



DOI: 10.6084/m9.figshare.13298714

LCC - № RD32-33.9

## МОДЕЛЬ МІЦНОСТІ ЗВАРНОГО АНАСТОМОЗУ ТОНКОГО КИШЕЧНИКА ПРИ РАДІАЛЬНОМУ НАВАНТАЖЕННЯ У СЕРЕДОВИЩІ SOLIDWORKS

Берестюк Катерина Русланівна<sup>1</sup>, Лебедєв Олексій Володимирович<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**Corresponding author:** Берестюк Катерина Русланівна, бакалавр. Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», 03056, м. Київ, вул. Янгеля, 16/2

Email: katusha.vredina@gmail.com

**Abstract.** Experience in the use of welding of living tissues in clinical settings indicates the possibility of preventing the development of such serious consequences of the use of sutures, staples, glue, as the development of inflammatory reactions in response to the presence of foreign materials in the wound, the risk of infection of hollow organs tissues in the remote postoperative period. In the postoperative period, the welds are under heavy load from the human body. That is why it is important to assess the margin of safety that an electrowelded joint may have under load, and to characterize the allowable non-uniformity of morphological transformations to provide clinically necessary indicators of strength and tightness of the welded anastomosis. When studying the process of formation of a welded anastomosis and its further

**Анотація.** Досвід використання зварювання живих тканин у клінічних умовах вказує на можливість попередження розвитку таких серйозних наслідків використання шовних матеріалів, скоб, клею, як розвиток запальної реакції у відповідь на наявність сторонніх матеріалів у рані, загроза розповсюдження інфекцій порожнистих органів чи загроза стенозування анастомозів внаслідок розвитку грубих рубцевих тканин у віддаленому післяопераційному періоді. У післяопераційний період на зварні шви відбувається сильне навантаження з боку організму людини. Саме тому важливою є оцінка запасу міцності, який може мати електрозварне з'єднання при навантаженнях, та характеристика

functioning, it is necessary to know the exact geometric characteristics of the seam, mechanical stresses, displacements, deformations, tissues. These values are difficult or impossible to determine experimentally due to the small volume of tissue. Therefore, the best way is computer simulation. One of the important factors in the analysis of the strength of the gut with a weld is its thickness. To determine it, the simulation of the pressure on the intestinal tissue was performed, as in welding. To simulate welding, two identical gut elements were selected, 50 mm long each, 25 mm in diameter, and 0.2 mm thick. These elements were modeled as in real circular one-step welding, with two round electrodes 3 mm thick. The wall material of the small intestine was assumed to be linear, homogeneous, isotropic and perfectly elastic (Young's modulus for wall tissues  $E = 3.27 \text{ MPA}$ , tensile strength  $\sigma_m = 0.9 \text{ MPa}$ , Poisson's ratio  $\nu = 0.405$  and density  $\rho = 1036 \text{ kg / m}^3$ ). Next, deformed bodies were imported from the performed welding simulations, and the geometrical characteristics of the deformed seam were measured. For models with the specified geometrical characteristics of a seam, the pressure of radial tension from 0 to 100 mm Hg with step 10. In the study of the strength of anastomoses in radial tension, it was noted that the change in the diameter of the intestine directly depends on the value of the pressure acting on it, and does not depend on the thickness of the weld.

