



DOI: 10.6084/m9.figshare.13337873

LCC - №RD32-33.9

ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ SOLIDWORKS ПРИ МОДЕЛЮВАННІ ЗВАРКИ ЖИВИХ ТКАНИН

Сивець Анастасія Юріївна¹, Лебедєв Олексій Володимирович¹

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Corresponding author: Сивець Анастасія Юріївна, магістр. Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», 03506, м. Київ, проспект Перемоги, 37

Email: anastasiya.sivets1@gmail.com

Abstract. The method of welding biological tissues is widely used today in surgery. It reduces the negative consequences and speeds up recovery from surgery and provides timely assistance in cases where action is required quickly enough. The process of testing the tensile strength is one of the agreed indicators for comparative physical characteristics. It is still not established how exactly the physical processes occur during the stretching of the electrowelded interstitial anastomosis. Therefore, the most convenient is to use computer simulation. The SolidWorks environment fully meets the requirements, because it can be used to simulate various physical processes and it is possible to see the distribution of stress and other physical quantities within a given structure. In SolidWorks, 3-D models of the electrowelded

Анотація. Метод електрозварювання біологічних тканин широко застосовується на даний час в хірургії. Він дозволяє зменшити негативні наслідки та пришвидшити відновлення від проведеного хірургічного втручання та вчасно надати допомогу у випадках, коли діяти необхідно досить швидко. Процес перевірки міцності на розрив є одним з узгоджених показників для порівняльної фізичної характеристики. Досі не є встановленим як саме відбуваються фізичні процеси при розтягу електрозварного анастомозу. Тому найбільш зручним є використання комп'ютерного моделювання. Середовище SolidWorks повністю задовольняє необхідним вимогам, тому що в ньому можна проводити моделювання різних фізичних процесів та є змога побачити

anastomosis section and the gut section with welding electrodes were created. The created areas of the small intestine had dimensions of 22x10x0.2 mm and they were given the properties of the serous layer of the small intestine, which were obtained as a result of practical experiments performed earlier. In the SolidWorks environment, the processes occurring during welding of biological tissues were simulated and it was obtained that during the action on the tissue with a pressure of 0.5714 MPa the thickness of the welded anastomosis is 0.23 mm, during the action with a pressure of 0.7142 MPa the thickness is 0.19 mm, during action with a pressure of 1 MPa, the thickness of the anastomosis is 0.1 mm. During the deformations to which the area of the small intestine with the welded anastomosis was subjected, the tissue was not destroyed and when the pressure on the biological tissue increased, the thickness of the suture decreased. When stretching the samples, you can see that the stress is not distributed evenly and the greatest value of the stress has a welded anastomosis, ie the destruction during stretching occurs in this place.

Keywords: зварювання біологічних тканин, електрозварний анастомоз, комп'ютерне моделювання, SolidWorks.

Section: Physiological Systems Modeling

Introduction. Електрична зварка для з'єднання розрізів живої тканини та органів при хірургічних втручаннях вперше була здійснена колективом дослідників Інститута

розподіл напруження та інших фізичних величин всередині певної структури. В середовищі SolidWorks було створено 3-D моделі ділянки електрозварного анастомозу та ділянки кишки з електродами для зварювання. Створені ділянки тонкого кишечника мали розміри 22x10x0,2 мм та їм було задано властивості шару тонкого кишечника, які були отримано в результаті практичних експериментів виконаних раніше. В середовищі SolidWorks відбувалось моделювання процесів, що відбуваються під час зварювання біологічних тканин та було отримано, що під час дії на тканину з тиском 0,5714 МПа товщина зварного анастомозу складає 0,23 мм, під час дії з тиском 0,7142 МПа товщина складає 0,19 мм, під час дії з тиском 1 МПа товщина анастомозу складає 0,1 мм. При деформаціях, яким була піддана ділянка тонкого кишечника з зварним анастомозом тканина не зазнала руйнувань та при збільшенні тиску на біологічну тканину відбувається зменшення товщини шва. При розтяганні зразків можна побачити, що напруга розподіляється не рівномірно та найбільше значення напруги має зварний анастомоз, тобто руйнування при розтягненні відбуваються саме в цьому місці.

електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України спільно з вченими та спеціалістами експериментального відділу Інститута хірургії та трансплантології АМНУ [1].

Процес з'єднання органів та тканин нагадує контактну зварку опором та має з нею багато спільного [1]. Найчастіше зварка виконується спеціалізованим пінцетом (див. рис. 1-2) або одномоментно (див. рис. 3).

