

УДК 616.34-089.86:621.791:620.172.24]-092.9

С.С. Подпрятков^{1,2,5}, С.Є. Подпрятков^{1,2,3}, С.Г. Гичка⁶, В.Г. Гетьман⁵, А.В. Макаров⁵,
Г.С. Маринський³, В.А. Ткаченко³, О.В. Чернець³, В.А. Васильченко³, Д.В. Тарнавський⁴

Фізичні особливості електрозварного міжкишкового анастомозу

¹Київський центр електрозварювальної хірургії та новітніх технологій, Україна²Київська міська клінічна лікарня №1, Україна³Інститут електрозварювання імені Є.О. Патона НАН України, м. Київ⁴Національний університет біоресурсів і природокористування України, м. Київ⁵Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, м. Київ, Україна⁶Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

PAEDIATRIC SURGERY.UKRAINE.2018.4(61):69-73; DOI 10.15574/PS.2018.61.69

Окремі дослідники вважають, що модуль пружності (Юнга) акуратніше відображає механічні властивості тканини та загоєння у міжкишковому анастомозі, ніж розривний тиск, який є узгодженим показником. Ці показники не широко застосовують до набуття структурної міцності, до 7–14 днів, але електрозварний анастомоз відрізняється первинною структурною єдністю.

Мета: вивчити властивості розривної міцності й еластичності циркулярного анастомозу, створеного з використанням технології електрозварювання живих тканин, та порівняти їх з клінічними вимогами.

Матеріали і методи. В умовах гострого експерименту дослідили анастомози діаметром 25 мм, створені на ділянках тонкої кишки свині: 16 електрозварних, 4 степлерних та 4 однорядних шовних. У сегмент кишки довжиною 20 см повільно вводили забарвлений розчин NaCl до втрати герметичності. Водночас визначали зміну діаметра кишки за проекцією на мірну лінійку.

Результати. Прорізування тканини скобами відбувалося за тиску $24,2 \pm 0,8$ мм рт. ст., зміни діаметра – 12%, модуля Юнга – 384 Па. Вивертання слизової оболонки та початок прорізування шва відбувалося за $41,3 \pm 5,1$ мм рт. ст., зміни діаметра – 20%, модуля Юнга – 1093 Па. Втрата герметичності лінії електрозварювання відбулася після тривалого рівномірного розтягнення, за тиску $53,6 \pm 9,8$ мм рт. ст. Зміна діаметра становила 40%, модуль Юнга – 2880 Па.

Висновки. Поєднання високої еластичності та структурної однорідності розтягування електрозварного анастомозу є порівняно надійнішим механізмом уникнення ранньої неспроможності. Отримані дані визначають не лише участь електрозварного анастомозу у пропульсивних рухах та ранню появу випорожнень, але і стійкість його до раптових змін внутрішньочеревного тиску, що є перевагою для ранньої активізації хворого, за рідкої консистенції випорожнень та у дитячій хірургії.

Ключові слова: кишка, анастомоз, розривний тиск, еластичність, неспроможність, свиня, експеримент.

Physical features of electric-welding intestinal anastomosis

S.S. Podpriatov^{1,2,5}, S.E. Podpriatov^{1,2,3}, S.G. Gichka⁶, V.G. Hetman⁵, A.V. Makarov⁵, G.S. Marinsky³, V.A. Tkachenko³,
O.V. Chernets³, V.A. Vasylichenko³, D.V. Tarnavsky⁴¹Clinical research centre of bonding/welding surgery and new surgical technologies, Kyiv, Ukraine²Kyiv City Clinical No. 1, Ukraine³Paton Electric Welding Institute of National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv⁴National University of Life and Environmental Sciences of Ukraine, Kyiv⁵Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, Kyiv, Ukraine⁶Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

Several researchers believe that the modulus of elasticity (Young's) more accurately reflects the mechanical tissue properties and intestinal anastomosis healing rather than bursting pressure, which is a consistent parameter. These measures are not widely used until establishing the structural strength, up to 7-14 days, but electric-welding anastomosis line is characterized by primary structural unity.

Objective: to study the bursting strength and circular anastomosis elasticity, created by high-frequency live tissue welding (HF LTW), and to compare them with clinical requirements.

Оригінальні дослідження. Абдомінальна хірургія

Material and methods. Under the conditions of an acute experiment, anastomoses measuring 25 mm in diameter created on the swine small intestine were investigated: 16 electro-welded, 4 stapled and 4 single-row sutured ones. The gut segment, 20 cm in length, was slowly filled by coloured NaCl solution up to tightness loss. Anastomosis diameter change was determined simultaneously by its projection on the measuring ruler.

Results. Tissue cutting by staples was noted at a pressure of 24.2 ± 0.8 mm Hg, diameter change of 12%, and Young's modulus – 384 Pa. The mucosal eversion and start of suture cutting were noted at a pressure of 41.3 ± 5.1 mm Hg, diameter change of 20%, and elasticity – 1093 Pa. The welding line leakage occurred after prolonged uniform stretching, at 53.6 ± 9.8 mm Hg. The diameter change was 40% and elastic constant – 2880 Pa.

Conclusions. The combination of high elasticity and structural homogeneity of electro-welded anastomosis stretching is a relatively more reliable mechanism for avoiding early leakage. The obtained data determine the welding line propulsion involvement resulted in early stool appearance, as well as its resistance to sudden intra-abdominal pressure changes. The latter is an advantage for early patient activation, paediatric surgery and frequently fluid stool cases.

Key words: intestine, anastomosis, bursting pressure, elasticity, leakage, swine, experiment.

Физические особенности электросварного межкишечного анастомоза

С.С. Подпрятов^{1,2,5}, С.Е. Подпрятов^{1,2,3}, С.Г. Гичка⁶, В.Г. Гетман⁵, А.В. Макаров⁵, Г.С. Маринский³, В.А. Ткаченко³, А.В. Чернец³, В.А. Васильченко³, Д.В. Тарнавский⁴

¹Киевский городской центр электросварочной хирургии и новых хирургических технологий, Украина

²Киевская городская клиническая больница №1, Украина

³Институт электросварки имени Е.О. Патона НАН Украины, г. Киев

⁴Национальный университет биоресурсов и природопользования Украины, г. Киев

⁵Национальная медицинская академия последилового образования имени П.Л. Шупика, г. Киев

⁶Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев, Украина

Отдельные исследователи считают, что модуль упругости (Юнга) аккуратнее отражает механические свойства ткани и заживление в межкишечном анастомозе, чем разрывное давление, которое является согласованным показателем. Эти показатели не применяются широко до наступления структурной прочности, до 7–14 дней, но электросварной анастомоз отличается первичной структурной целостностью.

Цель: изучить свойства разрывной прочности и эластичности циркулярного анастомоза, созданного с использованием технологии электросварки живых тканей, и сопоставить их с клиническими требованиями.

Материалы и методы. В условиях острого эксперимента исследовали анастомозы диаметром 25 мм, созданные на участках тонкой кишки свиньи: 16 электросварных, 4 степлерных и 4 однорядных шовных. В сегмент кишки длиной 20 см медленно вводили окрашенный раствор NaCl до потери герметичности. В то же время определяли изменение диаметра кишки с проекцией на мерную линейку.

Результаты. Прорезывание ткани скобами отметили при давлении $24,2 \pm 0,8$ мм, изменении диаметра – 12%, модуле Юнга – 384 Па. Выворачивание слизистой оболочки и начало прорезывания шва отметили при $41,3 \pm 5,1$ мм, изменении диаметра – 20%, модуле Юнга – 1093 Па. Потерю герметичности линии электросварки наблюдали после длительного равномерного растяжения, при давлении $53,6 \pm 9,8$ мм. Изменение диаметра составило 40%, модуль Юнга – 2880 Па.

Выводы. Сочетание высокой эластичности и структурной однородности растяжения электросварного анастомоза является сравнительно надежным механизмом предотвращения ранней несостоятельности. Полученные данные определяют не только участие электросварного анастомоза в пропульсивных движениях и раннее появление стула, но и устойчивость его к внезапным изменениям внутрибрюшного давления, что является преимуществом для ранней активизации больного, при жидкой консистенции стула и в детской хирургии.

Ключевые слова: кишка, анастомоз, разрывное давление, эластичность, несостоятельность, свинья, эксперимент.

Вступ

Розтягнення стінки кишки газами, каловим вмістом, який накопичується над лінією міжкишкового анастомозу (ЛМА) [1], вимагає наявності у неї певної первинної міцності на розрив. Первинне оцінювання створеного міжкишкового анастомозу (МА) розпиранням рідиною або подвійним контрастуванням з повітрям є клінічно значущим дослідженням, зважаючи на високу частоту радіологічно діагностованої негерметичності ЛМА – до 29% [3].

Хоча існує безліч методів тестування МА, але розривний тиск (РТ), при якому спостерігається витік введеного в просвіт кишки повітря або рідини з ЛМА, та міцність на розрив є єдиними узгодженими сурогатними показниками (консенсус DELPHI, червень 2015) для порівняльної фізичної характеристики МА в клінічних та експериментальних умовах [4]. До моменту зростання міцності ЛМА у результаті загоєння до рівня, близького до тканин кишки – тобто 6–7-ї доби, – застосовують вимірювання РТ, а потім оперують показником міцності на розрив [5].

Незважаючи на те, що перевірка герметичності

ЛМА введенням рідини або повітря до контрольного значення РТ, є рутинною процедурою після накладення МА, його неспроможність у післяопераційному періоді розвивається у 3–9% хворих, оперованих у плановому порядку, переважно в перші чотири доби [3]. Оскільки наразі відсутні чіткі кореляції між розвитком механічної міцності ЛМА у процесі репарації тканин, рівнем вмісту колагену в МА та виникненням неспроможності МА, не потрібно обмежуватися описом колагену чи РТ – інші характеристики також мають бути вивчені [6].

Окрім дослідники вважають модуль пружності (Юнга) фундаментальним показником, який акуратніше висвітлює механічні властивості тканини та загоєння в МА, але в ранньому періоді, до набуття механічної міцності, його не застосовували [7].

Наявні у хворих рентгенологічні ознаки затримки пропульсивної хвилі перистальтики на рівні ЛМА, що корелює з виразністю запальних змін у МА [1], свідчать про різницю еластичності між інтактною стінкою кишки та ЛМА та потенційну клінічну значущість цього показника.

Електрозварне з'єднання має первинну структурну єдність [2], що надає підстави сподіватися на відмінність показників РТ та еластичності лінії електрозварного МА, від МА, створених з використанням шовних елементів.

Кількісне порівняння показників РТ, отриманих різними дослідниками, зазвичай є неможливим, оскільки протоколи та інструменти дуже сильно відрізняються; отже, значення РТ можна безпосередньо порівнювати лише між експериментальними групами в одному дослідженні [6].

Мета: вивчити фізичні властивості РТ та еластичності циркулярного МА, створеного з використанням технології електрозварювання живих тканин, та порівняти їх з клінічними вимогами.

Матеріал і методи дослідження

Вивчали критичні показники РТ та еластичності міжкишкових анастомозів – електрозварного (ЕМА), автоматично створеного скобкового (АСМА) та однорядного шовного вузлового (ОША), досягаючи контрольованим внутрішньопросвітним введенням рідини розтягнення з втратою герметичності ЛМА.

Усі ЕМА створювали 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. Двом свиням породи «Українська велика біла» масою 45–72 кг, самцям, наклали на тонкій кишці послідовно по 8 ЕМА, кожний з яких відразу видалили для дослідження. Додатково наклали 4 АСМА та 4 ОША. 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 седації тварину переносили в операційну та вводили в наркоз. Здійснювали лапаротомію, у рану виводили вибрану ділянку тонкої кишки. Кишку пересікали в кількох місцях гострим способом.

Для накладання циркулярного ЕМА за типом «кінець-до-кінця» використовували джерело електрозварювальних імпульсів «Патонмед-300», а та-

кож прототипи спеціалізованих електрозварювальних інструментів для лінійного (у формі кола) з'єднання діаметром 25 мм.

Для накладання циркулярного АСМА використовували клінічний зшиваючий пристрій – степлер, діаметром 25 мм, виробництва Ethicon (Johnson&Johnson, США).