припустимої нерівномірності морфологічних перетворень для забезпечення клінічно необхідних показників міцності та герметичності зварного анастомозу. При вивченні процесу утворення зварного анастомозу та його подальшого функціонування необхідно знати точні геометричні характеристики шва, механічні напруження, переміщення, деформації, тканини. Експериментально визначити ці величини складно або неможливо через надто малий об'єм тканини. Тому найкращим шляхом є саме комп'ютерне моделювання. Одним із важливих факторів аналізу міцності кишки зі зварним швом є його товщина. Для її визначення було проведено моделювання тиску на тканину кишки, як при зварюванні. Для моделювання зварювання було обрано два однакових елемента кишки, довжиною по 50 мм кожен, діаметром 25 мм, та товщиною стінки 0,2 мм. Ці елементи були змодельовані, як при реальній циркулярній одномоментній зварці, з двома круглими електродами товщиною 3 мм. Матеріал стінки тонкої кишки передбачався лінійним, однорідним, ізотропним і ідеально пружним (модуль Юнга для тканин стінки  $E = 3,27 \text{ МПа}$ , границя міцності  $\sigma_m = 0,9 \text{ МПа}$ , коефіцієнт Пуассона  $\nu = 0,405$  і густина  $\rho = 1036 \text{ кг/м}^3$ ). Далі з проведених симуляцій зварювання було імпортовано деформовані тіла, та виміряно геометричні характеристики деформованого шва. Для моделей з заданими

геометричними характеристиками шва задано тиск радіального розтягу від 0 до 100 мм рт. ст. з кроком 10. При дослідженні міцності анастомозів при радіальному розтягу було відмічено, що зміна діаметру кишки прямо залежить від значення тиску, що діє на неї, і не залежить від товщини зварного шва.

**Keywords:** SolidWorks, моделювання, зварка живих тканин, радіальний розтяг, циркулярна зварка, тонка кишка.

**Section:** Physiological Systems Modeling

**Introduction.** На сьогодні доведено, що використання зварювання живих тканин дозволяє попередити такі серйозні наслідки використання шовних матеріалів, скоб, клею, як розвиток запальної реакції у відповідь на наявність сторонніх матеріалів у рані, загроза розповсюдження інфекцій порожнистих органів чи загроза стенозування анастомозів [1].

Високочастотна зварка живих тканин, розроблена ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України в тісній співпраці з провідними медичними організаціями України, показала свою ефективність і успішно використовується в хірургічній практиці починаючи з 2002 року (рис. 1-2). За цей час освоєно понад 150 різних хірургічних методик і успішно виконано понад 100 тисяч хірургічних операцій в таких областях як загальна і абдомінальна хірургія, травматологія, пульмонологія, проктологія, урологія, гінекологія, офтальмологія та ін.



а)

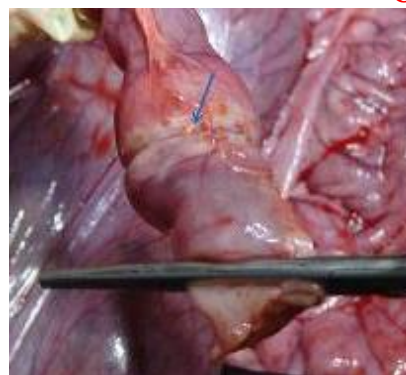


б)

Рис. 1. Одномоментний кишковий анастомоз



а)



б)

Рис. 2. Місце зварного з'єднання при високочастотному кишковому анастомозі: а) після зварки, б) при гідравлічних випробуваннях

Метод високочастотної зварки м'яких живих тканин забезпечує:

- надійність з'єднання тканин без застосування шовних матеріалів, дужок, клеїв та ін.;
- відсутність некрозу тканин і сторонніх тіл в рані;
- герметичність з'єднань;
- зниження втрати крові, а також зменшення тривалості операцій;
- відсутність нагноєнь;
- скорочення періоду реабілітації в післяопераційний період;
- акуратність і точність розтину тканин;
- надійний гемостаз;
- швидке, зручне та надійне проведення хірургічних втручань;
- спрощення проведення операцій;
- відсутність диму під час проведення операцій, а також інших факторів, що шкідливо

впливають на здоров'я хірурга.

Також в літературі відзначають важливість оцінки запасу міцності, який може мати електрозварне з'єднання при навантаженнях [2-3].

При чому саме дослідження зварних анастомозів кишечника з допомогою комп'ютерного моделювання відкриває широкі перспективи аналізу даних, завдяки відсутності необхідності у спеціальній матеріально-технічній базі, економії ресурсів та часу.