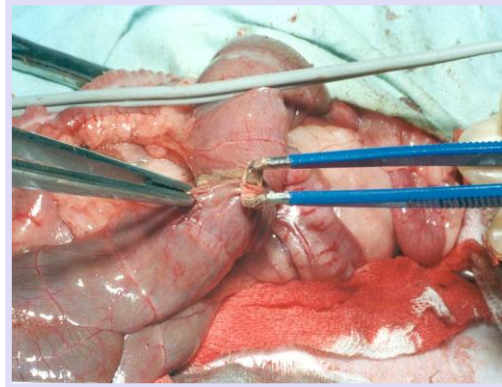


Рис. 1 – Точкова зварка кишечника спеціалізованим пінцетом

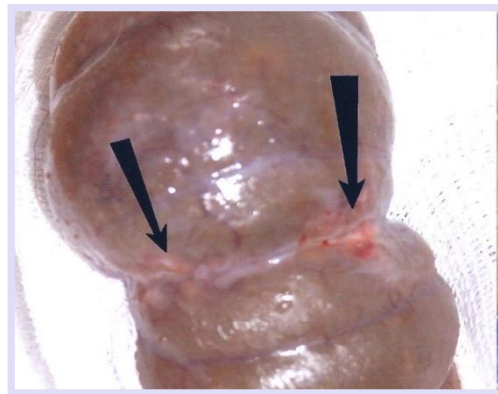


Рис. 2 – Місце зварки через 7 діб після операції



Рис. 3 – Одномоментна зварка кишечника

Електрозварні анастомози втрачають герметичність при більшому внутрішньому тиску, ніж створені скобкові або однорядові шовні анастомози (рис. 4) [2, 3].

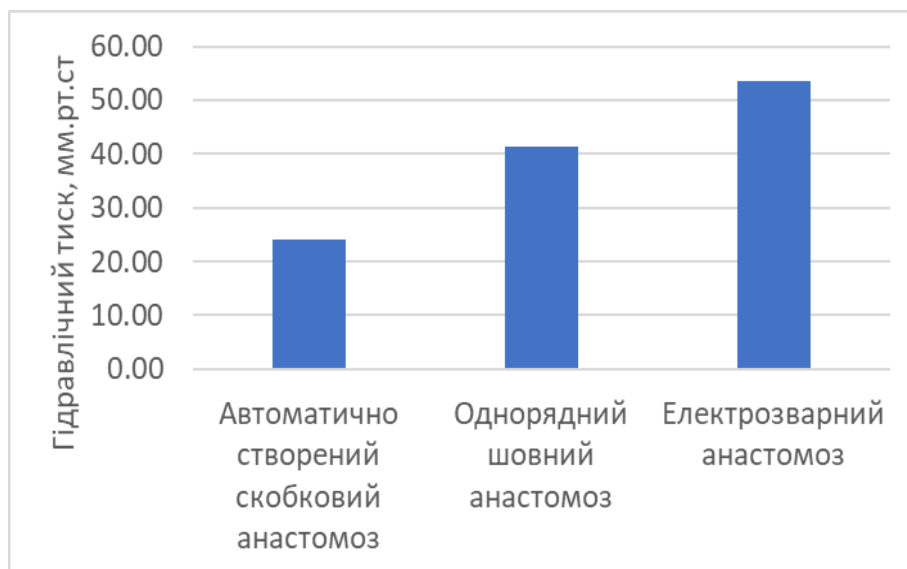


Рис. 4 – Порівняння значень гідравлічного тиску при якому відбувається потеря герметичности анастомоза [2]

В роботі [4] було проведено експериментальні дослідження міцності лінійних та циркулярних електрозварних анастомозів. В роботі [5] виконано комп'ютерне моделювання одномоментної зварки кишечника.

Objective. Метою роботи є створення комп'ютерних моделей в середовищі SolidWorks, моделювання процесів та дослідження лінійних електрозварних анастомозів тонкого кишечника та порівняння з даними отриманими в [4].

Materials and methods. В середовищі SolidWorks було створено 3-D модель ділянки тонкого кишечника для порівняння даних отриманих в результаті моделювання розтягу кишки з даними, що було отримано експериментально в [4]. На рисунку 5 можна побачити порівняння даних.

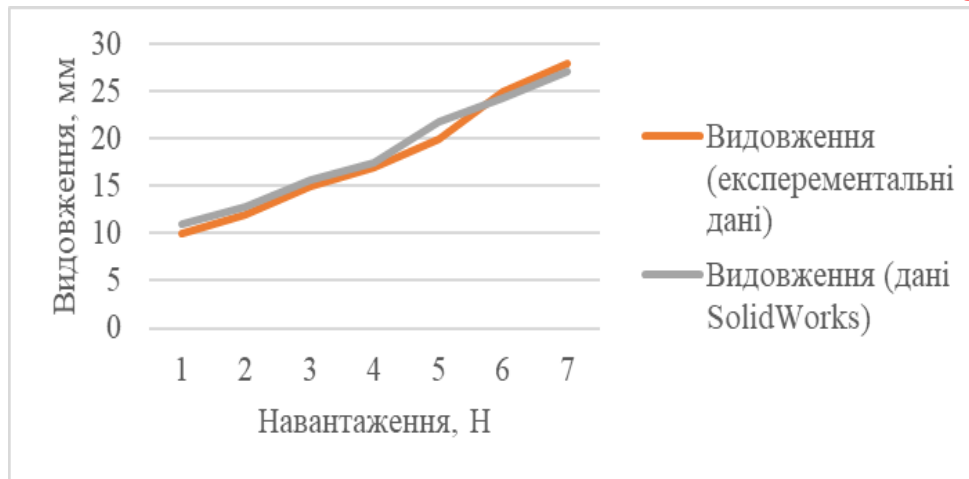


Рис. 5 –Порівняння експериментальних даних та даних отриманих в результаті моделювання в SolidWorks

В середовищі SolidWorks було створено 3-D модель електродів та тонкої кишки між ними (Рис. 6).

