, кишка, електрозварювання, радіочастота, інструмент, розривний тиск, морфологія.

Подпряттов Сергій Сергійович, к. мед. н., хірург-проктолог  
Тел. (44) 561-17-62. E-mail: sspodpr@gmail.com

© С. С. Подпряттов, С. Є. Подпряттов, С. Г. Гичка, В. Г. Гетьман, А. В. Макаров,  
Г. С. Маринський, В. А. Ткаченко, С. В. Ткаченко, О. В. Чернець, Д. В. Тарнавський, 2018

Вплив на тканину стінки кишки стискаючих швів є чинником, який запускає процеси ішемічного некрозу, тривалого запалення та бактеріальної інвазії в міжкишковому анастомозі (МА) [2, 12]. Хоча за узагальненими даними, переваг жодного з традиційних способів створення МА не встановлено [10], деякі дослідники відзначають вплив ефективного накладення швів та зіставлення шарів кишки на зниження частоти неспроможності МА [4, 7, 11]. Первинне оцінювання лінії МА розпиранням рідиною або подвійним контрастуванням з повітрям є значущим дослідженням через високу частоту негерметичності МА після створення (до 29 %) [5].

Найчастіше для дослідження МА на тваринних моделях і порівняння МА використовують сурогатні маркери (розривний тиск (РТ), міцність на розрив) та загальне гістологічне дослідження. Інші методи застосовують для вивчення вузьких питань [6, 8]. Оскільки протоколи та інструменти у різних дослідженнях значно відрізняються, можна порівнювати значення РТ лише в експериментальних групах в одному дослідженні [8]. Не встановлено чітких кореляцій між розвитком механічної міцності лінії МА під час репарації тканин, виникненням неспроможності МА та вмістом колагену в МА, тому дослідження не має обмежуватися описом стану колагену чи встановленням показника міцності [8]. Важливим є також опис змін у м'язовому шарі [9].

Електрозварне з'єднання має особливі морфологічні характеристики [3], що дає підставу припустити відмінність РТ та морфологічних змін в електрозварному МА порівняно з традиційними МА.

**Мета роботи** — вивчити вплив на клінічні розривні властивості електрозварного анастомозу особливостей морфологічних перетворень у стінці тонкої кишки при застосуванні лінійного та багатоточкового методів з'єднання.

#### МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

Вивчено клінічні властивості міцності та герметичності, а також морфологічні зміни у тканинах стінки тонкої кишки після створення електрозварного МА (ЕМА) методом (багато-)точкового з'єднання подібно до накладання [1] однорядного шва і методом одномоментного лінійного з'єднання, суцільного вздовж кола анастомозу, — подібно до апаратного скобкового.

ЕМА створювали на ділянках тонкої 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), узгоджених з положеннями Європейської конвенції про захист хребетних тварин, яких використовують для експериментальних та інших наукових цілей.

У дослідженні використано 18 свиней породи велика біла з масою тіла 45—72 кг, самців, віком від 4 до 6 місяців, самців. Наклали послідовно по 8 ЕМА на тонкій кишці, кожний з яких відразу видалили для дослідження. Також створили 2 контрольних МА із застосуванням хірургічного механічного зшивального пристрою діаметром 25 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 вибрану ділянку тонкої кишки. Кишку пересікали гострим способом.

Для накладання циркулярного ЕМА за типом «кінець до кінця» використовували джерело радіочастотних електрозварювальних імпульсів «Патонмед» ЕКВ3-300 (440 кГц), а також прототипи спеціалізованих електрозварювальних інструментів: для точкового та лінійного (у формі кола) з'єднання.

Інструментом для точкового зварювання (пінцет з площинно-зубчастими електродами) захоплювали протилежні стінки кишки із зовнішньої серозної поверхні в проміжках між накладеними раніше трьома серозно-м'язовими утримувальними лігатурами. Стінки відрізків кишки зводили на одному рівні, максимально затискали протягом 60 с, подавали електрозварювальні імпульси в автоматичному режимі. Після зварювання електроди розводили і встановлювали поруч з попередньою точкою зварювання з кроком відповідно до межі електрозварних змін. Після закінчення зварювання по колу кишки лігатури видаляли.