Говорячи про наукову новизну, можна сказати, що у роботі розкрито можливість дослідження міцності зварних анастомозів за допомогою комп'ютерного моделювання, виявлено доцільність заміни живого матеріалу в дослідженнях на комп'ютерну модель, досліджено

перспективи використання 3D-моделей для визначення точних характеристик розмірів швів та міцності, анімації процесів, що відбуваються в організмі людини.

**Objective.** Метою роботи було моделювання 3D-моделі тонкої кишки зі зварним анастомозом, моделювання навантаження на шов при одномоментному зварюванні тонкого кишечника та дослідження реакції зварних анастомозів на радіальний розтяг.

**Materials and methods.** При вивченні процесу утворення зварного анастомозу та його подальшого функціонування необхідно знати точні геометричні характеристики шва, механічні напруження, переміщення, деформації, тканини. Експериментально визначити ці величини складно або неможливо через надто малий об'єм тканини. Тому найкращим шляхом є саме комп'ютерне моделювання.

Так, першим етапом у роботі є побудова об'єкта дослідження. Одним із важливих факторів аналізу міцності кишки зі зварним швом є його товщина. Для того, щоб визначити цю товщину необхідно провести моделювання тиску на тканину кишки, як при зварюванні. Для моделювання зварювання було обрано два однакових елемента кишки, довжиною по 50 мм кожен, діаметром 25 мм, та товщиною стінки 0,2 мм. Ці елементи були змодельовані, як при реальній циркулярній одномоментній зварці, з двома круглими електродами товщиною 3 мм (рис. 3).

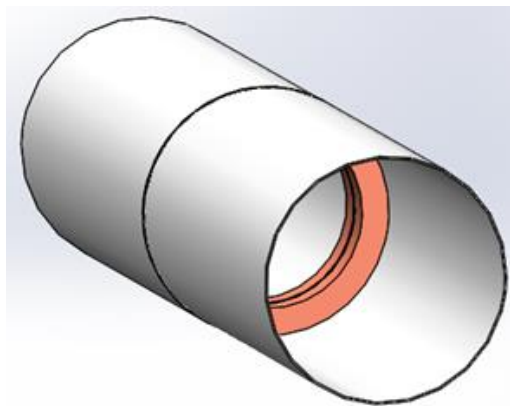


Рис. 3. Спрощена 3D-модель тонкої кишки з мідними електродами всередині

Матеріал стінки тонкої кишки передбачався лінійним, однорідним, ізотропним і ідеально пружним з механічними характеристиками: модуль Юнга для тканин стінки  $E = 3,27$  МПа, границя міцності  $\sigma_m = 0,9$  МПа, коефіцієнт Пуассона  $\nu = 0,405$  і густина  $\rho = 1036$  кг/м<sup>3</sup> [4-5]. Матеріал для мідних електродів був заданий з допомогою бази даних матеріалів, наявної у середовищі SolidWorks. Для шва було створено окремий матеріал, з використанням іншого модуля пружності, оскільки внаслідок зварювання у тканинах шва відбулася втрата рідини.

Таким чином було отримано 3D-модель тонкої кишки з мідними електродами всередині, повністю готової до моделювання процесу циркулярної одномоментної зварки (рис. 3).

Далі з допомогою SolidWorks Simulation було проведення моделювання зварки при напрузі  $U = 65$  В, і частоті  $f = 66$  кГц з використанням трьох режимів тиску на біологічну тканину:  $5,714 \cdot 10^5$  Па,  $7,142 \cdot 10^5$  Па та  $10 \cdot 10^5$  Па. Так було створено два фіксовані кріплення на крайніх гранях моделі (рис. 4, позначено зеленими стрілками), та створено тиск на мідні електроди (рис. 4, позначено червоними стрілками).