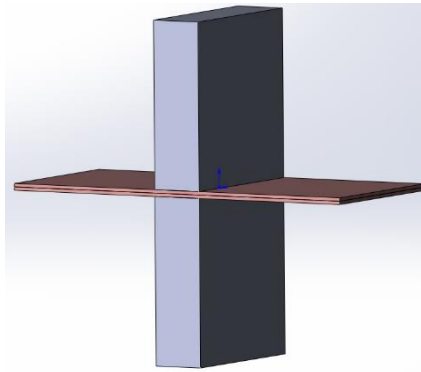


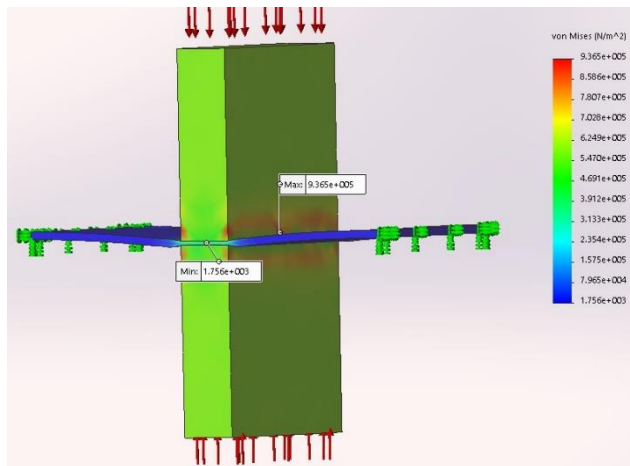
Рис. 6 –3-D модель електродів та тонкої кишки між ними

Електродам було надано властивості матеріалу з якого вони виготовлені. В даному випадку, це мідь. Аналогічно було зроблено й з ділянкою тонкого кишечника.

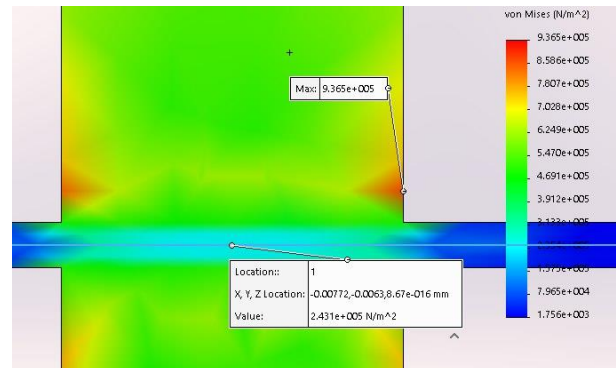
Для моделювання було використано дві ділянки тонкого кишечника (розмірами 22x10x0,2 мм), які необхідно піддати зварці біологічної тканини.

Було змодельовано процеси, що відбуваються з тканиною та електродом при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа [4].

На рисунках 7-9 зображено епюри напруг при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа, відповідно та розріз епюр по середині, для кращої демонстрації даних напруги в середині тканини.

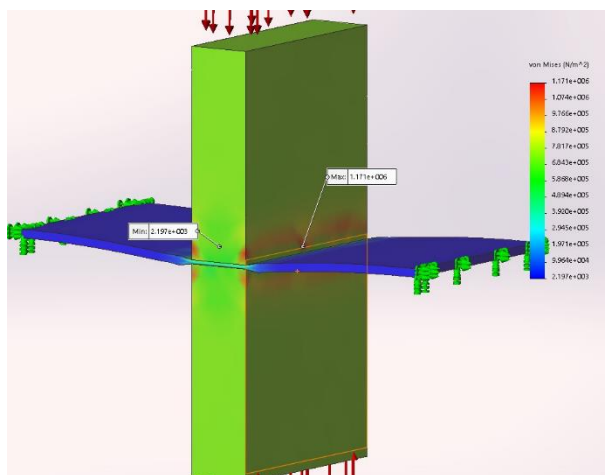


а)

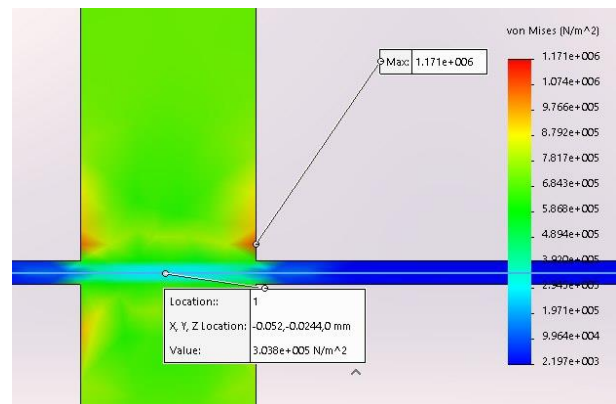


б)

Рис. 7 – Розподілення напруги при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа: а) епюра напруги; б) розріз епюри навпіл



а)



б)