Інструмент для одномоментного створення МА вводили в просвіт кишки з боку розсіченого краю, який перебував на життєздатній брижі, та виводили через протилежний зріз ту частину інструмента, що містила робочі поверхні. Робочі поверхні, які мали в своєму складі скобки або електроди, розводили, нагортали на них стінки відрізків кишки та фіксували від сповзання лігатурами на центральній несучій вісі інструмента. Після цього поверхні під контролем ока зводили та максимально стискали в інструменті. Після паузи, що тривала 60 секунд, подавали або скобки – відповідним важелем, або електрозварювальні імпульси в автоматичному режимі – натискаючи педаль. Після того, як з'єднання відбувалося, робочі поверхні інструмента розводили, відновлювали просвіт кишки шляхом відсічення країв стінок з лігатурами, що були зафіксовані на інструменті.

Створювали ОША окремими швами по колу на відстані 3–4 мм один від одного, які наклали поодинокими серозно-підслизовими стібками синтетичною ниткою зі стандартним маркуванням діаметра 2/0 (метричний 3.5), заведеною в кишкову голку.

Видаляли сегмент кишки довжиною близько 20 см, з МА посередині, для подальшого дослідження. З одного боку сегмент перекривали затискачем. З іншого боку наклали спеціалізований затискач з еластичними обгортками браншів, властивості якої були підібрані для герметичного затискання голки Дюфо з тупим кінцем. Голку вводили в просвіт сегмента кишки з МА, не висуваючи поза межі проекції обгортки браншів затискача, яким перекривали другий бік сегмента кишки з МА. Перевіряли прохідність голки приєднаною трубкою відкритої поліхлорвінілової системи з незначною кількістю води в ній. Після цього відкритий кінець системи приєднували до розгалужувача просвіту, до якого були приєднані поршневий шприц з 0,9% розчином NaCl та електронний манометр DPG8000 M4026/1203 фірми Omega (США), сертифікований за ISO 9001, показники якого через кожні 4 проби контролювали порівнянням з показниками механічного сфїгмоманометра.

Випробовування МА на РТ розпочинали після перекриття просвіту МА, повільним – до 15 мм рт.

Оригінальні дослідження. Абдомінальна хірургія

ст. на хвилину – введенням розчину натрію хлориду, контрастованого барвником, у перекритий сегмент кишки. Фіксували показник РТ у момент появи введеного розчину ззовні на ЛМА.

Водночас, використовуючи мірну лінійку, розташовану вздовж ЛМА поза кишкою, визначали зміну діаметра МА на момент втрати герметичності за даними стаціонарно встановленого відеоконтролю.

Оцінювали еластичність ЛМА, вираховуючи модуль пружності під час розтягування (модуль Юнга): добуток величини тиску розриву в паскалях на відношення зміни діаметра ЛМА до діаметра ЛМА перед початком розтягування. Враховуючи наявність кількох багатозначних множників, результат округлювали до цілого числа.

Після випробування ділянки кишки з розірваним ЕМА її занурювали у 10% розчин нейтрального формаліну і доставляли у лабораторію, де здійснювали проводку, заливали парафінові блоки та готували тонкі зрізи на межі розриву. Використовували загальногістологічні методики: фарбування гематоксилином-еозином або за Ван Гізоном. Застосовували методи гістохімічного дослідження: компоненти сполучної тканини виявляли за Novelli; фібрин – фарбуванням фосфорно-вольфрамовим гематоксилином за Малорі; протеоглікани – ШИК-реакцією з фарбуванням ядер гематоксилином; кислі глікозаміноглікани – фарбуванням толуїдиновим синім. Отримані гістологічні препарати досліджували при збільшенні у 40–400 разів.

Статистична обробка отриманих даних виконана з використанням комп'ютерних програм пакета STATISTICA (StatSoft Statistica v.10.0.). Статистичну значущість порівнюваних показників з нормальним розподілом, що визначалася за критерієм згоди Колмогорова-Смирнова, встановлювали з використанням дисперсійного аналізу (ANOVA) та t-критерію Стьюдента, при рівні значущості $p=0,05$. У тексті наведені репрезентативні фрагменти отриманих даних, що представлені як «середнє \pm стандартне відхилення» ($M \pm s$).

Результати дослідження

Появу введеного розчину через ЛМА у АСМА спостерігали за гідравлічного РТ $24,2 \pm 0,8$ мм рт. ст. При цьому відзначили, що руйнування лінії з'єднання відбувалося в місцях прошивання скобками внаслідок їх прорізування, що свідчило про неоднорідність фізичних властивостей шовних елементів та тканини кишки у АСМА. Зміна діаметра АСМА при цьому становила 3 мм, що відповідало 12% первинного діаметра МА. Модуль Юнга для АСМА склав 384 Па.

Забарвлений розчин з'явився назовні ОША за показника РТ $41,3 \pm 5,1$ мм рт. ст., з вивертанням краю слизової оболонки назовні та початком прорізування шва, що засвідчило збіг потенціалів розтягнення та прорізування ниткою тканини, а також запасу товщини стінки, який дозволяє розтягнення, у даному конкретному типі МА. Зміна діаметра ОША при цьому склала 5 мм, що відповідало 20% первинного діаметра МА. Модуль Юнга для АСМА становив 1093 Па.

Поява розчину назовні при дослідженні ЕМА відбувалася після тривалого розтягнення стінок інтактної кишки навколо його ЛМА, яке на певному етапі перевищило можливість розтягнення ЛМА, а в подальшому розтягування ЛМА ставало асиметричним. При цьому послідовно відбувалася втрата контакту від зовнішнього шару ЕМА до внутрішнього, і в певний момент введений розчин вибухово проривався назовні, що свідчило про однорідність фізичних властивостей всередині ЛМА. Розрив ЛМА у ЕМА спостерігали за гідравлічного тиску $53,6 \pm 9,8$ мм рт. ст. Зміна діаметра ЕМА при цьому склала $10,1 \pm 0,7$ мм, що відповідало 40% первинного діаметра. Модуль Юнга для ЕМА становив 2880 Па.

Морфологічно у місцях розриву ЕМА визначили дещо меншу площу з'єднання м'язової пластинки слизової оболонки з м'язовим шаром кишки та більшу кількість щілин у структурі з'єднання в межах м'язового шару. При цьому всі шари стінки кишки в зоні електрозварного з'єднання мають ознаки механічного витягування поблизу місця розриву, які є більш виразними в підслизовому шарі.

Обговорення

Отримані дані щодо переважної еластичності ЛМА у ЕМА та механізму розриву внаслідок в'язкого перерозтягнення збігаються з отриманими нами раніше даними про суцільний характер з'єднання м'язових та колагенових волокон у структурі ЕМА [2].

Висока еластичність ЕМА, вочевидь, визначає не лише участь у пропульсивних рухах та ранню появу випорожнення, але й стійкість її до раптових змін внутрішньочеревного тиску в післяопераційному періоді, що є значною перевагою за необхідності ранньої активізації хворого похилого віку та у дитячій хірургії, коли пацієнти прагнуть рано їсти та рухатись.

Перерозтягнення стінки кишки у дітей, які мають схильність до газоутворення та частих рідких випорожнень, при накладеному ЕМА відбуватиметься

порівняно безпечніше, ніж при застосуванні шовного чи скобкового методу.

Висновки

1. Неспроможність ЕМА безпосередньо після його створення виникає внаслідок розриву його суцільної структури на певному протязі, після тривалого впливу тиску зсередини, у той час як неспроможність традиційного анастомозу є наслідком просочування вмісту кишки або вздовж шовних елементів, які порушують структуру тканини, або в проміжку між ними, де стінки органу лише стиснені.

2. При збільшенні тиску всередині кишки ЕМА розтягується зі збільшенням його діаметра на 40%, тоді як скобковий анастомоз – на 12%, а нитковий однорядний – на 20%.

3. Поєднання високої здатності до розтягування та потенційного механізму порушення герметичної цілісності електрозварного міжкишкового з'єднання лише внаслідок значного перерозтягнення є порівняно надійнішими механізмами уникнення ранньої неспроможності порівняно зі скобковим чи нитковим з'єднанням.