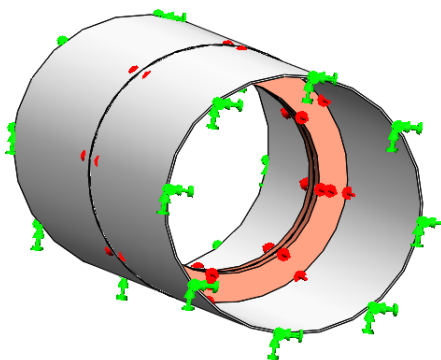


Рис. 4. – Налаштування кріплень та навантажень для моделювання зварки

Так, можемо бачити, що при моделюванні найбільшого тиску в 1 МПа, найбільше напруження спостерігається саме на електродах, тоді як тканини кишки залишаються у відносному спокої (рис. 5). При чому це значення є більшим від границі міцності тканин, що дозволяє кишці та шву лишатись герметичними.

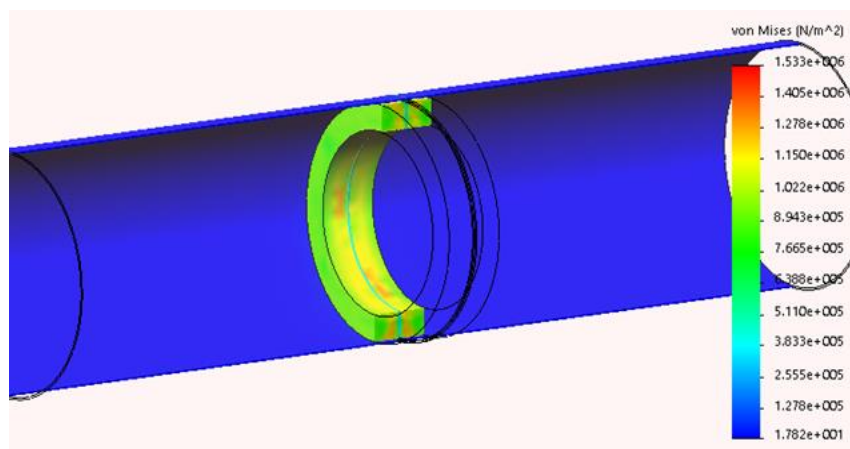


Рис. 5. Епюра напруження при моделюванні тиску електродів в 1 МПа



Значної деформації зазнає лише тканина між електродами. При чому, як видно з епюри переміщень (рис. 6), шов не тільки зминається під дією електродів, а й починає виступати вверху над кишкою, хоч це переміщення є незначним.

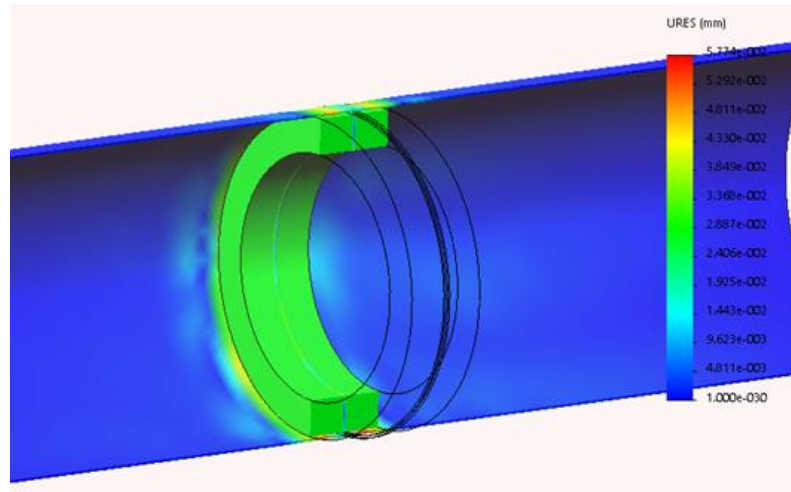


Рис. 6. Епюра переміщення при моделюванні тиску електродів в 1 МПа

Далі з проведених симуляцій зварювання було імпортовано деформовані тіла, то з допомогою інструменту «Виміряти/з точки в точку» було виміряно геометричні характеристики деформованого шва (рис. 7), результати представлені у таблиці 1.