Рис. 8 – Розподілення напруги при стисненні електродів з тиском в 0,7142 МПа: а) епюра напруги; б) розріз епюри навпіл

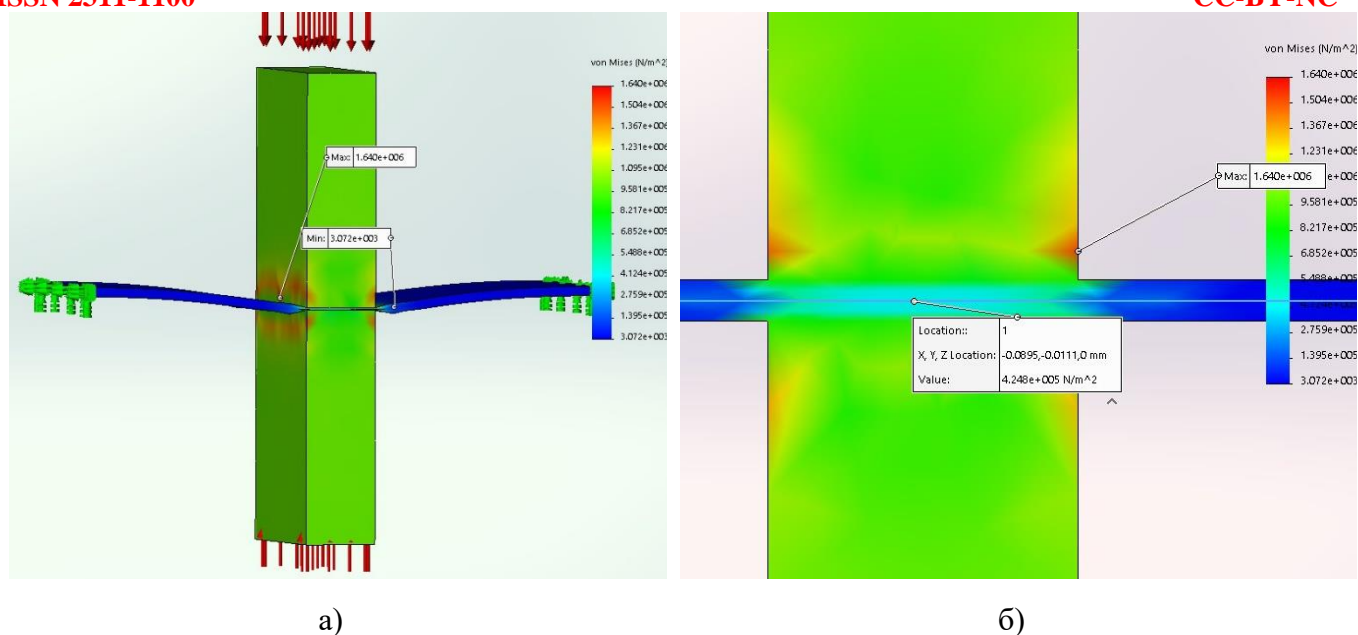


Рис. 9 – Розподілення напруги при стисненні електродів з тиском в 1 МПа:

а) епюра напруги, б) розріз епюри навпіл

Як можна побачити з рисунків 7-9 максимальна напруга діє на один з електродів. Оскільки границя міцності для міді дорівнює 200 МПа, то можна зробити висновок, що електроди не зазнають руйнування під час стиснення електродів з тиском до 1 МПа.

Також з рисунків можна побачити, що для ділянки тонкого кишечника напруга не перевищує границю міцності даного матеріалу (границя міцності при розтягу для даної кишки складає 3 МПа). А це означає, що в результаті стиснення електродів тонкий кишечник не зазнає механічних пошкоджень. Максимальне навантаження в кишці є лінійно пропорційним до значення тиску на біологічну тканину.

На рисунках 10-12 можна побачити епюру переміщення при стисненні електродів з тиском в 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа, відповідно.

Як можна побачити з рисунків 10-12 найбільшого переміщення зазнають електроди. При збільшенні тиску на електроди зменшується товщина електрозварного анастомозу.