Суцільна площа електрода пінцета — 6 мм<sup>2</sup>, площа поверхні зубоподібного трикутного випинання, розташованого вздовж осі інструменту і плаского з боків, — близько 1 мм<sup>2</sup>. Максимальний тиск на пласкій частині електрода — 0,3 Н/мм<sup>2</sup>, на зубчастій — 1,8 Н/мм<sup>2</sup>.

Інструмент для одномоментного створення лінійного електрозварного з'єднання вводили в просвіт кишки крізь просвіт відсіченого краю кишки, розташованого на життєздатній брижі, та виводили крізь протилежний зріз ту частину інструменту, яка містила електроди. Електроди розводили, нагортали на них стінки відрізків кишки та фіксували від сповзання лігатурами на центральній несучій осі інструменту. Електроди під контролем ока зводили та максимально стискали в інструменті. Після паузи тривалістю 60 с подавали електрозварювальні імпульси в автоматичному режимі. Після зварювання електроди розводили, відновлювали просвіт кишки шляхом відсічення країв стінок з лігатурами, зафіксованими на інструменті.

Площа електрода інструменту для створення лінійного з'єднання у формі кола із зовнішнім діаметром 26 мм становила 216 мм<sup>2</sup>, тиск на пласкому електроді — 2,1 Н/мм<sup>2</sup>.

Видаляли сегмент кишки з ЕМА довжиною близько 20 см для гістологічного дослідження.

Після накладання ЕМА здійснювали випробування тиском втрати герметичності повільним (до 15 мм рт.ст./хв) введенням ізотонічного розчину натрію хлориду в перекритий лінійними затискачами сегмент кишки, який містив циркулярний ЕМА. Тиск підвищували або до розриву з'єднання, фіксуючи місце неспроможності та величину тиску в цей момент, або до рівня міцності скобкового з'єднання в МА.

Обирали варіант дослідження для кожного з відрізків сліпим методом, по 36 проб на кожному з проб і тип з'єднання.

Тиск у просвіті кишки вимірювали з використанням приєданого до системи введення рідини електронного манометра DPG8000 M4026/1203 (Omega, США), сертифікованого за ISO 9001, показання якого через кожні 8 проб контролювали, порівнюючи з показаннями механічного сфігмоманометра.

Після випробування ділянки кишки з цілісним анастомозом, її занурювали у 10% розчин нейтрального формаліну і доставляли у лабораторію, де здійснювали стандартну гістологічну проводку тканин, заливали парафінові блоки та робили тонкі зрізи по колу анастомозу. Використовували загальногістологічні методики: забарвлення гематоксилином та еозином або за Ван Гізоном. Компоненти сполучної тканини виявляли за Novelli, фібрин — забарвленням фосфорно-вольфрамовим гематоксилином за Малорі, протеоглікани — ШИК-реакцією із забарвленням ядер гематоксилином; кислі глікозаміноглікани — забарвленням толудіновим синім. Отримані гістологічні препарати досліджували при збільшенні в 40—400 разів.

Статистичну обробку отриманих даних виконували з використанням комп'ютерних програм пакета Statistica (StatSoft Statistica v.10.0.). Статистичну значущість порівнюваних показників з нормальним розподілом, який визначали за критерієм Колмогорова — Смирнова, встановлювали з використанням дисперсійного аналізу (ANOVA) та t-критерію Стьюдента при рівні значущості  $p=0,05$ . Дані наведено як середнє арифметичне значення та стандартне відхилення ( $M \pm SD$ ).

### РЕЗУЛЬТАТИ ТА ОБГОВОРЕННЯ

Під час випробування на розрив тиск, при якому відбулася втрата герметичності з'єднання в місці прорізування тканини скобками в механічному МА, становив у середньому 24,5 мм рт.ст. Величина розривного тиску для лінійного ЕМА —  $(56,6 \pm 9,2)$  мм рт.ст., для точкового —  $(38,2 \pm 4,2)$  мм рт.ст.