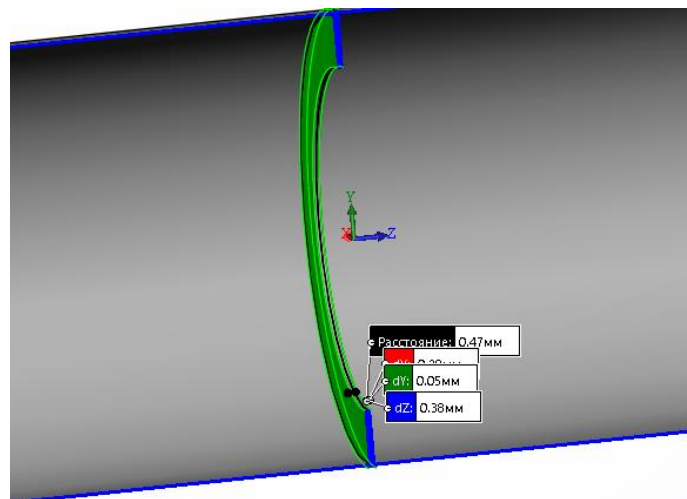


Рис. 7. – Приклад визначення товщини шва (dZ)

Табл. 1. Геометричні характеристики деформованих швів

Тиск на біологічну тканину, Па	Товщина шва (dZ), мм	Висота шва (dY), мм	Глибина шва (dX), мм
$5,714 \cdot 10^5$	0,38	0,01	2,98
$7,142 \cdot 10^5$	0,35	0,03	2,93
$10 \cdot 10^5$	0,31	0,03	2,93

Так, за результатами моделювання зварки можемо бачити, що розмір шва напряму залежить від параметрів зварки.

З допомогою отриманих характеристик було побудовано три моделі тонкої кишки зі зварними анастомозами різної товщини для подальшого проведення дослідження на радіальний розтяг. Було проведено моделювання радіального розтягу кишки з тиском від 5 мм рт. ст. до 100 мм рт. ст. Також розраховані граничні значення тиску для кожної з моделей, при яких напруження є більшим від межі міцності та відбувається розгерметизація кишки. Для цього спочатку у SolidWorks Simulation було задано фіксоване кріплення крайніх граней моделі, а також задано напрям дії тиску для радіального розтягнення (рис. 8).

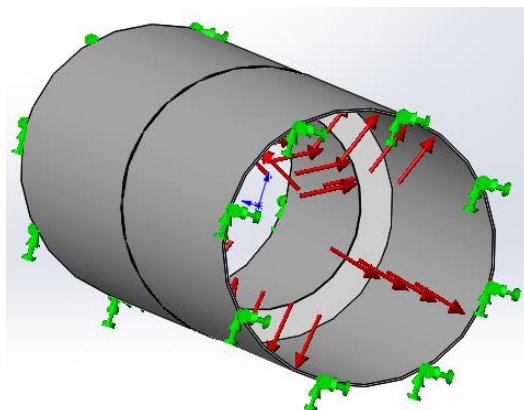


Рис. 8. Налаштування кріплень та навантажень для моделювання радіального розтягу

Після проведення моделювання було отримано деформований результат, а також епюри напруження, переміщення та деформації. Так, на рисунку 9 зображено графік з обмеженим розподілом напруження, на якому можна бачити, що найбільше напруження при радіальному розтягненні припадає саме на стінки кишки, тоді як зварний анастомоз має значно менші напруження.