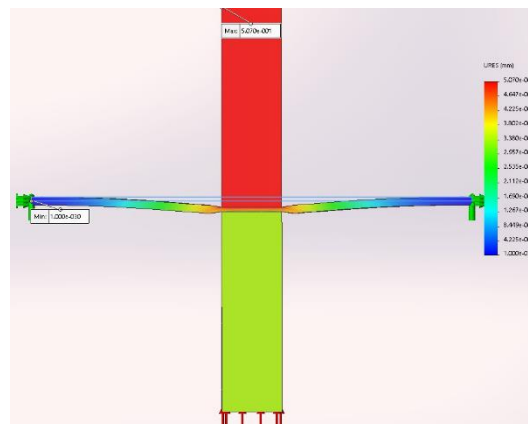


Рис. 10 – Епюра переміщення при стисненні електродів з тиском в 0,5714МПа

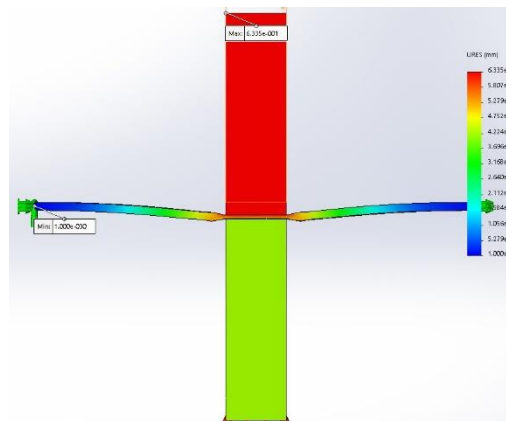


Рис. 11 – Епюра переміщення при стисненні електродів з тиском в 0,7142МПа

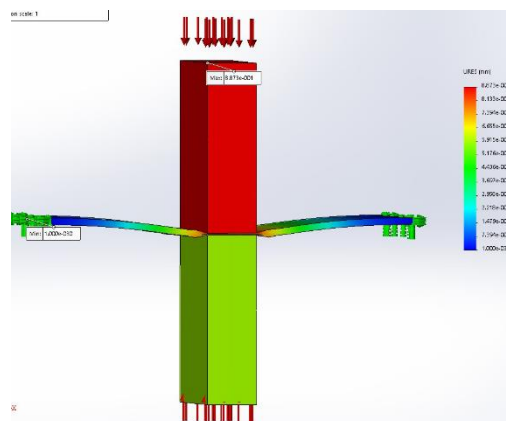


Рис. 12 – Епюра переміщення при стисненні електродів з тиском в 1 МПа

Виходячи з рисунків 10-12 видно, що товщина електрозварного анастомозу складає 0,23 мм, 0,19 мм та 0,1 мм при стисненні з тиском 0,5714 МПа, 0,7142 МПа та 1 МПа, відповідно. Тобто

товщина електрозварного анастомозу є обернено пропорційна до значення тиску на біологічну тканину.

Виходячи з отриманих даних було побудовано спрощену модель ділянки тонкого кишечника з електрозварним анастомозом. На рисунку 13 зображено одну з трьох побудованих моделей. Вони відрізняються товщиною шва, який було отримано попередньо.

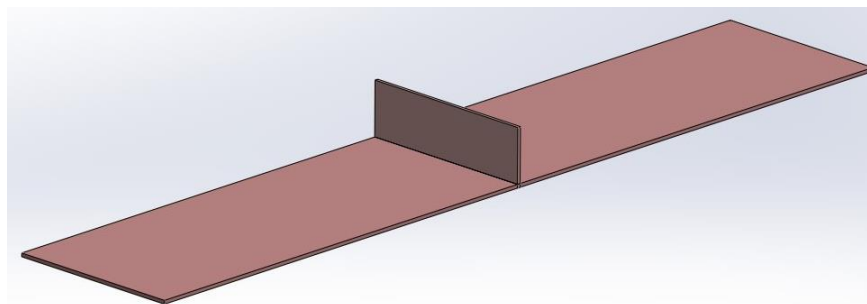


Рис. 13 – Спрощена 3-D модель ділянки тонкого кишечника, яка зазнала зварювання

Було змодельовано процеси, що відбуваються з тонким кишечником та зварним анастомозом товщиною 0,23 мм, 0,19 мм та 0,1 мм під час дослідження на міцність. Моделювання відбувалось так само як і при реальних дослідженнях, тобто відбувалось розтягнення тканини.

В середовищі SolidWorks є можливість відобразити навантаження на тканину встановлюючи мінімальне значення для відображення. Дана властивість має назву ISO. На рисунку 14-19 зображено епюри напруг при розтягненні ділянки тонкого кишечника з зварним анастомозом (навантаженням 1 МПа) та ISO ділянки для кращої демонстрації даних напруги в середині тканини.

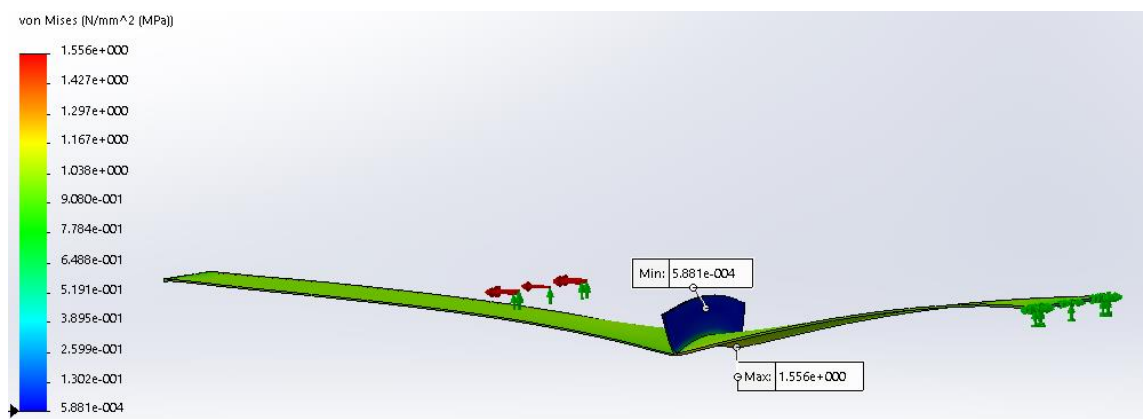


Рис. 14 – Епюра напруги при розтягненні електрозварного анастомозу товщиною 0,23мм

