

ОСНОВИ КОМП'ЮТЕРНОГО МУЛЬТИФІЗИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ КОНТАКТНОГО ЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН

О.В. Лебедєв¹, А.Г. Дубко^{1,2}, Н.А. Чвертко²

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»,
03056, м. Київ, вул. Янгеля, 16/2

²ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України. 03150, м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

Зварювання живих тканин замінює зшивання тканин нитками при хірургічних операціях. Це спрощує та скорочує час проведення операцій, зменшує їх вартість та ймовірність післяопераційних ускладнень. Вода становить понад половину маси біологічної тканини. При зварюванні стадія плавлення явно не виражена. У післяопераційному періоді зварний шов повинен поступово замінюватись здоровою тканиною без втрати міцності. Комп'ютерне моделювання суттєво прискорює, спрощує та здешевлює вивчення механічних, електромагнітних та теплових процесів, що протікають при зварюванні живих тканин. Різні математичні комплекси дозволяють моделювати ці процеси одночасно. В статті наведено приклад математичного моделювання за допомогою методу кінцевих елементів, застосування якого дає можливість подолати труднощі при вивченні процесів, що протікають при зварюванні живих тканин та дозволяє, за допомогою трьохмірної комп'ютерної моделі, моделювати процеси стиснення тканини та проходження змінного струму. Бібліогр. 18, рис. 4.

Ключові слова: контактне зварювання живих тканин, математичне моделювання, стиснення тканини, проходження змінного струму, електромагнітне нагрівання тканини

Вступ. Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона (ІЕЗ) розпочав розробку технології та апаратури для зварювання живих тканин (ЗЖТ) на початку 1990-х років. ЗЖТ замінює зшивання тканин нитками при хірургічних операціях. Особливо це зручно у випадках, коли немає можливості зшивати нитками, наприклад, при відшаруванні сітківки ока, лапароскопічних операціях із зварювання печінки та легені. Це суттєво економить час та значно знижує вартість операції, збільшує герметичність анастомозів при здійсненні оперативних втручань в абдомінальній хірургії, зменшує ймовірність появи післяопераційних ускладнень [1–5].

Експериментальний вимір температури, деформацій, переміщень та механічних напруг при ЗЖТ провести складно, а іноді неможливо. Це пов'язано з невеликими розмірами електродів та утрудненим доступом до зони зварювання. Для проведення експериментів на піддослідних тваринах необхідно залучати хірургів та анестезіологів. Це значно збільшує вартість експериментів, а, іноді, унеможливорює їх проведення.

Для отримання якісних з'єднань біологічних тканин необхідно визначення фізико-хімічних процесів, які складають теоретичну основу технології і протікають при формуванні цих з'єднань.

Комп'ютерне моделювання дозволяє детально вивчити процеси при зварюванні, визначити оптимальні режими, при потребі спроектувати інструмент із мінімальними витратами коштів та часу.

Метою роботи було проведення мультифізичного моделювання процесів, які відбуваються при зварюванні біологічних тканин.

Для вирішення наукових завдань, поставлених у статті, використовувались: науково-технічна література та інформаційні матеріали із баз мережі Інтернет; матеріали, пов'язані з теоретичними основами опору матеріалів, електродинаміки та теплотехніки; методи мультифізичного математичного моделювання.

Аналіз літератури. Вода становить понад половину маси біологічної тканини. При зварюванні стадія плавлення явно не виражена. У післяопераційному періоді зварний шов повинен поступово замінюватись здоровою тканиною без втрати міцності.

При зварюванні біологічних тканин відбуваються складні процеси перетворення електричної і механічної енергії в теплову. Цей вид зварювання можна віднести до контактного зварювання опором [6–8].

В багатьох областях, таких як електродинаміка, термодинаміка, механіка суцільних середовищ, теорія пружності і багато ін. фізичні процеси описують за допомогою рівнянь з частинними похідними.