Усі випробувані без розриву ЕМА були герметичними при досягненні контрольного показника тиску рідини в просвіті кишки 25—28 мм рт.ст., і були спрямовані на морфологічне дослідження.

Товщина з'єднання по колу лінійного ЕМА змінювалася від 0,1 до 0,16 мм, при цьому ділянки з різною товщиною були розташовані протилежно і дещо відрізнялися за морфологічною характеристикою.

Уздовж частини кола ЕМА, де лінія з'єднання була тоншою, вона мала тонкий прозорий вигляд. При мікроскопічному дослідженні встановили, що зведені тканини в ділянці ЕМА щільно з'єднуються, утворюючи суцільний посткоагуляційний субстрат, який охоплює всі шари кишки. В ньому визначаються переважно лише контури клітин та тканинних структур. Щілини в лінії з'єднання практично відсутні, визначаються лише поодинокі з нерівним контуром у межах одного шару. Численні орієнтовані колагенові та гладеньком'язові волокна демонструють тенденцію до злиття м'язової пластинки з м'язовим шаром, контактуючи оболонками та безпосередньо клітинами. Наявне злиття серозних оболонок та численні ділянки довжиною 0,5—1,0 мм злиття безпосередньо протилежних м'язових шарів кишки. Уздовж лінії з'єднання щілини між м'язовими шарами мають довжину до 0,1 мм та займають до 1/5 ширини лінії з'єднання.

Епітеліальний шар слизової оболонки зруйновано, видно відшарування фрагментів на рівні власної пластинки по обидва боки від лінії з'єднання до 0,1 мм. Латеральніше слизова оболонка цілісна, зі слідами неструктивних коагуляційних змін. Епітеліальні клітини набувають орієнтації та витягуються у поперечному напрямі. Подекуди виникають щілини зі стійкими контурами. Також виявлено запустіння або тромбоз судин мікроциркуляторного русла, плазматичний набряк.

Уздовж частини кола ЕМА, де лінія з'єднання була товшою, — на ділянці від 1/2 до 1/3 довжини кола — вона мала матовий напівпрозорий вигляд з рожевим відтінком. При цьому товщина уздовж лінії з'єднання зростала внаслідок більшої частки щілин у структурі тканин більшої кількості проміжків між з'єднаними коагульованими м'язовими оболонками довжиною до 2 мм, де відбувалося лише злиття серозних оболонок. У коагуляційному конгломераті наявні ділянки коагуляційних змін неоднакової глибини, хоча загалом їх суцільність по колу ЕМА зберігалася, та відсутні наскрізні щілини. Відзначено збереження просвіту живлячої судини з наявністю поодиноких еритроцитів та фібрину.

В епітеліальному шарі слизової оболонки також наявна деструкція по лінії МА, але по обидва боки від неї спостерігали більшу кількість незапустілих венул у підслизовому шарі, меншу фрагментацію при відшаруванні від власної пластинки, але

більший інтерстиціальний набряк. Відзначено орієнтацію і витягування клітин та їх органел під дією магнітного поля електрозварювальних імпульсів.

При вивченні лінійних ЕМА, розірваних під тиском, виявили, що точка ініціації розриву розташовувалася у зазначеній вище ділянці.

У структурі багатоточкового ЕМА товщина з'єднання по колу хвилеподібно змінювалася: від 0,8 мм у точках проникнення зубоподібної частини електрода до 3—4 мм у місці накладання плоскої частини. При цьому ЕМА мав пунктирно-точковий вигляд з чергуванням місць введення зубоподібної частини електрода. Асиметрії більших сегментів ЕМА не виявили.

Періодичність відзначили і при морфологічному дослідженні. В точці зведення протилежних зубоподібних електродів відбувалося з'єднання м'язових оболонок, подібне до описаного в щільній частині циркулярного з'єднання. Спостерігали їх щільне прилягання з просторовою орієнтацією клітинних фрагментів і волокон, утворенням конгломерату, який містив кислі глікозаміноглікани. Ці зміни відзначено на ділянці завдовжки 0,5—0,8 мм, без руйнації слизової оболонки, що зумовлене зведенням електродів із серозної поверхні. Виявлено поодинокі щілини в проекціях точок зведення зубчастих електродів.