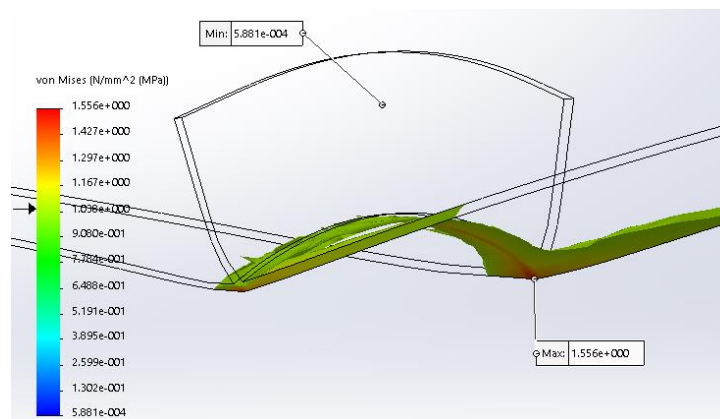


Рис. 15 –ISO ділянки електрозварного анастомозу товщиною 0,23мм

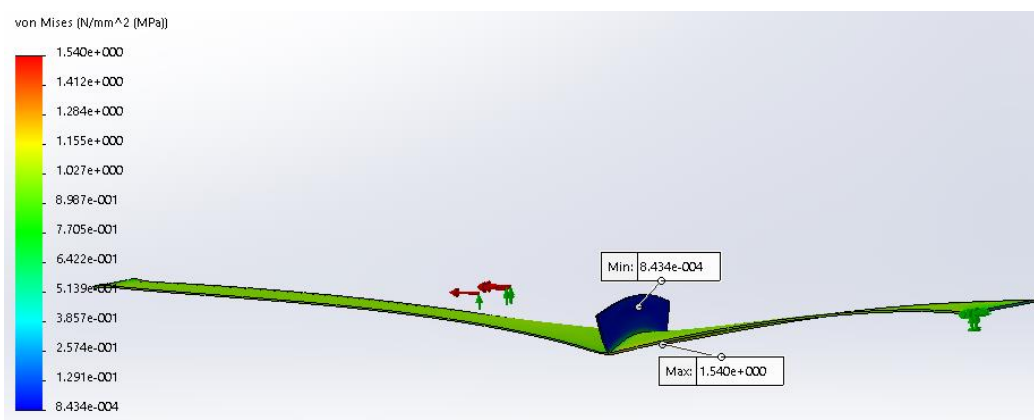


Рис. 16 – Епюра напруги при розтягненні електрозварного анастомозу товщиною 0,19мм

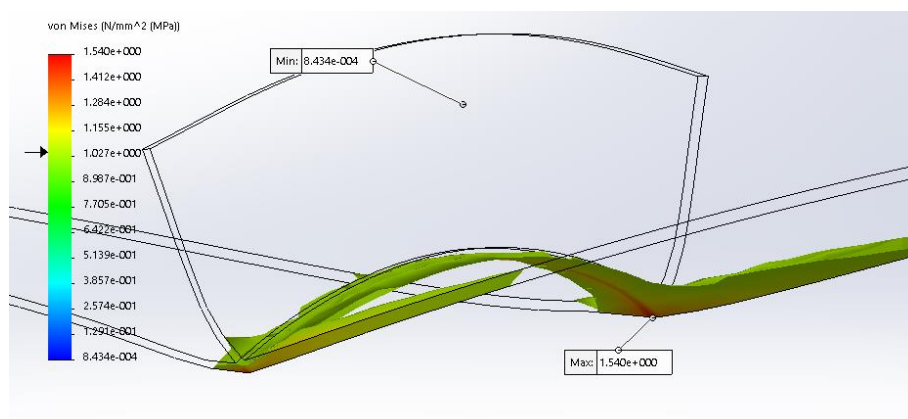


Рис. 17 –ISO ділянки електрозварного анастомозу товщиною 0,19мм

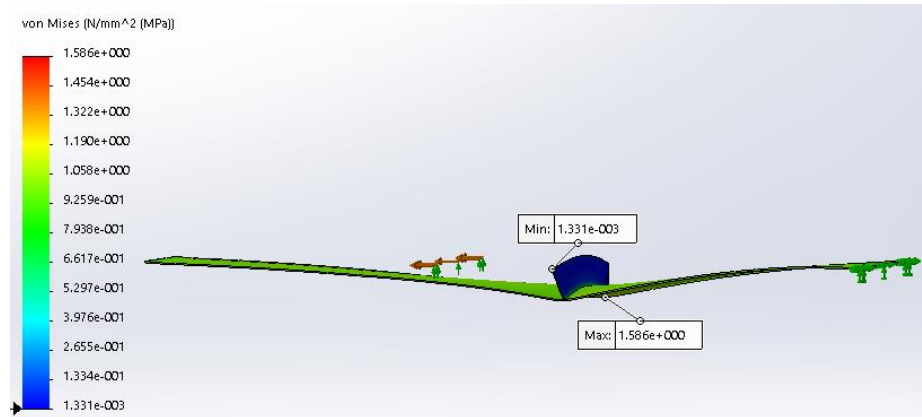


Рис. 18 – Епюра напруги при розтягненні електрозварного анастомозу товщиною 0,1мм