При зварюванні біологічних тканин необхідно вирішити три основні завдання: деформаційне, теплове та електромагнітне.

Деформаційне завдання вирішується за допомогою залучення механіки суцільних середовищ

Лебедєв О.В. – <https://orcid.org/0000-0002-8692-6677>, Дубко А.Г. – <https://orcid.org/0000-0001-6070-3945>,

Чвертко Н.А. – <https://orcid.org/0000-0002-7559-7716>

© О.В. Лебедєв, А.Г. Дубко, Н.А. Чвертко, 2023

(МСС) [9–11]. Цей розділ теоретичної фізики є фундаментальним для вирішення різних технічних і технологічних завдань.

На основних законах і моделях МСС базуються більшість теорій, які описують поведінку реальних середовищ: теорія пружності, теорія пластичності, теорія в'язкопружності. У МСС аналіз деформаційних полів полягає в переході від реальних середовищ до їх ідеалізованого подання.

Пружні деформації тіла описуються рівнянням руху (другий закон Ньютона), що пов'язує динамічну зміну вектора переміщень d , тензора напруження S , і вектора об'ємних сил f [12]:

$$\rho \frac{\partial^2 d}{\partial t^2} = \nabla S + f \quad (1)$$

де ρ – густина; t – час; ∇ – оператор набла.

Для вирішення задачі теплопередачі, в першу чергу, необхідно вирішити електромагнітну задачу і в результаті знайти Q -функцію розподілу джерел нагрівання.

З рівнянь Максвелла [13] випливає рівняння (2), яке описує електромагнітні процеси в провідних середовищах:

$$-\nabla \left(\frac{1}{\mu} \nabla E \right) + (j\omega\sigma - \omega^2\epsilon)E = 0, \quad (2)$$

де E – напруженість електричного поля; μ – магнітна проникність провідного середовища; j – уявна одиниця; ω – кутова частота; σ – питома електропровідність; ϵ – діелектрична проникність провідного середовища.

Рівняння (2) дозволяє визначити напруженість електричного поля E і розподіл джерел нагрівання Q при протіканні височастотного струму в провідних середовищах:

$$Q = \sigma E^2. \quad (3)$$

Розподіл температури в будь-якому матеріалі описується рівнянням теплопровідності (4), яке має вигляд:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla(k\nabla T) = Q, \quad (4)$$

де C – питома теплоємність; k – коефіцієнт теплопровідності; Q – функція розподілу джерел нагрівання; T – температура.

Біологічна тканина затискається між електродами, до яких підводиться змінна напруга із частотою від 100 кГц до кількох МГц. Застосування змінної напруги пояснюється вимогами техніки безпеки та високим питомим опором тканини, оскільки мембрани клітин погано проводять струм. Схему заміщення тканини можна подати послідовним з'єднанням конденсаторів і резисторів.

Програмні комплекси MATLAB, COMSOL, ANSYS, ABAQUS дозволяють в одному дослідженні одночасно моделювати процеси стиснен-

ня тканини, проходження змінного струму з урахуванням поверхневого ефекту, електромагнітне нагрівання [14–17].

Тканина при стисканні електродами суттєво деформується, що призводить до зникнення деяких кінцевих елементів сітки або зміни їх форми. Час моделювання збільшується, можливі аварійні зупинки обчислень.

Зменшити час моделювання можна шляхом розподілу моделювання на кілька етапів. Спочатку моделюється стискання тканини. Потім на деформованій моделі створюється сітка кінцевих елементів, яка використовується для електромагнітних та теплових розрахунків.

Експериментальна частина. Далі наведено приклад моделювання зварювання живих тканин методом кінцевих елементів.