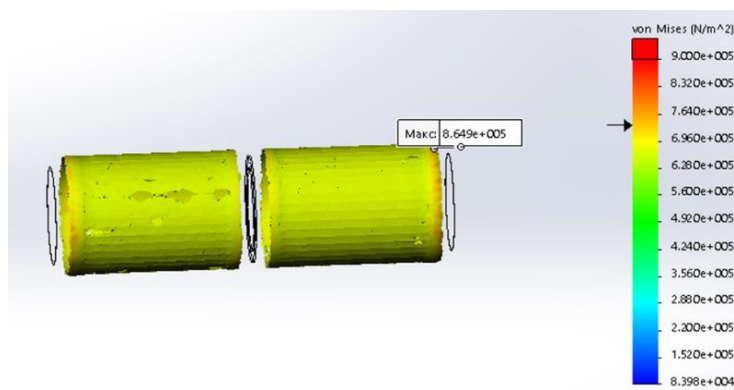


Рис. 9. – Елюра обмеження розподілу напруження в кишці

Так з отриманих результатів видно, що зміна діаметру кишки прямо залежить від величини тиску при радіальному розтягуванні (рис. 10), при чому зварний анастомоз, є міцнішим внаслідок своїх геометричних та механічних властивостей. Також можна спостерігати, що зміна діаметру кишки при заданому тиску не залежить від товщини зварного шва. Максимальне збільшення діаметру кишки до її розгерметизації становить 6 мм (збільшення діаметру до 31 мм. А от граничний тиск, при якому і відбувається розгерметизація відрізняється у моделей з різною товщиною шва.

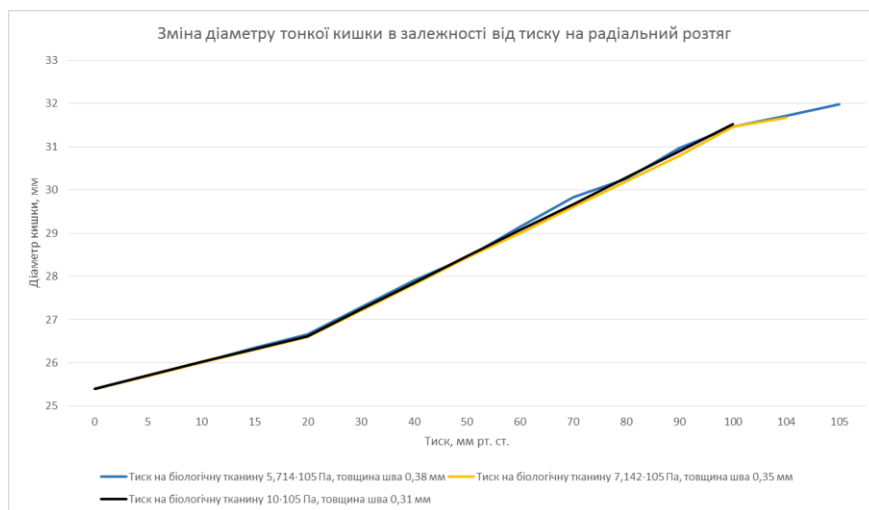


Рис. 10. Залежність діаметру тонкої кишки від тиску при радіальному розтягу

Також видно, що кишка витримує значні радіальні навантаження. Так, для тонкої кишки з товщиною зварного шва 0,38 мм граничним значенням тиску є 105 мм рт. ст. або ж 0,14 МПа, при якому відбувається розгерметизація кишки (рис. 11, червоним кольором позначена розгерметизація кишки).

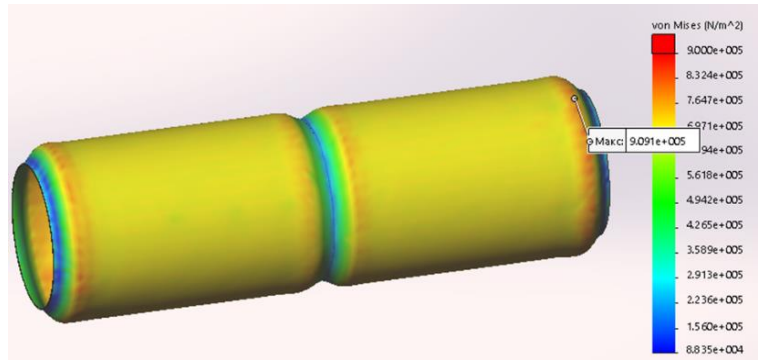


Рис. 11. Епюра напружень при граничному тиску 105 мм рт. ст., товщина шва 0,38 мм.