Перспективою подальших досліджень є безпосереднє дослідження взаємодії з'єднаних частин кишки через ЛМА в ЕМА та випробування ЕМА

в умовах раннього післяопераційного харчового навантаження.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Література

1. Нуреев ВН, Леонтьев ВМ, Воронников АМ, Татаринский МВ, Ревин АН. (1988). Рентгено-радионуклидный метод диагностики ранних осложнений после операции на толстой кишке. Актуальные вопросы специализированной медицинской помощи. Москва: Военное издательство: 217–219.
2. Патон БЕ, Иванова ОМ. (редактори) (2009). Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия (Атлас). Київ: Наукова думка:193.
3. Beard JD, Nicholson ML, Sayers RD, Lloyd D, Everson NW. (1990, Oct). Intraoperative air testing of colorectal anastomoses: a prospective, randomized trial. Br J Surg. 77(10):1095–1097. doi.org/10.1002/bjs.1800771006
4. Bosmans JWAM, Jongen ACHM, Bouvy ND, Derikx JPM. (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.
5. Christensen H, Langfelt S, Laurberg S. (1993). Bursting Strength of Experimental Colonic Anastomoses. A Methodological Study. Eur Surg Res. 25:38–45. doi.org/10.1159/000129255
6. Hendriks T, Mastboom WJB. (1990). Healing of experimental intestinal anastomoses. Parameters for repair. Review. Dis Colon Rectum. 33(10):891–901. doi.org/10.1007/BF02051930
7. Iwanaga TC, Aguiar JL de A, Martins-Filho ED, Kreimer F, Silva-Filho FL, de Albuquerque AV. (2016). Analysis of biomechanical parameters in colonic anastomosis. Arquivos Brasileiros de Cirurgia Digestiva: ABCD. 29(2):90–92. doi 10.1590/0102-6720201600020006.

Відомості про авторів:

Подпратов Сергій Сергійович – к.мед.н., лікар-хірург-проктолог Київського міського лікувального навчально-впроваджувального центру електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій на базі Київської міської клінічної лікарні №1, докторант-пошукач каф. торакальної хірургії та пульмонології НМАПО імені П. Л. Шупика. Адреса: м. Київ, вул. Харківське шосе, 121.

Подпратов Сергій Євгенійович – д.мед.н., керівник Київського міського лікувального навчально-впроваджувального центру електрозварювальної хірургії та новітніх хірургічних технологій на базі Київської міської клінічної лікарні №1. Адреса: м. Київ, вул. Харківське шосе, 121.

Гичка Сергій Григорович – д.мед.н., проф., зав. каф. патологічної анатомії НМУ імені О.О. Богомольця. Адреса: м. Київ, вул. Мечникова, 5.

Гетьман Вадим Григорович – д.мед.н., проф., зав. каф. торакальної хірургії та пульмонології НМАПО імені П.Л. Шупика. Адреса: м. Київ, вул. Дорогожицька, 9.

Макаров Анатолій Васильович – к.мед.н., проф., зав. каф. торакальної хірургії та пульмонології НМАПО імені П.Л. Шупика. Адреса: м. Київ, вул. Дорогожицька, 9.

Маринський Георгій Сергійович – д.тех.н., зав. відділу електрозварювання м'яких тканин та споріднених технологій у медицині Інституту електрозварювання імені Є.О. Патона. Адреса: м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11.

Ткаченко Віктор Аркадійович – д.тех.н., інженер відділу електрозварювання м'яких тканин та споріднених технологій в медицині Інституту електрозварювання імені Є.О. Патона. Адреса: м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11.

Чернець Олександр Владиславович – д.тех.н., інженер відділу електрозварювання м'яких тканин та споріднених технологій в медицині Інституту електрозварювання імені Є.О. Патона. Адреса: м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11.

Васильченко Валерій Андрійович – інженер відділу електрозварювання м'яких тканин та споріднених технологій в медицині Інституту електрозварювання імені Є.О. Патона. Адреса: м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11.

Тарнавський Дмитро Володимирович – асистент каф. хірургії Національного університету біоресурсів і природокористування України. Адреса: м. Київ, вул. Героїв Оборони, 15.

Стаття надійшла до редакції 26.06.2018 г.; прийнята до друку 18.11.2018 р.