На початку зварювання опір тканини збільшений. У міру руйнування мембран клітин та нагрівання рідини, що знаходиться в тканині, опір падає у кілька разів. Подальше підвищення температури призводить до коагуляції та втрати тканиною рідини, що призводить до збільшення опору. У нашому випадку для спрощення моделювання приймемо, що провідність тканини постійна і дорівнює її середньому значенню під час зварювання – 0,2 См/м. Використовували електроди із мідного сплаву прямокутної форми розмірами 3×2×10 мм. Розміри біологічної тканини – 1×8×10 мм. На верхній електрод для стиснення тканини прикладається тиск 2 МПа (рис.1). Для моделювання прийнято: модуль пружності кишки – 2 МПа, коефіцієнт Пуасона 0,4 [18], тривалість зварювання 3 с, напруга 40 В, частота 440 кГц. Коефіцієнт теплопередачі (конвекції) $k_{ht} = 50$ Вт/м²К. Температура зовнішнього середовища $T_{out} = 293,15$ К.

Необхідно задати також граничні умови в моделі.

Граничні умови при розрахунку деформації:

- нерухомо закріплені ліва і права бічні грані тканини, для яких переміщення $d = 0$;
- нерухомо закріплений нижній електрод, для граней якого переміщення $d = 0$;
- на верхній поверхні рухомого верхнього електрода $nS = f/M$, де n – вектор нормалі, M – площа поверхні;
- на бічних поверхнях $nS = 0$.

Граничні умови при розрахунку електромагнітних процесів:

- поширення електромагнітних полів обмежуються 3Д прямокутником з розмірами 10×10×5 мм, на зовнішніх границях якого $nJ = 0$, $nA = 0$, де J – густина струму, A – векторний магнітний потенціал;
- електрична напруга підводиться до бічних фронтальних поверхонь електродів Ω_1 і Ω_2 , на

верхньому електроді електричний потенціал дорівнює V , на нижньому електроді електричний потенціал дорівнює нулю (рис. 1).

Граничні умови при розрахунку теплових процесів:

– на бічних поверхнях електродів і тканини здійснюється теплообмін з навколишнім середовищем, який описується рівнянням $n(k\nabla T) = k_{tr}(T_{out} - T)$.

Найбільші напруження – 9,5 МПа діють на електродах поруч із тканиною. У тканині напруження дорівнюють близько 1,5 МПа, товщина тканини між електродами становить 0,46 мм (рис. 2).

Найбільша електромагнітна густина об’ємних втрат енергії – $4,5 \cdot 10^8$ Вт/м³ спостерігається на краях електродів, які контактують з тканиною (рис. 3).

Тканина нагрівається через 3 с до 83 °С. Електроди охолоджують тканину та нагріваються до 50 °С (рис. 4).

Отримані результати досліджень свідчать про те, що тривимірна комп’ютерна модель процесів зварювання живих тканин з використанням методу кінцевих елементів дозволяє підібрати оптимальні режими зварювання і оптимальну геометрію інструмента.

У наступних публікаціях буде проведено моделювання впливу форми електродів на картину розподілу

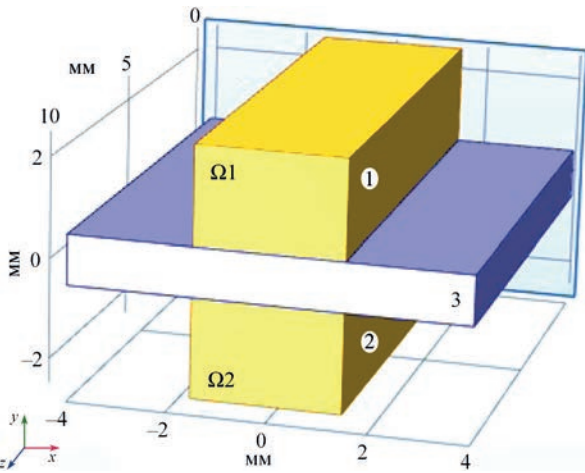


Рис. 1. Схема зварювання: 1, 2 – електроди, до яких підводиться змінна напруга; 3 – біологічна тканина

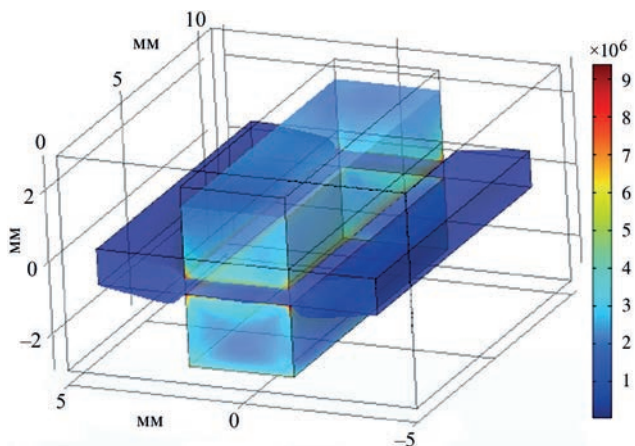


Рис. 2. Механічне напруження за Мізесом (Па) в електродах та біологічній тканині

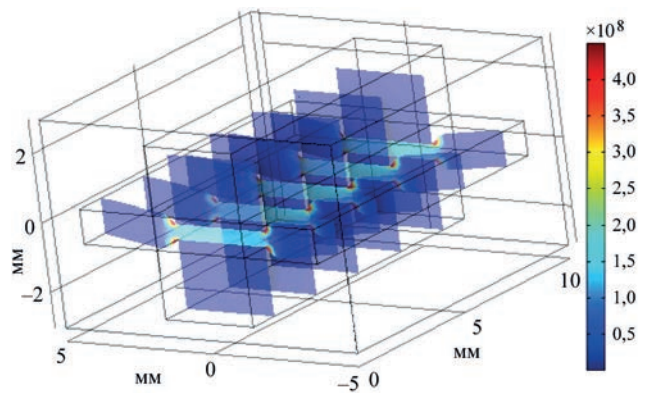


Рис. 3. Електромагнітна густина об’ємних втрат енергії (Вт/м³) наприкінці зварювання

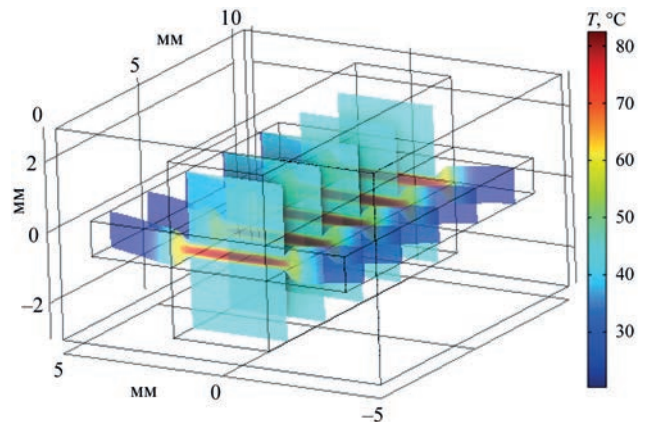


Рис. 4. Температура (°С) при зварюванні

густини струму та температурного поля у тканині; детальне моделювання процесів зміни опору (провідності) тканин під час зварювання внаслідок зневоднення.

Висновки

1. Науковими дослідженнями, проведеними в Інституті електрозварювання ім. Є.О. Патона доведено, що вивчення механічних, електромагнітних та теплових процесів, що протікають при зварюванні живих тканин, є основою отримання якісних з’єднань цих тканин і виявляється складною задачею, що потребує суттєвих ресурсів.

2. Розкриті та пояснені основні принципи математичного мультифізичного моделювання процесу зварювання живих тканин, що є найбільш прийнятним для вирішення трьох основних завдань: деформаційного, теплового та електромагнітного.

3. Виконано математичне моделювання із використанням методу кінцевих елементів, застосування якого дає можливість подолати труднощі при вивченні процесів, що протікають при контактному зварюванні живих тканин та дозволяє, за допомогою тривимірної комп’ютерної моделі, моделювати процеси стиснення тканини та проходження змінного струму.