Для кишки з товщиною зварного шва 0,35 мм граничним значенням тиску є 104 мм рт. ст. або ж 0,138 МПа, а при товщині шва 0,31 мм граничним значенням тиску є 100 мм рт. ст. або ж 0,13 МПа (табл. 2).

Табл. 2. Значення величини діаметру і заданого тиску при радіальному розтягу моделі

Тиск, мм рт. ст.	Тиск на біологічну тканину $5,714 \cdot 10^5$ Па, товщина шва 0,38 мм		Тиск на біологічну тканину $7,142 \cdot 10^5$ Па, товщина шва 0,35 мм		Тиск на біологічну тканину $10 \cdot 10^5$ Па, товщина шва 0,31 мм	
	Максимальне переміщення, мм	Діаметр кишки, мм	Максимальне переміщення, мм	Діаметр кишки, мм	Максимальне переміщення, мм	Діаметр кишки, мм
5	0,1545	25,709	0,1507	25,7014	0,1531	25,7062
10	0,3062	26,0124	0,2998	25,9996	0,3078	26,0156
15	0,4702	26,3404	0,4499	26,2998	0,46	26,32
20	0,6269	26,6538	0,603	26,606	0,6096	26,6192
30	0,9389	27,2778	0,9002	27,2004	0,9201	27,2402
40	1,254	27,908	1,206	27,812	1,219	27,838
50	1,516	28,432	1,516	28,432	1,532	28,464
60	1,878	29,156	1,8	29	1,838	29,076
70	2,217	29,834	2,102	29,604	2,136	29,672
80	2,431	30,262	2,4	30,2	2,447	30,294
90	2,788	30,976	2,701	30,802	2,753	30,906
100	3,032	31,464	3,031	31,462	3,063	31,526
104	3,156	31,712	3,134	31,668		
105	3,288	31,976				

Можемо спостерігати, що при більшій товщині шва граничний тиск до розгерметизації кишки також є більшим, тобто спостерігається лінійна залежність. Це може пояснюватись таким собі стримуючим ефектом, що чинить зварний шов при надуванні кишки.

Значення граничного тиску розгерметизації кишки є значно більшими від тиску, який природньо розтягує кишку в організмі людини. Так тиск, що відповідає середній амплітуді найбільш частих скорочень кишок за цикл становить близько 7 кПа. Тонічне напруження в верхньому і нижньому стравохідних сфінктерах, «закриваючих» стравохід з обох сторін становить 20-30 см вод. ст. (близько 2-3 кПа) А первинна хвиля перистальтики, що виникає при ковтанні створює тиск приблизно 70-90 см вод. ст. (близько 7-9 кПа) і може сягати 14 кПа [4]. Тоді як граничний тиск, при якому відбувається розгерметизація кишки становить 13-14 кПа,. При чому навіть за такого тиску шов лишається герметичним.

При порівнянні отриманих даних з даними, що були отримані при проведенні практичного дослідження [5], можна бачити певні відмінності (рис. 12). Таке відхилення ймовірно пов'язане з неточністю вимірювання товщини кишки при проведенні експерименту на практиці.