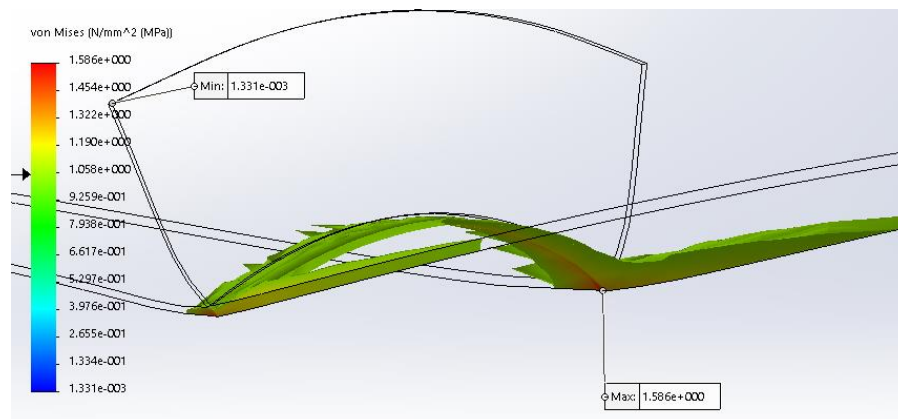


Рис. 19 –ISO ділянки електрозварного анастомозу товщиною 0,1мм

Як можна побачити з рисунків 14-19 максимальна напруга діє на місце зварного анастомозу (а саме на його краях). Саме в цьому місці відбувається руйнування тканини при експериментах. Видно, що на краях анастомозу навантаження в 1,5 рази більше навантаження, яке прикладено для розтягу тканини. Тому можна рахувати, що реальна прочність матеріалу анастомозу в 1,5 рази більше тиску при розтягу при якому відбувається розрив електрозварного анастомозу.

З рисунку 20 можна побачити, що максимальне навантаження, яке здатна витримати тканина при розтягу не залежить від товщини анастомозу.

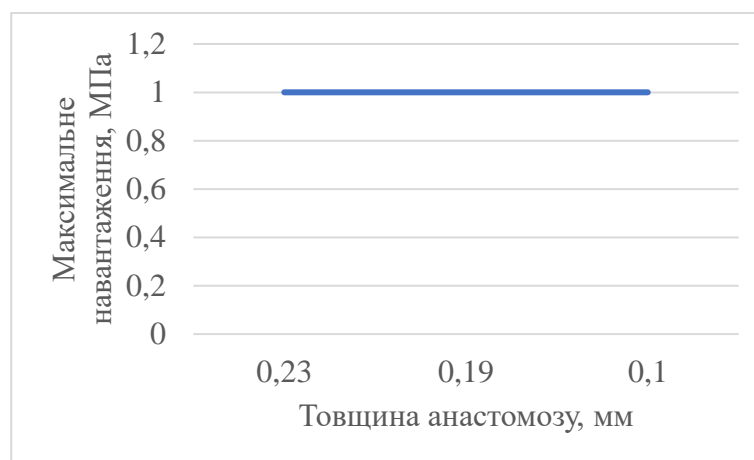


Рис. 20 – Графік залежності максимального навантаження від товщини анастомозу

На рисунках 21-23 можна побачити епюри переміщення при розтягненні ділянки тонкого кишечника з зварним анастомозом.

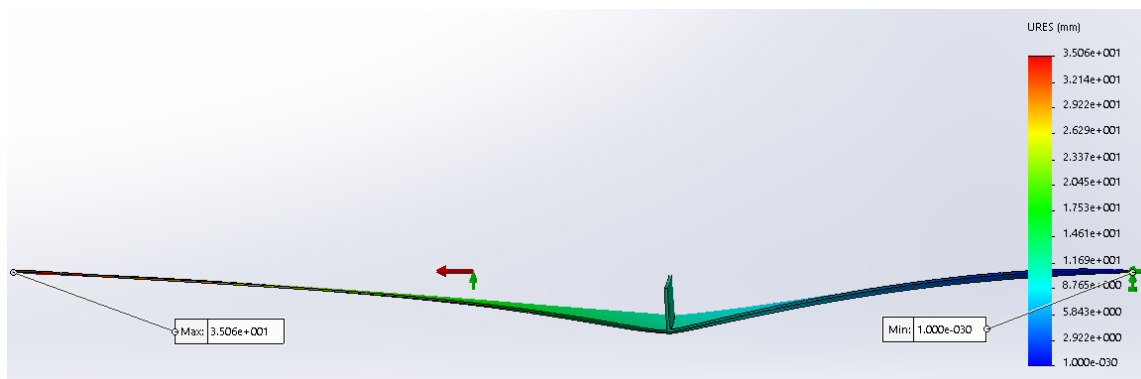


Рис. 21 – Епюра переміщення при розтягненні електрозварного анастомозу 0,23мм

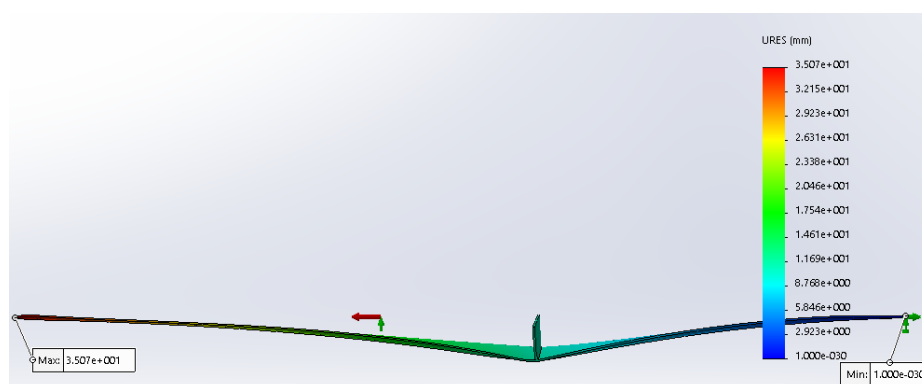


Рис. 22 – Епюра переміщення при розтягненні електрозварного анастомозу 0,19мм

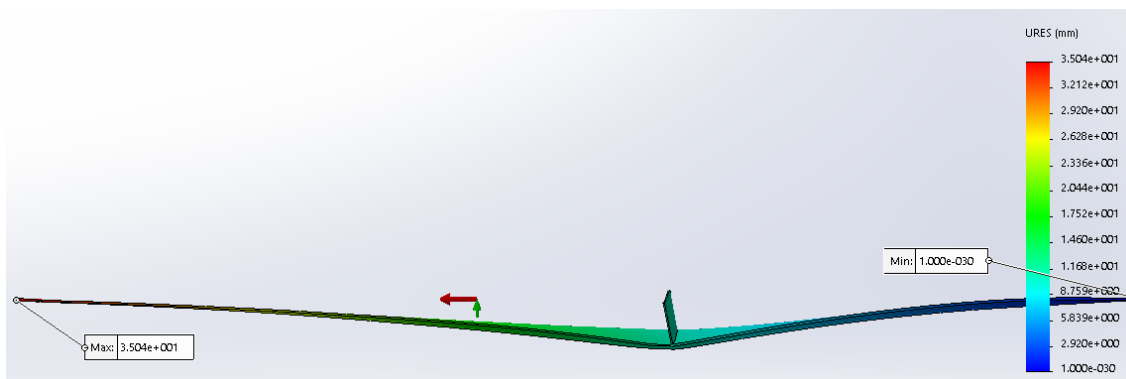


Рис. 23 – Епюра переміщення при розтягненні електрозварного анастомозу 0,1мм

З рисунків 21-23 видно що, оскільки було прикладено однакове навантаження, то й переміщення є однаковим та складає 3,5 см.

Conclusions. При розтягу зразків можна побачити, що напруга розподіляється не рівномірно та найбільше значення напруги має зварний анастомоз (а саме його краї), тобто руйнування при розтягненні починається з країв анастомозу. Розривне зусилля та переміщення не залежить від товщини зварного анастомозу.

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.

REFERENCES:

1. Патон Б. Е. Электрическая сварка мягких тканей в хирургии / Б. Е. Патон. // Автоматическая сварка. – 2004. – №9. – С. 1–11.
2. Подпратов С.С. Фізичні особливості електрозварного міжкишкового анастомозу. Хірургія дитячого віку. 2018.
3. Подпратов С.С. Створення міжкишкових анастомозів з використанням електрозварювання живих тканин. Дисертація доктора медичних наук. Київ. 2020.
4. Т.А. Фесюк. Зварювання біологічних тканин. Маг. робота. НТУУ «Київський політехнічний інститут»; 2011.
5. Берестюк К., Лебедєв О. Модель міцності зварного анастомозу тонкого кишечника при радіальному навантаженні у середовищі SolidWorks. Биомедицинская инженерия и электроника. 2020, №2.

PLAGIARISM REPORT:

Results

УКРПОШТА
73036
ВУЛ. УНІВЕРСИТЕТСЬКА, 126

НОРМАЛЬНА ДОСТАВКА,
НОРМАЛЬНА ЦІНА

Scan Properties

Number of Words : 978
Results Found : 0

To or From

Binary Translator

To or From

PDF Converter



0%

Plagiarism

100%

Unique

Start New Search

Date of Review:

Keywords: зварювання біологічних тканин, електрозварний анастомоз,
комп'ютерне моделювання SolidWorks.

Section: Physiological Systems Modeling

Introduction. Електрична зварка для з'єднання розрізів живої тканини та органів при хірургічних втручаннях вперше була здійснена колективом дослідників Інститута електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України спільно з вченими та спеціалістами експериментального відділу Інститута хірургії та трансплантології АМНУ [1].

Процес з'єднання органів та тканин нагадує контактну зварку опором та має з нею багато спільного [1]. Найчастіше зварка виконується спеціалізованим пінцетом (див. рис. 1-2) або однокомплектно (див. рис. 3).

close