4. Отримані результати досліджень свідчать про те, що тривимірна комп’ютерна модель процесів зварювання живих тканин з використанням методу кінцевих елементів дозволяє підібрати оптимальні режими зварювання.

Список літератури

1. Патон Б.Е. (2004) Электрическая сварка мягких тканей в хирургии. *Автоматическая сварка*, **9**, 7–11.
2. Патон Б.С., Иванова О.Н. (2009) *Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия*. Киев, Наукова думка.
3. Umanets, N., Pasyechnikova, N.V., Naumenko, V.A. et al. (2014) High-frequency electric welding: A novel method for improved immediate chorioretinal adhesion in vitreoretinal surgery. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, **252**, 1697–1703.
4. Маринский Г.С., Чернец А.В., Ткаченко В.А. и др. (2016) Стендовые исследования высокочастотной электросварки биологических тканей. *Автоматическая сварка*, **12**, 41–45.
5. Molotkovets, V.Yu., Medvediev, V.V., Korsak, A.V. et al. (2020) Restoration of the Integrity of a Transected Peripheral Nerve with the Use of an Electric Welding Technology. *Neurophysiology*, **52**, **1**, 31–42.
6. Лебедев А.В., Дубко А.Г. (2012) Особенности применения теории контактной сварки металлов к сварке живых тканей. *Техн. электродинамика*. Тем. выпуск, 187–192.
7. Гельман А.С. (1949) *Контактная электросварка*. Москва, Mashgiz.
8. Кочергин К.А. (1987) *Контактная сварка*. Москва, Mashinostroenie.
9. Седов Л.И. (1970) *Механика сплошной среды*. Т.1. Москва, Наука.
10. Ванін В.А. (2018) *Математичні моделі та чисельні методи в задачах механіки суцільного середовища*: Навчальний посібник. Харків, НТУ «ХПІ».
11. Бабкин А.В., Селиванов В.В. (1998) *Прикладная механика сплошных сред*. В 3 т. Т.1. Москва, МГТУ.
12. Ландау Л., Лифшиц Е.М. (1987) *Теоретическая физика*. Т.7. Теория упругости. Москва, Наука.
13. Popovic, Z., Popovic, B.D. (1999) *Introductory Engineering Electromagnetics*. Prentice Hall.
14. Khennane, A. (2013) *Introduction to Finite Element Analysis Using MATLAB® and Abaqus*. CRC Press. Taylor & Francis Group.
15. Pryor, R.W. (2011) *Multiphysics modeling using COMSOL: a first principles approach*. Jones and Bartlett Publishers.
16. Xiaolin Chen, Yijun Liu (2019) *Finite Element Modeling and Simulation with ANSYS Workbench*. Second Edition. CRC Press Taylor & Francis Group.
17. Krysl, P. (2018) *Finite Element Modeling with Abaqus and Python for Thermal and Stress Analysis*. Pressure Cooker Press. San Diego.
18. Лебедев А.В., Дубко А.Г., Лопаткина Е.Г. (2011) Основные биофизические свойства мягких тканей при электросварке. *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»*. Серія *Машинобудування*, **61**, Т.2, 130–133.

References

1. Paton, B.E. (2004) Electric welding of soft tissues in surgery. *The Paton Welding J.*, **9**, 6–10.
2. Paton, B.E., Ivanova, O.N. (2009) *Tissue-saving high-frequency electric welding surgery*. Kyiv, Naukova Dumka [in Russian].
3. Umanets, N., Pasyechnikova, N.V., Naumenko, V.A. et al. (2014) High-frequency electric welding: A novel method for improved immediate chorioretinal adhesion in vitreoretinal surgery. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.*, **252**, 1697–1703.
4. Marinsky, G.S., Chernets, A.V., Tkachenko, V.A. et al. (2016) Bench research of high-frequency electric welding of biological tissues. *The Paton Welding J.*, **12**, 38–42.
5. Molotkovets, V.Yu., Medvediev, V.V., Korsak, A.V. et al. (2020) Restoration of the integrity of a transected peripheral nerve with the use of an electric welding technology. *Neurophysiology*, **52**(**1**), 31–42.
6. Lebedev, A.V., Dubko, A.G. (2012) Peculiarities of application of resistance welding theory of metals in welding of live tissues. *Tekhn. Elektrodynamika*, Them. Issue, 187–192 [in Russian].
7. Gelman, A.S. (1949) *Resistance electric welding*. Moscow, Mashgiz [in Russian].
8. Kochergin, K.A. (1987) *Resistance welding*. Moscow, Mashinostroenie [in Russian].
9. Sedov, L.I. (1970) *Continuum mechanics*. Vol. 1. Moscow, Nauka [in Russian].
10. Vanin, V.A. (2018) *Mathematical models and numerical methods in problems of continuum mechanics*. In: Manual. Kharkiv, NTU KhPI [in Ukrainian].
11. Babkin, A.V., Selivanov, V.V. (1998) *Applied continuum mechanics*. In: 3 Vol., Vol. 1. Moscow, MG TU [in Russian].
12. Landau, L., Lifshits, E.M. (1987) *Theoretical physics*. Vol. 7: Theory of elasticity. Moscow, Nauka [in Russian].
13. Popovic, Z., Popovic, B.D. (1999) *Introductory Engineering Electromagnetics*. Prentice Hall.
14. Khennane, A. (2013) *Introduction to Finite Element Analysis using MATLAB® and Abaqus*. CRC Press. Taylor & Francis Group.
15. Pryor, R.W. (2011) *Multiphysics modeling using COMSOL: a first principles approach*. Jones and Bartlett Publishers.
16. Xiaolin Chen, Yijun Liu (2019) *Finite Element Modeling and Simulation with ANSYS Workbench*. Second Edition. CRC Press Taylor & Francis Group.
17. Krysl, P. (2018) *Finite Element Modeling with Abaqus and Python for Thermal and Stress Analysis*. Pressure Cooker Press. San Diego.
18. Lebedev, A.V., Dubko, A.G., Lopatkina, E.G. (2011) Main biophysical properties of soft tissues in electric welding. *Visnyk NTU KPI, Seriya Mashynobuduvannya*, **61**, Vol. 2, 130–133.

FUNDAMENTALS OF COMPUTER MULTIPHYSICS MODELLING OF RESISTANCE WELDING OF LIVE TISSUES

O.V. Lebedev¹, A.G. Dubko^{1,2}, N.A. Chvertko²¹National Technical University of Ukraine «Igor Sikorskyi Kyiv Polytechnic Institute». 1/2 Yangel Str., 03056, Kyiv²E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine. 11 Kazymyr Malevych Str., 03150, Kyiv, Ukraine.

E-mail: office@paton.kiev.ua

Welding of living tissues replaces stitching of tissues with threads during surgical operations. It simplifies and shortens the time of operation performance, lowers their cost and probability of postoperative complications. Water makes up more than half of the biological tissues mass. During welding the melting stage is not clearly expressed. In the post-operative period the weld should be gradually replaced by a healthy tissue without loss of strength. Computer modeling greatly accelerates, simplifies and lowers the cost of studying the mechanical, electromagnetic and thermal processes, running in live tissue welding. Different mathematical packages allow modeling these processes simultaneously. The paper gives an example of mathematical modeling using the finite element method. Its application enables overcoming the difficulties, when studying the processes running in live tissue welding and allows using a 3D computer model, which models the processes of tissues compression and alternating current passage. 18 Ref., 4 Fig.

Keywords: resistance welding of live tissues, mathematical modeling, tissue compression, alternating current passage, electromagnetic heating of the tissue

Надійшла до редакції 06.03.2023