По обидва боки від ділянки накладання електродів товщина лінії з'єднання різко збільшувалася, м'язові шари в ній не зливалися, хоча і входили до складу коагуляційного конгломерату, який охоплював переважно м'язовий та підслизовий шари і містив горизонтальні щілини. Серозні оболонки були з'єднані і визначалися по всій довжині проміжку між точками зведення м'язових шарів. М'язова пластинка та підслизовий шар містили орієнтовані структури. У слизовій оболонці наявний інтерстиціальний набряк, зберігався просвіт судин. Епітеліальний шар був збережений.

При вивченні багатоточкових ЕМА, розірваних під тиском, виявлено, що ініціація розриву відбувалася в зоні меншої глибини коагуляційних змін в електрозварному субстраті. Площа злиття м'язових шарів у точці контакту була меншою.

Рівномірність товщини та будови стінки тонкої кишки забезпечує можливість способом точкового зварювання сформуванню ЕМА з майже подвійним перевищенням міцності та герметичності порівняно зі скобковим. Умовою формування такого анастомозу є візуальна безперервність електрозварних змін уздовж лінії анастомозу.

Наявність потовщення стінки тонкої кишки в місці її брижі несуттєво позначається на морфологічній рівномірності електрозварного з'єднання

завдяки обраній величині стиснення електродів та характеристик електрозварних імпульсів, які дають змогу досягти необхідної глибини реструктуризації біологічної тканини.

При мікроскопічному дослідженні структура точкового електрозварного з'єднання не є рівномірною, тому його використання потребує наявності у хірурга певного досвіду накладання та стискання електродів і макроскопічної оцінки якості отриманого з'єднання.

На прикладі багатоточкового електрозварного з'єднання стінок кишки можна оцінити запас міцності суцільного електрозварного з'єднання і величину припустимої нерівномірності морфологічних перетворень при забезпеченні клінічно необхідної міцності та герметичності.

Отримані дані важливі для планування створення ЕМА в умовах, коли лінійний тип з'єднання створити або технічно складно (для анастомозів з вивідними протоками, судинами), або це загрожує втратою функції, як при відновленні нервів.

Використання лінійних електродів у формі кола дає змогу створити тонко-тонкокишковий анастомоз упродовж декількох хвилин, що суттєво перевершує можливості точкового електрозварювання і ручного накладання шва, та подібне до скобкового апаратного накладання.

Досягнення вищого ступеня рівномірності електрозварного впливу в циркулярному МА потребує дослідження впливу як електромеханічних параметрів інструменту, так і анатомічних особливостей ділянок стінки кишки. Першим етапом такого дослідження може бути порівняння точкового та лінійного електрозварних з'єднань стінок товстої кишки, ступінь неоднорідності стінки якої порівняно вищий, а перебіг загоєння відрізняється від такого в тонкій кишці [9].

#### ВИСНОВКИ

Незважаючи на різну глибину електрозварних змін у тканині вздовж кола анастомозу, наявність з'єднання коагульованих м'язових шарів кишки та суцільність коагуляційних змін уздовж лінії анастомозу, які формуються за обраних параметрів інструменту та імпульсів, забезпечують статистично значущо вищий порівняно зі скобковим розривний тиск для з'єднання:  $(56,6 \pm 9,2)$  мм рт. ст. — для лінійного та  $(41,2 \pm 4,2)$  мм рт. ст. — для (багато-)точкового.

Глибина електрозварних перетворень та безперервна щільність з'єднання коагульованих м'язових і волоконних структур при лінійному типі з'єднання стінок кишки зумовлює його переважну міцність порівняно з точковим.

*Конфлікту інтересів немає.*

*Участь авторів: концепція і дизайн дослідження — С. С. П., С. Є. П., С. Г., В. Г., А. М.; збір і обробка матеріалу — С. С. П., В. Т., С. Т., О. Ч., Д. Т.; написання і редагування тексту — С. С. П., С. Є. П., С. Г., В. Г., Г. М.*

## Література

- Донсков А. В., Есипов В. К., Каган И. И. Применение микрохирургического кишечного шва в условиях перитонита при повреждении ободочной кишки // Бюл. ВСНЦ. — 2011. — № 4, ч. 2. — С. 234—236. <https://cyberleninka.ru/article/n/primeneniye-mikrohirurgicheskogo-kishechnogo-shva-v-usloviyah-peritonita-pri-povrezhdenii-obodochnoy-kishki>.
- Егоров В. И., Счастливцев И. В., Турусов Р. А., Баранов А. О. Механические нарушения под нитью кишечного шва как причина нарушений микроциркуляции в области соустьев // Анналы хирургии. — 2002. — № 3. — С. 66—68.
- Тканевая высокочастотная электросварочная хирургия: Атлас / Под ред. Б. Е. Патона, О. М. Ивановой. — К.: Наук. думка, 2009. — 193 с.
- Ballantyne G. H. Intestinal suturing. Review of the experimental foundations for traditional doctrines // Dis. Colon. Rectum. — 1983. — Vol. 26 (12). — P. 836—843.
- Beard J. D., Nicholson M. L., Sayers R. D. et al. Intraoperative air testing of colorectal anastomoses: a prospective, randomized trial // Br. J. Surg. — 1990. — Vol. 77 (10). — P. 1095—1097.
- Bosmans J. W. A. M., Jongen A. C. H. M., Bouvy N. D., Derikx J. P. M. Colorectal anastomotic healing: why the biological processes that lead to anastomotic leakage should be revealed prior to conducting intervention studies // BMC Gastroenterology. — 2015. — Vol. 15. — P. 180. doi: 10.1186/s12876-015-0410-3.
- De Hingh I. H., de Man B. M., Lomme R. M. et al. Colonic anastomotic strength and matrix metalloproteinase activity in an experimental model of bacterial peritonitis // Br. J. Surg. — 2003. — Vol. 90. — P. 981—988. <https://doi.org/10.1002/bjs.4146>.
- Hendriks T., Mastboom W. J. Healing of experimental intestinal anastomoses. Parameters for repair. Review // Dis. Colon. Rectum. — 1990. — Vol. 33 (10). — P. 891—901.
- Martens M. F., Hendriks T. Postoperative changes in collagen synthesis in intestinal anastomoses of the rat: differences between small and large bowel // Gut. — 1991. — Vol. 32. — P. 1482—1487. DOI: 10.1136/gut.32.12.1482.
- Neutzling C. B., Lustosa S. A. S., Proenca I. M. et al. Stapled versus handsewn methods for colorectal anastomosis surgery // Cochrane Database Syst. Rev. — 2012. — Vol. 2 DOI: 10.1002/14651858.CD003144.pub2.
- Pasic F., Salkic N. N. Predictive score for anastomotic leakage after elective colorectal cancer surgery: a decision making tool for choice of protective measures // Surg. Endosc. — 2013. — Vol. 27. — P. 3877—3882. doi: 10.1007/s00464-013-2997-1.
- Shogan B. D., Belogortseva N., Luong P. M. et al. Collagen degradation and MMP9 activation by Enterococcus faecalis contribute to intestinal anastomotic leak // Sci. Transl. Med. — 2015. — Vol. 7. — P. 286—288. doi: 10.1126/scitranslmed.3010658.

С. С. Подпрятков<sup>1, 2, 3</sup>, С. Е. Подпрятков<sup>1, 2, 4</sup>, С. Г. Гичка<sup>5</sup>, В. Г. Гетман<sup>3</sup>, А. В. Макаров<sup>3</sup>, Г. С. Маринский<sup>4</sup>, В. А. Ткаченко<sup>4</sup>, С. В. Ткаченко<sup>4</sup>, А. В. Чернец<sup>4</sup>, Д. В. Тарнавский<sup>6</sup>

<sup>1</sup> Киевский городской центр электросварочной хирургии и новых хирургических технологий

<sup>2</sup> Киевская городская клиническая больница № 1

<sup>3</sup> Национальная медицинская академия последипломного образования имени П. Л. Шупика, Киев

<sup>4</sup> Институт электросварки имени Е. О. Патона НАН Украины, Киев

<sup>5</sup> Национальный медицинский университет имени А. А. Богомольца, Киев

<sup>6</sup> Национальный университет биоресурсов и природопользования Украины, Киев

## ВЛИЯНИЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ В СТЕНКЕ ТОНКОЙ КИШКИ ПРИ СОЗДАНИИ ЭЛЕКТРОСВАРНЫХ АНАСТОМОЗОВ РАЗНОГО ТИПА НА РАЗРЫВНУЮ ПРОЧНОСТЬ СОЕДИНЕНИЯ

**Цель работы** — изучить влияние на клинические разрывные свойства электросварного анастомоза особенностей морфологических преобразований в стенке тонкой кишки при применении линейного и многоточечного методов соединения.

**Материалы и методы.** На участках тонкой кишки диаметром 25—26 см, в условиях комплексного острого эксперимента на свиньях наложили 2 двурядных скобковых анастомоза степлером и по 72 электросварочных точечной сваркой (зубчатый пинцет с давлением на острие 1,8 Н/мм<sup>2</sup>) и линейным циркулярным (давление 2,1 Н/мм<sup>2</sup>) по типу «конец в конец». Использовали программу электросварочного аппарата «Патонмед» ЕКВ3-300 (440 кГц). Испытывали анастомозы медленным (до 15 мм рт. ст./мин) введением жидкости. Слепым методом выбрали вариант исследования для каждого типа электросварного соединения: до наступления разрыва или до уровня потери герметичности скобковым анастомозом (24,5 мм рт. ст.). Неразорванные анастомозы направляли на гистологическое исследование.

**Результаты и обсуждение.** Все электросварные анастомозы оставались герметичными при давлении распирания 24,5 мм рт. ст. Линейный разрыв наблюдали при (56,6 ± 9,2) мм рт. ст., точечный — при (38,2 ± 4,2) мм рт. ст. Толщина соединения линейного анастомоза составляла от 0,1 до 0,16 мм. Морфологическая характеристика анастомоза несколько отличалась на сегменте от 1/2 до 1/3 длины окружности, в котором обнаружили большую долю щелей и количества промежутков между соединенными коагулированными мышечными оболочками, хотя в целом целостность коагуляционных изменений по окружности сохранялась. Разрыв при испытании на прочность происходил в упомянутом сегменте. Толщина точечного анастомоза волнообразно изменялась от 0,8 до 3,4 мм. В точке сведения зубчатых электродов происходило соединение мышечных оболочек, пространственная ориентация клеточных фрагментов и волокон, образование конгломерата. Периферически мышечные слои не сливались, хотя входили в состав коагуляционного конгломерата, который охватывал преимущественно мышечный и подслизистый слои. Серозные оболочки были соединены. На примере многоточечного электросварного соединения стенок кишки можно оценить запас прочности, который может иметь сплошное электросварное соединение, а также характеристику допустимой неравномерности морфологических преобразований при обеспечении клинически необходимых показателей прочности и герметичности.

**Выводы.** Несмотря на колебания глубины электросварных преобразований в ткани по окружности анастомоза, наличие соединения коагулированных мышечных слоев кишки и целостность коагуляционных изменений вдоль линии анастомоза, которые формируются под действием выбранных параметров инструмента и импульсов, обеспечивают статистически зна-

чимо более высокое по сравнению со скобковым разрывное давление для соединения. Глубина электросварных преобразований и непрерывная плотность соединения коагулированных мышечных и волоконных структур в линейном типе соединения стенок кишки обуславливают его преимущественную прочность по сравнению с многоточечным.

**Ключевые слова:** анастомоз, кишка, электросварка, радиочастота, инструмент, разрывное давление, морфология.

**S. S. Podpriatov**<sup>1,2,3</sup>, **S. E. Podpnyatov**<sup>1,2,4</sup>, **S. G. Gichka**<sup>5</sup>, **V. G. Getman**<sup>3</sup>, **A. V. Makarov**<sup>3</sup>,  
**G. S. Marinsky**<sup>4</sup>, **V. A. Tkachenko**<sup>4</sup>, **S. V. Tkachenko**<sup>4</sup>, **O. V. Chernets**<sup>4</sup>, **D. V. Tarnavsky**<sup>6</sup>

<sup>1</sup> Clinical Research Centre of Bonding/Welding Surgery and New Surgical Technologies, Kyiv

<sup>2</sup> Kyiv City Clinical Hospital N 1

<sup>3</sup> P. L. Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Kyiv

<sup>4</sup> E. O. Paton Electric Welding Institute of National Academy of Science, Kyiv

<sup>5</sup> O. O. Bogomolets National Medical University, Kyiv

<sup>6</sup> National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine, Kyiv

## INFLUENCE OF SMALL INTESTINE WALL CHANGES AFTER ELECTRICALLY WELDED ANASTOMOSES OF DIFFERENT TYPES FOR THE ANASTOMOTIC TENSILE STRENGTH

**The aim** — to study the effect on the clinical rupture properties of the electric welded anastomosis, the morphological transformations in the wall of the small intestine after the linear and multi-point methods application.

**Materials and methods.** In the areas of the small intestine with a diameter of 25 to 26 cm, under the conditions of a complex acute experiment on pigs, two double-row staple anastomoses with a stapler and 72 electro welded spot welds (toothed tweezers with a tip pressure of 1.8 N/mm<sup>2</sup>) and linear circular (2.1 N/mm<sup>2</sup>) as an end-to-end type. The program of the electric welding machine «Patonmed» EKVZ-300 (440 kHz) was used. Anastomoses were tested with a slow (up to 15 mm Hg/min) injection of liquid. A blind option was chosen for each type of electro welded connection: before the rupture or to the level of loss of tightness by the bracket anastomosis (24.5 mm Hg). Unbroken anastomoses were sent for histological examination.

**Results and discussion.** All electrically welded anastomoses remained sealed at a bursting pressure of 24.5 mm Hg. A linear discontinuity was observed at 56.6 ± 9.2 mm Hg, point — at 38.2 ± 4.2 mm Hg. The thickness of the linear anastomosis compound was 0.1 to 0.16 mm and was slightly different in morphological characteristics in the segment from 1/2 to 1/3 of the circumference, in which a greater proportion of brakes and the number of gaps between connected coagulated muscle membranes was found, although in general, the integrity of the coagulation changes along the circumference persisted. The break occurred in this segment. The thickness of the point anastomosis fluctuated wavy from 0.8 to 3.4 mm. At the point of reduction of the jagged electrodes, there was a connection of the muscular membranes, a spatial orientation of the cell fragments and fibers, and the formation of a conglomerate. Perifocal muscular layers did not merge, although they were part of the coagulation conglomerate, which covered mainly the muscular and submucosa layers. Serous membranes were connected. On the example of a multipoint electrically welded junction of the intestinal walls, it is possible to estimate the margin of safety, which can have a continuous electro welded connection, and also characterize the permissible unevenness of the morphological transformations while providing clinically necessary strength and tightness parameters.

**Conclusions.** Despite the fluctuations of the electrically welded tissues transformations depth along the ileum anastomosis circumference, the coagulated muscle layers merge presence and the integrity of the welding changes along the anastomosis line, which is based on parameters of the instrument and impulses, provides the significantly higher bursting pressure, comparing the stapled anastomosis. The tissues transformations depth as well as continuous merge density of coagulated muscles and fibers inside the linear type of welded anastomosis establishes it's comparatively exceeded strength.

**Key words:** anastomosis, ileum, electric welding, radiofrequency, instrument, burst pressure, morphology.