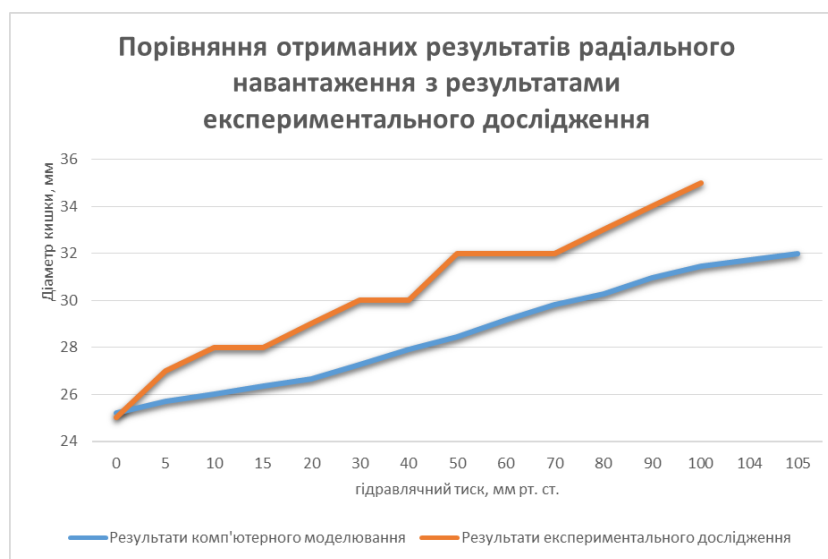


Рис. 12. Графік порівняння отриманих результатів з практичними

Також з отриманого графіку видно, що для при експериментальному дослідженні не є можливим виміряти зміну діаметру кишки з точністю більш як 1 мм, що в результаті дає результати, що потребують апроксимації, тоді як результати комп'ютерного моделювання вказують на точні зміни діаметру (табл. 2), внаслідок чого можна спостерігати плавний процес надування кишки на

графіку. Це в свою чергу, знову ж таки, підкреслює доцільність проведення комп'ютерних досліджень, що дозволяють вимірювати і будувати моделі з точністю то мікрометрів.

**Conclusions.** Моделювання зварки у середовищі SolidWorks дозволяє визначити точні геометричні характеристики зварного шва, а також механічні напруження, переміщення та деформації, що відбуваються при зварці. Ці ж величини можна визначити при моделюванні радіального навантаження на кишку зі зварним анастомозом. При дослідженні міцності анастомозів при радіальному розтягу було відмічено, що зміна діаметру кишки прямо залежить від значення тиску, що діє на неї, і не залежить від товщини зварного шва. Максимальні напруження в тканині анастомозу істотно менші напруги в самій кишці.

**Disclaimers:** The author declares that they have no financial or personal relationships that may have inappropriately influenced them in writing this article.

**Conflict of interest statement:** The authors state that there are no conflicts of interest regarding the publication of this article.

**ORCID** 0000-0002-8692-6677 Alexei V. Lebedev

**REFERENCES:**

1. Патон Б. Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии / Б. Е. Патон. // Автоматическая сварка. – 2004. – №9. – С. 1–11.
2. Взгляд на механическую прочность анастомоза / Ф. Ш.Алиев, С. Б. Азизов, П. И. Лейманченко, А. Г. Крутских. // Тюменский медицинский журнал. – 2014. – С. 52–55.
3. Подпратов С. С. Вплив перетворень у стінці тонкої кишки при створенні електрозварних анастомозів різного типу на розривну міцність з'єднання / С. С. Подпратов, С. Є. Подпратов, С. Г. Гичка, В. Г. Гетьман, А. В. Макаров, Г. С. Маринський, В. А. Ткаченко, С. В. Ткаченко, О. В. Чернець, Д. В. Тарнавський // Хірургія України. - 2018. - № 3. - С. 57-62. [cited 05 September 2020]. Available from: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/KhU\\_2018\\_3\\_12](http://nbuv.gov.ua/UJRN/KhU_2018_3_12)
4. Хайдарова Л. Р. Биомеханический анализ анастомозов толстого кишечника / Л. Р. Хайдарова, Л. Ю. Коссович, А. А. Голядкина, А. В. Полиенко. // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2014 : материалы Всерос. школы-семинара. / под ред. проф. Д. А. Усанова. – Саратов: Изд-во Саратовский источник, 2014. – С. 134-136.
5. Фесюк Т. А. Зварювання біологічних тканин: маг. Робота / Фесюк Т. А. – Київ, 2011.

## PLAGIARISM REPORT:

