

ДОСЛІДЖЕННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ СТИСНУТИХ М'ЯКИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ПРИ ВИСОКОЧАСТОТНОМУ ЗВАРЮВАННІ

В. Г. Соловйов, Ю. М. Ланкін, І. Ю. Романова

Інститут електрозварювання імені Є. О. Патона НАН України

Високий тиск електродів біполярних електрохірургічних інструментів призводить до значної деформації м'яких біологічних тканин, що спричиняє руйнування мембран клітин і зневоднення тканин. У результаті цих процесів суттєво змінюються електричні та теплофізичні характеристики м'яких біологічних тканин, знання яких потрібне для дослідження механізму зварювання тканин. Проведено фізичне та математичне моделювання, досліджено зміну електричних і теплофізичних властивостей м'яких біологічних тканин у процесі їх стиснення. Результати досліджень показали, що при стисненні тканин може відбуватися значна (у рази) зміна питомої електропровідності м'яких біологічних тканин. Досліджено вплив температури нагрівання та частоти джерела струму на імпеданс моделі.

Ключові слова: стиснуті м'які біологічні тканини, високочастотне зварювання біологічних тканин, контроль електро- і теплофізичних параметрів.

RESEARCH OF THE PROPERTIES OF COMPRESSED SOFT BIOLOGICAL TISSUES DURING HIGH-FREQUENCY WELDING

V. G. Solovyov, Yu. M. Lankin, I. Yu. Romanova

E. O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine.

Background. By means of physical and mathematical modeling to investigate the change in electrical and thermophysical properties of soft biological tissues during their compression for a more detailed study of the mechanism of high-frequency welding of such tissues.

Materials and methods. Research was conducted on the tissues of pig and calf internal organs, taken no later than three and twelve hours, respectively, after slaughtering the animals. Prior to research, organs were stored at a temperature of +50 C. The following were research: aorta, small intestines, heart muscle, pancreas, liver, lungs.

Results. A custom-made dual-frequency bioimpedance analyzer was created for the research. Multiphysical modeling of electrical and thermal processes during welding of the soft biological tissues was carried out. The modeling studied the heat distribution with changes in the geometry of the model, which are related to changes in the thickness of the soft biological tissues or the distance between the clamping electrodes. The dynamics of changes in electrical parameters and temperature over time were studied. An analysis of the influence of the power source frequency and heating temperature on the impedance of the model was performed.

Conclusions. The main consequence of compression by the electrodes of electrosurgical instruments during bipolar high-frequency welding is a significant reduction in tissue thickness even before the electric heating current flows through them. At the pressure levels of the electrodes used during welding, the thickness of fabrics decreases by 5...15 or more times. Further reduction in the thickness of the fabrics as a result of their heating by the welding current is much lower and is no more than 10...20 % of the thickness of the fabric at the beginning of its heating. Dehydration of tissues leads to a significant change in their electrophysical properties. Compression of fabrics primarily significantly changes their electrical and thermal conductivity. Comparing the influence of different types of power sources on the soft biological tissues heating temperature allows us to conclude that the use of stabilized power and stabilized current sources is more acceptable due to the smaller influence of the SBT compression ratio on the heating temperature compared to the stabilized voltage source. Calculations showed that when the model is heated, the impedance first decreases and then increases. Increasing the degree of compression leads to a decrease in impedance and this is observed at different frequencies.

Keywords: compressed soft biological tissues, high-frequency welding of biological tissues, control of electrophysical and thermophysical parameters.

Вступ. Головною відмінністю біполярного високочастотного електричного зварювання від електрокоагуляції є значний тиск на тканини, що створюється електродами електрозварювальних інструментів [1]. Тиск при зварюванні суттєво більший за тиск електрохірургічних затискачів, що використовуються для тимчасового накладання, щоб не травмувати органи. Було визначено оптимальні величини тиску зшиваючих апаратів на тканини стравоходу, товстої та тонкої кишки, що складають 0,1...0,12 МПа. Встановлено, що при стисненні стінок даних органів при цих зусиллях забезпечується герметичність і в післяопераційний період у тканинах не спостерігається необоротних змін.

Сучасні електрозварювальні інструменти дозволяють створювати тиск електродів до 3 МПа [2–4]. При цьому максимальну міцність зварного з'єднання отримуємо при деякому оптимальному тиску [5], що зазвичай знаходиться в діапазоні 0,8...1,5 МПа.

Високий тиск електродів біполярних електрохірургічних інструментів веде до значної деформації тканин, що в свою чергу викликає

руйнування мембран клітин і зневоднення тканин. У результаті суттєво змінюються електро- і теплофізичні характеристики тканин, знання яких необхідне для математичного моделювання процесу зварювання з метою поглибленого дослідження механізму зварювання тканин. У даний час значення електро- і теплофізичних характеристик м'яких біологічних тканин (МБТ) відомі тільки для їх не стиснутого стану або, в крайньому випадку, при розтягуванні [6–7].

Мета дослідження: дослідити зміну електричних і теплофізичних властивостей м'яких біологічних тканин шляхом фізичного та математичного моделювання у процесі їх стиснення для детальнішого вивчення механізму високочастотного зварювання таких тканин.

Матеріал і методи дослідження. Дослідження проводилися на тканинах свинячих і телячих внутрішніх органів, взятих не пізніше трьох та дванадцяти годин відповідно після забою тварин. До досліджень органи зберігалися за температури +5° С. Досліджувалися: аорта, тонкі кишки, серцевий м'яз, підшлункова залоза, печінка, легені.

Результати та їх обговорення. Дослідження стиснення м'яких біологічних тканин проводилося на лабораторній зварювальній установці лазерним датчиком переміщення верхнього електрода стосовно нижнього. Переміщення точки лазера, що світиться на віддаленому екрані, відповідає переміщенню верхнього електрода з коефіцієнтом посилення в кілька десятків разів. Роздільна здатність системи вимірювання переміщення верхнього електрода становить ± 15 мкм. За такої чутливості на точність вимірювання товщини тканини, що стискається, вже починає впливати деформація всієї конструкції, яка призведе до деякого переміщення нижнього електрода в разі збільшення навантаження у вигляді гирі. Задля мінімізації цих похибок попередньо визначалася залежність переміщення верхнього електрода від величини прикладеного зусилля стиску без тканини між електродами. Ця залежність використовувалася для коригування показників датчика у вимірах зміни товщини тканин у залежності від зусилля стиску. Пристрій дозволяє регулювати зусилля стиску електродів F у діапазоні $0,5 \dots 33$ Н. Переріз електродів 3×10 мм та, відповідно, діапазон встановленого середнього тиску електродів $0,16 \dots 11$ МПа. Похибка вимірювання переміщення електрода не перевищує $\pm 7,5$ мкм.

Переважає більшість електрохірургічних біполярних інструментів має подібну до ножиць конструкцію механізму стиснення електродів. Великим недоліком такої конструкції є значна неоднорідність тиску електродів на тканини, що знижується від максимального значення на ближньому кінці до нуля на дальньому кінці [3]. У нашому пристрої довгі сторони прямокутних у поперечному перерізі електродів є перпендикулярними до повздовжньої осі важеля. Це гарантує рівномірність розподілу тиску вздовж більшої сторони електродів і невелику нерівномірність вздовж меншої сторони.

Для наших досліджень створено власний двохчастотний біоімпедансний аналізатор. Крім економічних міркувань створення власного біоімпедансного аналізатора мотивувалося можливою необхідністю розроблення в подальшому вбудованого в зварювальне джерело живлення двохчастотного блока безперервного вимірювання імпедансу під час зварювання м'яких біологічних тканин. Вимірювання імпедансу в приладі здійснюється методом вольтметра-амперметра. МБТ стискається браншами (електродами) електрохірургічного інструмента, що підключений до приладу. Крізь тканину протікає змінний електричний струм обраної частоти. Величина струму стабілізована та не залежить від величини повного опору тканини. Тому величина напруги на тканині прямо пропорційна її імпедансу. Випрямлена та згладжена напруга перетворюється в струм, що вимірюється мікроамперметром, шкалу якого відградуєвано в Омах.

Під дією зусилля F на МБТ відбувається зміна їх товщини L відносно вихідної (рис. 1). Експериментальні значення товщини стиснутих тканин при різних значеннях зусилля стиску можна добре (відкоригований коефіцієнт детермінації $R^2 \geq 0,998$) апроксимувати сумою двох експонент виду:

$$L = a \cdot \exp(b \cdot F) + c \cdot \exp(d \cdot F) \quad (1)$$

де a , b , c , d – коефіцієнти апроксимації, розраховані в Curve Fitting Toolbox™ Matlab.

Для порівняння ступеня стискання МБТ різних органів незалежно від вихідної товщини та площі контактної поверхні електродів замість товщини стиснутих тканин L зручніше використовувати безрозмірну відносну товщину $l = L/L_0$, де L_0 – вихідна товщина нестиснутої тканини. Також замість зусилля стиску електродів F можна використовувати напруження в тканині $p = F/S$, де S – площа контактної поверхні електродів.

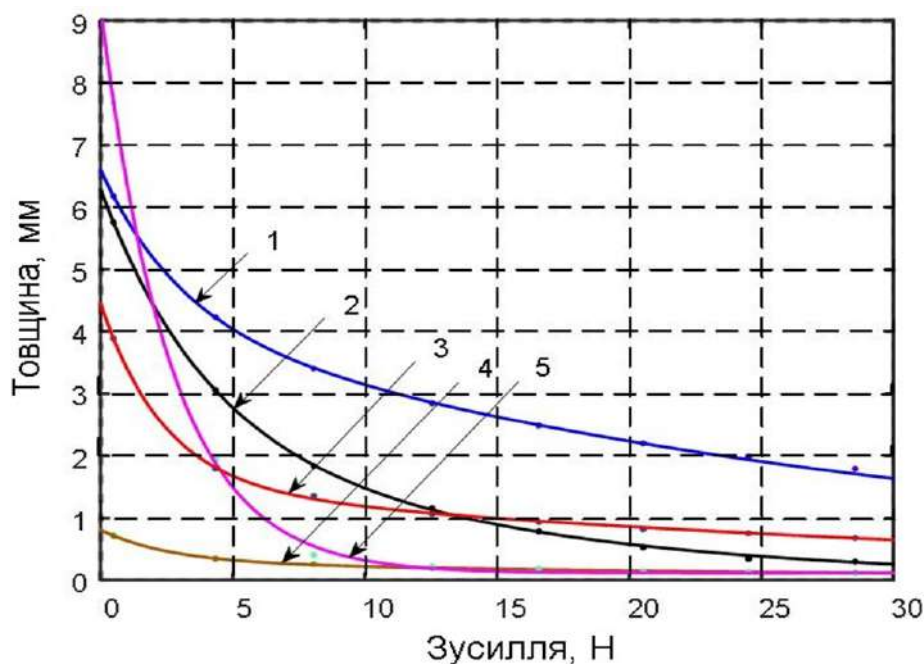


Рис. 1. Залежність товщини стиснутої тканини деяких органів свині від зусилля стиску: 1 – серцевий м’яз; 2 – печінка; 3 – аорта; 4 – кишка; 5 – селезінка

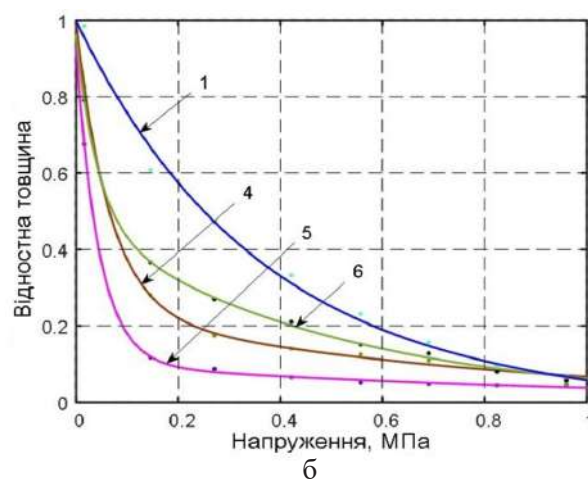
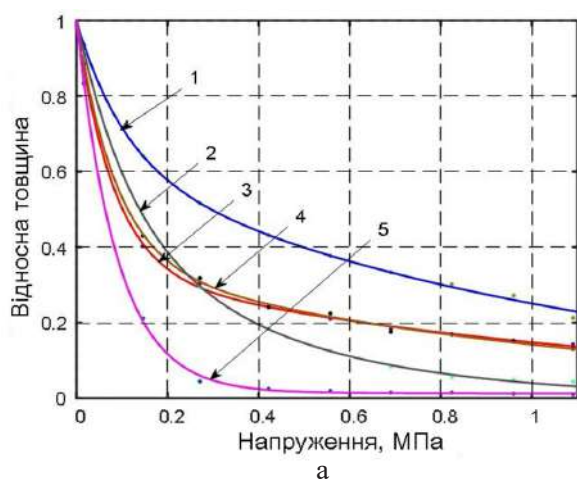


Рис. 2. Залежність відносної товщини стиснутої тканини від напруження для свинячих (а) і телячих (б) органів: 1 – серцевий м’яз; 2 – печінка; 3 – аорта; 4 – кишка; 5 – селезінка; 6 – легені

Так як складно експериментально визначити L_0 для кожної тканини, вони розраховувались за формулою (1) при $F = 0$. На рис. 2 наведено залежності відносної товщини тканини l від величини стиску електродів p різних свинячих і телячих органів, що розраховані за формулою:

$$l = a \cdot \exp(b \cdot p) + c \cdot \exp(d \cdot p) \quad (2)$$

Природно, R^2 для цих залежностей точно такий же, як і для (1).

Як для свинячих, так і для телячих органів найжорсткішими виявились тканини серцевого м’яза, а найм’якішими – тканини селезінки. Властивості трубчастих органів (кишки й аорти) вельми близькі одна до одної.

У біомеханіці в'язкопружні властивості біологічних тканин зазвичай представляють не у вигляді залежності товщини тканини L або l від прикладеного зусилля F , а у вигляді залежності внутрішнього напруження $p = F/S$ від деформації $\epsilon = l - l_0$ (рис. 2).

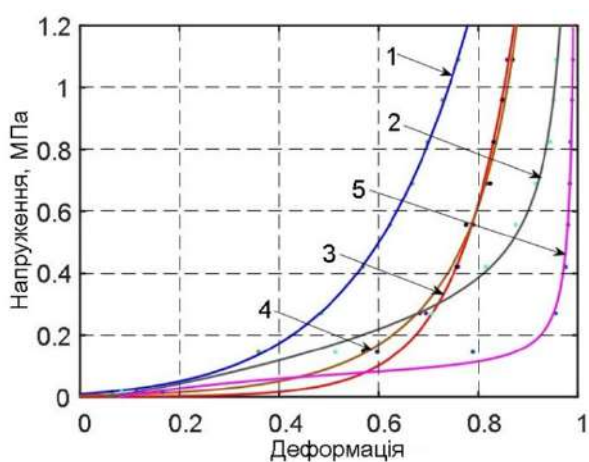
Характерною особливістю залежності напруження від деформації м'яких біологічних тканин є нелінійність (рис. 3). Відповідно модуль пружності E також є непостійним, а залежить від навантаження. У цьому випадку для кожного

навантаження доводиться казати про ефективний або тангенційний модуль пружності $E_{ef} = dp/dl$ (рис. 4).

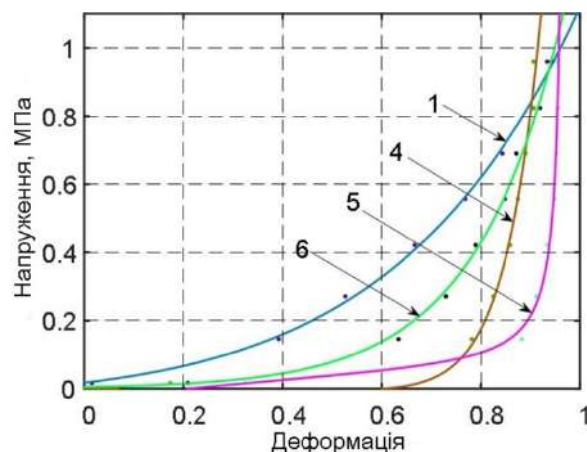
Отримані нами експериментальні залежності напруження p від деформації тканин при стисненні ϵ (рис. 3), як і залежності l від p (рис. 2), дуже добре ($R^2 \geq 0,99$) апроксимуються сумою двох експонент:

$$p = a \cdot \exp(b \cdot \epsilon) + c \cdot \exp(d \cdot \epsilon) \quad (3)$$

Виняток становить лише селезінка, для якої залежність $p(\epsilon)$ краще описується раціональною функцією з квадратичним поліномом ϵ у чисельнику

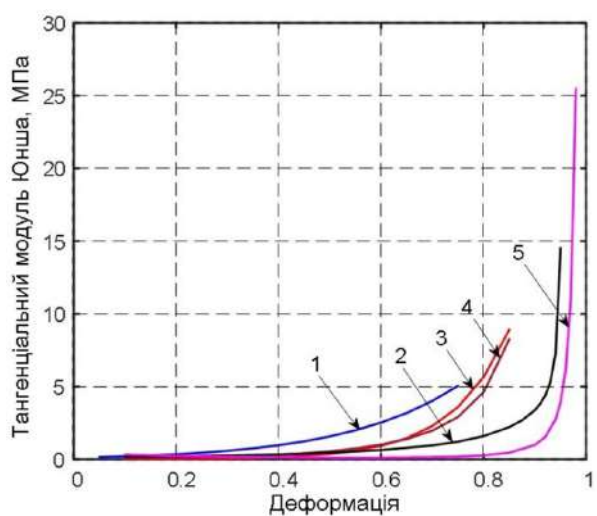


а

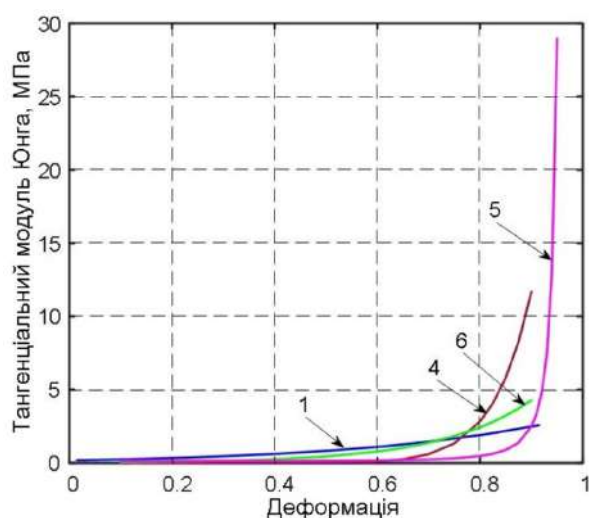


б

Рис. 3. Залежність напруження від деформації тканин свинячих (а) і телячих (б) органів: 1 – серцевий м'яз; 2 – печінка; 3 – аорта; 4 – кишка; 5 – селезінка; 6 – легені



а



б

Рис. 4. Залежність тангенційного модуля пружності від деформації тканин свинячих (а) і телячих (б) органів: 1 – серцевий м'яз; 2 – печінка; 3 – аорта; 4 – кишка; 5 – селезінка; 6 – легені

та поліномом четвертого ступеня ϵ у знаменнику. Беручи до уваги дані [8], можна припустити, що одна з експонент формул (1)–(3) відображає реакцію колаген містких морфологічних структур тканин, а друга – еластин містких морфологічних структур. При настільки високому значенні R^2 внесення до рівняння (3) третьої експоненціальної складової навряд чи покращить точність апроксимації експериментальних даних.

Отже, основним наслідком стиснення електродами електрохірургічних інструментів при біполярному високочастотному зварюванні являється значне зменшення товщини тканин ще до протікання через них електричного струму нагріву. При рівнях тиску електродів, що застосовуються при зварюванні, товщина тканин зменшується в 5...15 і більше разів (рис. 2). Далі, під час нагрівання зварювальним струмом, зменшення товщини тканин значно менше і становить не більше 10...20 % від початкової товщини тканини.

Основною причиною зменшення товщини тканин при прикладанні зусилля до електродів є їх зневоднення. МБТ на 70...80 % складаються з води. При стисненні внаслідок утворюваного градієнта тиску виникає масоперенесення води з області стиснення в суміжні, не стиснуті, області тканини.

Повне зневоднення тканин з початковою вологістю 70...80 % повинно викликати зменшення товщини лише в 3...5 разів. Реальне зменшення товщини в 2...3 рази більше (рис. 2). Це можна пояснити тим, що разом із водою з області стиснення видаляється деяка частина білків, а також переміщенням в не стиснуту область внаслідок деформації частини структурних білків тканини.

Моделювання електричних і теплових процесів під час зварювання МБТ. При моделюванні досліджувався розподіл тепла при змінах геометрії моделі, що пов'язані зі зміною товщини МБТ або відстані між стискаючими

електродами. Вивчалася динаміка зміни електричних параметрів і температури в часі.

Експерименти з моделлю проводилися як зі стабілізованою амплітудою напруги частотою 66 кГц, так і зі стабілізованою амплітудою струму. В якості біоматеріалу при моделюванні використовувався серцевий м'яз свині. В якості затискачів використовувалися два мідних бруска завдовжки 20 мм перерізом 5×3 мм. Товщину МБТ у моделі можна змінювати в межах 1...14 мм. Відстань між затисками можна встановлювати 20...100 % від товщини МБТ. Із використанням програмного пакету COMSOL multiphysics було створено математичну модель експерименту, геометрична складова якої має три частини. Це власне МБТ, що знаходиться між двома затискачами (електродами), первинну товщину (висоту) якої можна змінювати в процесі досліджень, і два електроди, відстань між якими також можна змінювати. При цьому моделюється величина та характер деформації МБТ. Електричний вплив на модель здійснюється через торці мідних електродів, як показано на геометричній моделі рис. 5.

Було використано експериментальні дані, що отримані при фізичному експерименті, $p(h_1)$, де h_1 – відносна товщина тканини (h_s/mh), від. одиниці, mh – товщина серцевого м'яза, мм, h_s – товщина біологічної тканини між браншами затискачів, мм (рис. 6). Значення mh за умовами експерименту було 6,9 мм. Крім того, використано експериментальні дані $R(h_1, f)$, де R – імпеданс стиснутої тканини, Ом, f – частота джерела живлення, кГц (табл. 1). Як бачимо, збільшення міри стискання призводить до зменшення імпедансу.

Для апроксимації використано значення R для $f = 0,3$ кГц. Вид апроксимуючої функції прийнятий відповідно до геометрії профілю стиснутої між електродами тканини. У моделі COMSOL вона має вигляд, представлений на рис. 7а.

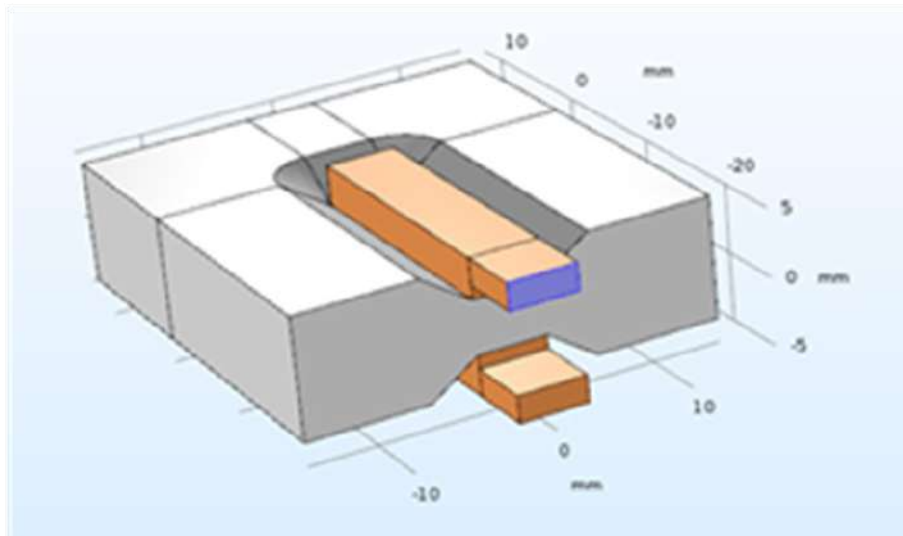


Рис. 5. Місця підведення електроенергії на геометричній моделі

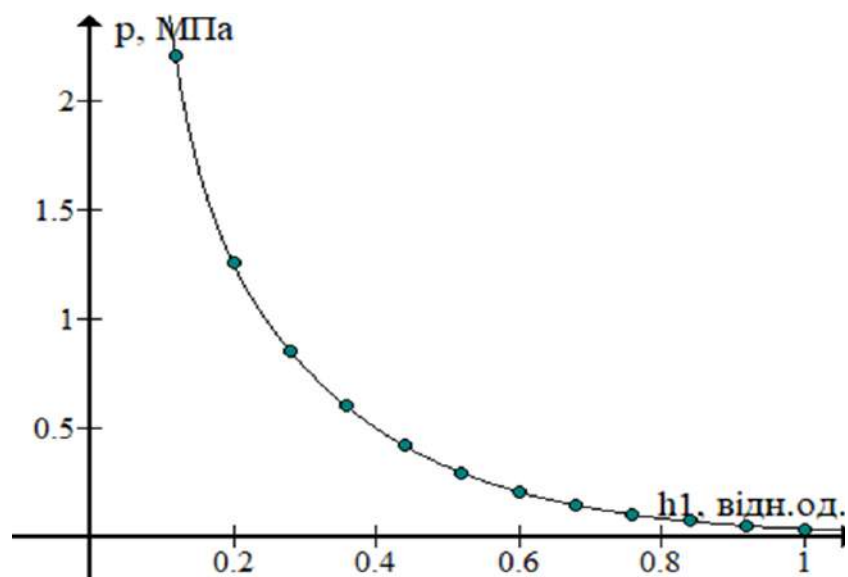
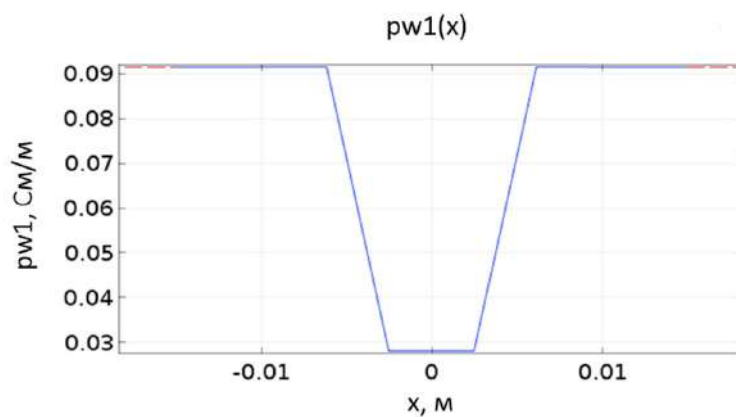


Рис. 6. Функціональний зв'язок між тиском p , створюваним електродами, і зміною відносної товщини тканини $h1$: $p(h1) = 2,939\exp(-4,429h1) + 15,16\exp(-28,81h1)$

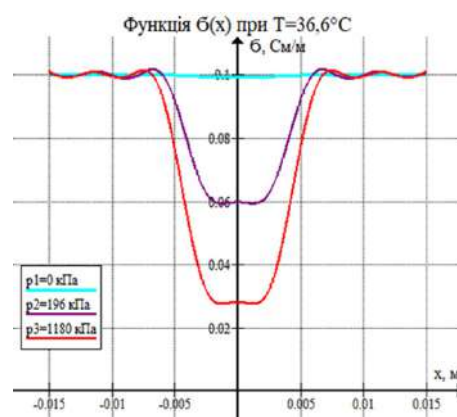
Таблиця 1

Експериментальні дані $R(h1, f)$

h_s , мм	$h1$, відн. од	Імпеданс, Ом						
		Частота джерела живлення, кГц						
		0,3	1	3	10	30	100	300
6,37	0,9234	760	728	728	704	597	462	320
4,20	0,60847	635	612	591	568	511	388	271
3,43	0,49719	586	568	556	539	478	360	259
2,86	0,41433	568	551	551	523	462	352	259
2,53	0,36698	551	544	537	515	456	347	255
2,27	0,32910	551	540	533	505	447	339	250
2,06	0,29832	547	533	533	505	447	333	248
1,65	0,23913	546	530	527	505	442	331	245
1,52	0,22019	542	516	513	493	433	327	245



а



б

Рис. 7. Вид апроксимуючої функції $pw1(x)$, прийнятий відповідно до геометрії профілю стиснутої між електродами тканини (а); питома електропровідність тканини $\sigma(x)$ для трьох значень зусиль стиснення $p1, p2$ і $p3$ [9] при $T=36,60^\circ\text{C}$ (б)

У математичній формі функція $pw1(x)$ представлена (4):

$$pw1(x) = \begin{cases} gk, x \in [-0,015, -ht]; \\ alh \cdot 2 \cdot x + bet, x \in [-ht, -0,0025]; \\ alh \cdot 2 \cdot (-0,0025) + bet, x \in [-0,0025, 0]; \\ alh \cdot 0,0025 + bet, x \in [0,0,0025]; \\ alh \cdot x + bet, x \in [0,0025, ht]; \\ gk, x \in [ht, 0,015]; \end{cases} \quad (4)$$

де gk – провідність нестиснутої тканини, См/м; ht – коефіцієнт, м; alh – коефіцієнт, См/м²; bet – коефіцієнт, См/м; $a1, a2$ – безрозмірні коефіцієнти; $gk = 0,09128$; $ht = 0,27(mh-hs)+0,0047$; $alh = gk(a1 \cdot h1 + a2 - 1)/(0,0025 - ht)$; $alh2 = -alh$; $bet = (0,0025 - ht(a1 \cdot h1 + a2)) \cdot gk/(0,0025 - ht)$; $a1 = 0,8639$; $a2 = 0,1169$.

Для вирішення задачі потрібно отримати аналітичну функцію $\sigma(p, x)$, де σ – питома провідність тканини між електродами (усереднена за об'ємом і однакова для кожного елементарного об'єму), См/м, p – тиск тканини електродами (рис. 6), Па, x – значення координати по осі абсцис геометричної моделі, м.

Формулу (4) отримано при вирішенні геометричного завдання для побудови плоскої фігури (рис. 7а) з використанням довільно взятих параметрів $hs, mh, gk, a1$ і $a2$ за умови, що $mh = 6,9$ мм (як у експерименті). Константи $gk, a1$ і $a2$ отримано в MS Excel шляхом запуску функції підбору даних параметрів до дотримання умов табл. 1. Для розрахунку значення параметра gk (рис. 7б), що відповідає провідності нестиснутої тканини ($hs/mh = 1$), було необхідно підібрати його таким чином, щоб розраховане значення імпедансу на моделі в COMSOL дорівнювало 760 Ом, як у експерименті (табл. 1). Для цього в MS Excel уведено формули розрахунку імпедансу та зроблено добір значення σ так, щоб отриманий імпеданс на моделі дорівнював 760 Ом.

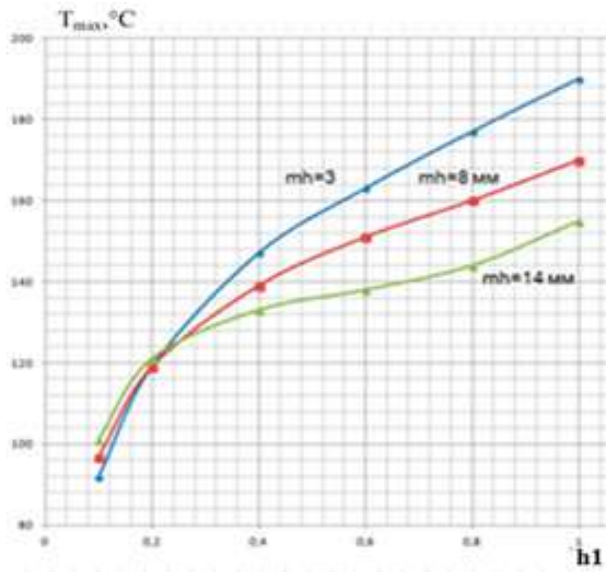
Для отримання залежності питомої провідності тканини $\sigma(x)$ для трьох значень зусиль стиснення

$p1, p2$ і $p3$ використано «апроксимуючі можливості» розширення CfTool пакета Matlab (рис. 7б).

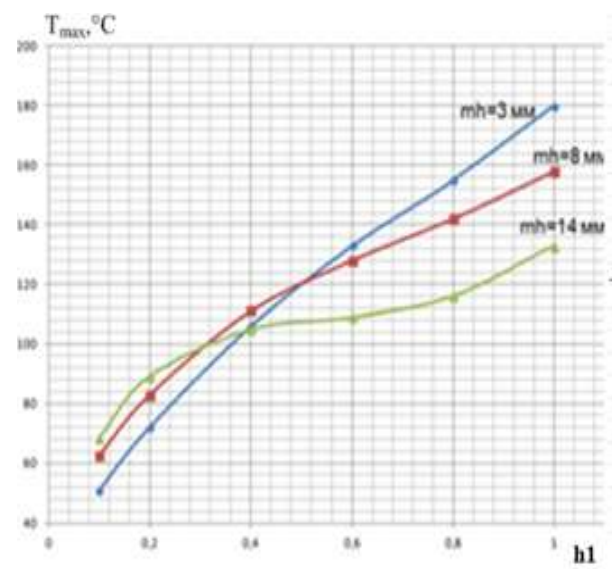
На графіку (рис. 8а) представлено залежність розрахункової максимальної температури нагріву T_{max} від відносної величини $h1=hs/mh$ при різних значеннях mh . При значенні $h1$, що приблизно дорівнює 0,2, значення T_{max} є однаковим при різних значеннях mh . Ця властивість може бути цікавою практично, оскільки дозволить хірургу, який навчився «відчувати» ступінь (величину) стиснення МБТ, забезпечити необхідну температуру нагрівання, що буде заздалегідь встановлено напругою стабілізованого джерела живлення. Аналогічна ситуація спостерігається при використанні джерела стабілізованого струму Іст при значенні $h1$, що приблизно дорівнює 0,4 (рис. 8б) і джерела стабілізованої потужності при значенні $h1$, що приблизно дорівнює 0,1 (рис. 8с).

Слід зазначити, що при використанні джерел $U_{ст}$ та $I_{ст}$ при збільшенні ступеня стиснення МБТ температура T_{max} зменшується. Це передбачає збільшення провідності МБТ при стисненні і, відповідно, збільшення струму. Проте при використанні стабілізованого джерела потужності $P_{ст}$ ситуація змінюється на протилежну (рис. 8).

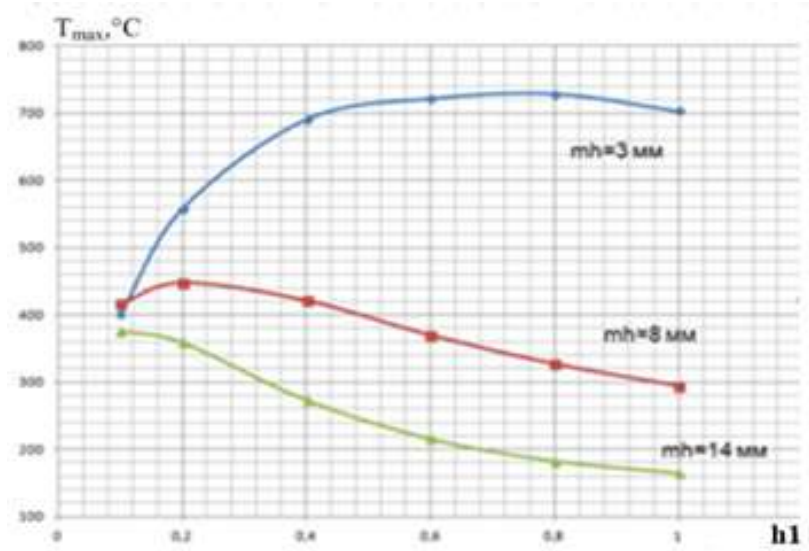
Розрахунок імпедансу моделі. Величина імпедансу моделі, вимірюного на торцях електричних затискачів (рис. 5), за інших рівних умов залежить від зусилля стискання тканини затискачами p , частоти струму джерела живлення f і від температури тканини T при зварюванні. Температура зварювання визначається Джоулевым нагріванням при проходженні електричного струму через тканину. Процес нагрівання та температура тканини між затискачами залежать від часу. У зв'язку з цим стаціонарність процесу зміни опору є відносною. Можна говорити про імпеданс тканини в перший момент прикладення напруги зварювання або в останній момент, коли процес нагріву та температура тканини при зварюванні досягає своєї термодинамічної рівноваги.



а

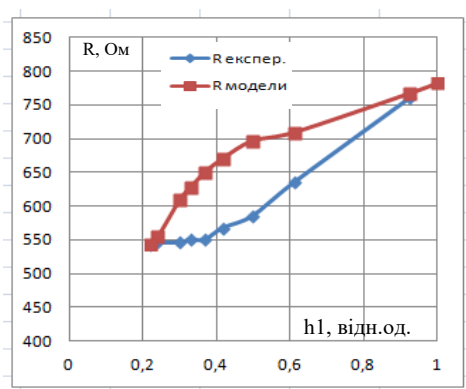


б

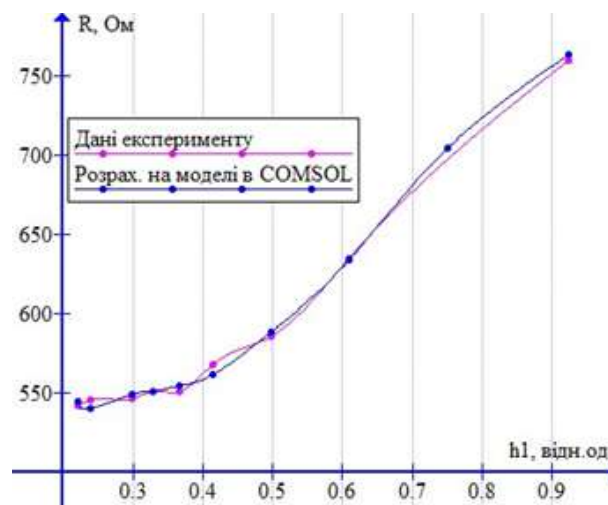


с

Рис. 8. Залежність максимального значення температури при нагріві $T_{\max}$ від відносної величини стиснення біологічної тканини $h1$: при $U_{ct} = 60$ В (а); $I_{ct} = 1,018$ А (б); при $P_{ct} = 103,8$ Вт (с)



а



б

Рис. 9. Відмінність експериментальних і розрахункових значень імпедансу тканини (а); залежність імпедансу тканини від h_1 при $m_h = 6,9$ мм і $f = 0,3$ кГц після введення в розрахункову формулу коригуючих коефіцієнтів (б)

У крайніх точках стиснення тканини значення імпедансу моделі (за моделлю COMSOL) відповідали експериментальним даним (як у табл. 1). При встановлених (як у експерименті) необхідних даних $f = 300$ Гц і $m_h = 6,9$ мм виявилася невідповідність у проміжних точках вимірюваного діапазону (рис. 9а).

Рівень нижньої «полиці» графіку рис. 7б прямо пропорційний h_1 , тобто верхній рівень відповідає значенню $h_1 = 1$, а нижній рівень – значенню $h_1 = 0,22$ (як у експерименті, табл. 1). Після введення в розрахункову формулу відповідної нелінійності залежність значення імпедансу тканини від h_1 отримала значення, наведено на рис. 9б.

Аналіз впливу частоти джерела живлення та температури нагріву на імпеданс моделі. Найзручнішим для реалізації виявився метод уведення поправочного множника pw_4 для $\sigma(p, x)$, залежного від f і h_1 . Для нього використано кусково-лінійну апроксимацію (5).

$$pw_4(f) = \begin{cases} 1, & f \in [0; 299]; \\ 0,003 \cdot h_1 + 1,0001, & f \in [300; 999]; \\ 0,0173 \cdot h_1 + 1,0275, & f \in [1000; 2999]; \\ -0,0066 \cdot h_1 + 1,0489, & f \in [3000; 9999]; \\ -0,0217 \cdot h_1 + 1,1013, & f \in [10000; 29999]; \\ 0,0466 \cdot h_1 + 1,2285, & f \in [30000; 99999]; \\ 0,0037 \cdot h_1 + 1,6401, & f \in [100000; 299999]; \\ 0,2571 \cdot h_1 + 2,1398, & f \in [300000; 999999]; \\ 3, & f \in [1000000; 10000000]; \end{cases} \quad (5)$$

У табл. 2 наведено розрахунок імпедансу за допомогою моделі на COMSOL.

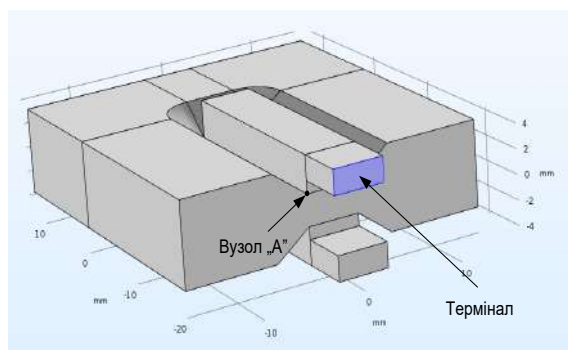
Похибка розрахунку значення $R(h_1, f)$ за допомогою моделі по відношенню до експериментальних даних не перевищує 3 %.

Аналіз впливу частоти джерела живлення та температури на імпеданс моделі проводився при $m_h = 6,9$ мм; $U_{ст} = 33,1$ В при частотах 0,3, 20 і 300 кГц при $h_s = 6,899, 2,53$ і 1,52 мм, що відповідало величині стиснення тканини між електродами $p = 0; 0,56$ і 1,06 МПа.

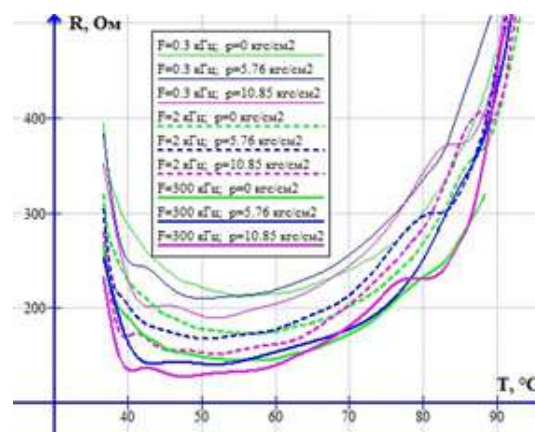
Таблиця 2

Дані розрахунку значення $R(h_1, f)$ за допомогою моделі

h1, відн. одиниць	Імпеданс, Ом						
	Частота джерела живлення, кГц						
	0,3	1	3	10	30	100	300
0,923	762	732	733	706	601	465	321
0,608	635	612	608	584	506	387	277
0,497	589	569	564	541	471	359	260
0,414	562	544	538	516	451	343	251
0,367	555	537	531	508	446	338	249
0,329	551	534	527	504	444	336	248
0,298	550	533	526	503	443	336	248
0,239	541	523	517	494	437	330	246
0,220	546	530	522	498	441	333	249



а



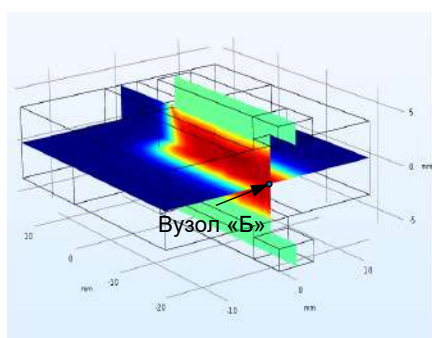
б

Рис. 10. Розташування вузла «А» і «терміналу» на моделі (а); залежність імпедансу моделі R у вузлі «А» від джоулевого нагріву T при $U_{ст} = 33,1$ В, різних частотах джерела живлення і величин стиску тканини між електродами (б)

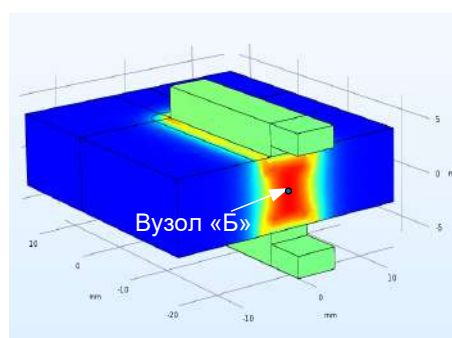
Імпеданс моделі визначався як відношення напруги та струму на електродах у ланцюгу живлення моделі, а температура розраховувалася для вузлової точки моделі «А» (рис. 10а). Результати розрахунків залежності імпедансу моделі R у вузлі «А» від джоулевого нагріву наведено на рис. 10б.

Розрахунки показали, що при нагріванні моделі у вузлі «А» імпеданс спочатку зменшується, а потім зростає.

Вузлова точка «А» є найближчою точкою до місця максимального нагріву тканини вузла «Б» (рис. 11).

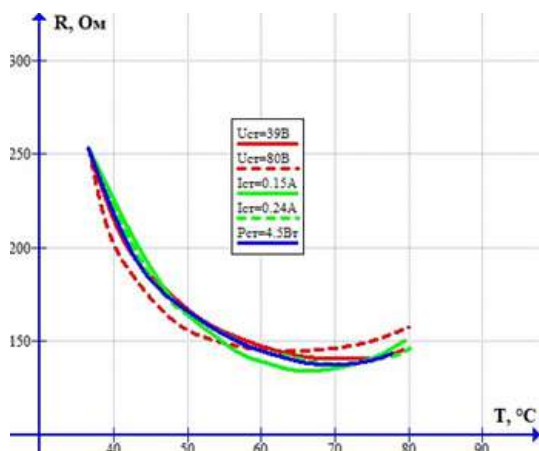


а

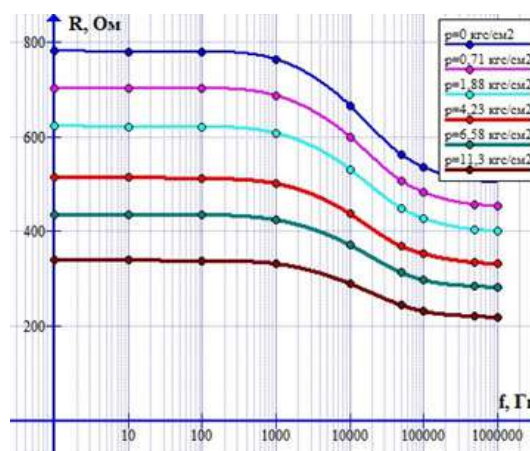


б

Рис. 11. Місце розташування точки максимального нагріву моделі (вузол «Б»): а – перетин площин XY і YZ; б – загальний вигляд



а



б

Рис. 12. Залежність імпедансу моделі R із не стиснутою тканиною від температури T (а); залежність імпедансу моделі R від частоти f при різних величинах стиску тканини p (б)

Похибка розрахунку значення $R(h1, f)$ за допомогою моделі по відношенню до експериментальних даних не перевищує 3 %.

Аналіз впливу частоти джерела живлення та температури на імпеданс моделі проводився при $mh = 6,9$ мм; $Uст = 33,1$ В при частотах 0,3, 20 і 300 кГц при $hs = 6,899, 2,53$ і $1,52$ мм, що відповідало

величині стискання тканини між електродами $p = 0; 0,56$ і $1,06$ МПа. Імпеданс моделі визначався як відношення напруги та струму на електродах у ланцюгу живлення моделі, а температура розраховувалася для вузлової точки моделі «А» (рис. 10а). Результати розрахунків залежності імпедансу моделі R у вузлі «А» від джоулевого

нагріву наведено на рис. 10б. Розрахунки показали, що при нагріванні моделі у вузлі «А» імпеданс спочатку зменшується, а потім зростає.

Вузлова точка «А» є найближчою точкою до місця максимального нагріву тканини вузла «Б» (рис. 11).

Показано залежність імпедансу моделі R від температури в точці (вузол «Б») максимального нагріву моделі (рис. 12а,б). Дослідження включало значення стабілізованої напруги (39 і 80 В), що сильно відрізняються; значення стабілізованого струму (0,15 і 0,24 А), які також сильно відрізняються, і стабілізовану потужність $P = 4,5$ Вт при частоті $f = 66$ кГц, $m_h = 6,9$ мм і $h_s = 6,899$ мм, тобто із не стиснутою тканиною. Як бачимо, характер змінення R від T практично однаковий для всіх використаних в експерименті варіантів електричного живлення.

Теоретично імпеданс матеріалу при стабілізованій температурі, незмінних геометричних розмірах, частоті електричного струму, що проходить, внутрішній структурі не повинен залежати від величини електричного струму, що протікає через нього, в тому випадку, якщо питомий опір матеріалу є ізотропним для кожного елементарного об'єму матеріалу. На рис. 12б наведено залежність імпедансу моделі від частоти напруги живлення для різних величин стискання МБТ. При стисканні м'яка біологічна тканина перестає бути ізотропною, про що свідчать наведені дані.

Аналіз виявив, що при нагріванні моделі імпеданс спочатку зменшується, а потім зростає (рис. 10б, рис. 12а). Збільшення міри стискання призводить до зменшення імпедансу і це спостерігається при різних частотах (рис. 12б). Також із збільшенням частоти живлення імпеданс МБТ зменшується після 1000 Гц (рис. 12б) [10].

Висновки. Основним наслідком стиснення електродами електрохірургічних інструментів при

біполярному високочастотному зварюванні є значне зменшення товщини тканин ще до протікання через них електричного струму нагріву. При рівнях тиску електродів, що застосовуються при зварюванні, товщина тканин зменшується в 5...15 і більше разів. Подальше зменшення товщини тканин у результаті їх нагріву зварювальним струмом являється значно нижчим і складає не більше 10...20 % від товщини тканини на початку її нагріву.

Основною причиною зменшення товщини тканин при прикладенні зусилля до електродів є їх зневоднення. МБТ на 70...80 % складаються з води. При стисненні внаслідок утворюваного градієнта тиску виникає масоперенесення води з області стиснення в суміжні, не стиснуті, області тканини.

Повне зневоднення тканин із початковою вологістю 70...80 % повинно викликати зменшення товщини лише в 3...5 разів. Реальне зменшення товщини ще в 2...3 рази більше. Це можна пояснити видаленням деякої кількості білків разом із водою з області стиснення, а також переміщенням деформованих частин структурних білків у нестиснуту область.

Зневоднення тканин призводить до значної зміни їх електрофізичних властивостей. Електропровідність тканин повністю залежить від вмісту води, а конкретніше – від наявності електролітів. У порівнянні з тканинною рідиною сухий залишок тканин є електро- та теплоізолятором. Тому стиснення тканин, у першу чергу, значно змінює їх електро- та теплопровідність.

Порівняння впливу різних видів джерел електроенергії на температуру нагріву МБТ дозволяє зробити висновок, що використання джерел стабілізованої потужності та стабілізованого струму являється прийнятнішим через менший вплив міри стиснення МБТ на температуру нагріву у порівнянні з джерелом стабілізованої напруги.

Це особливо важливо, оскільки у ручному режимі зварювання контроль за мірою стиснення МБТ – складне завдання для хірурга.

Вплив температури нагріву та частоти джерела струму на імпеданс моделі за характером змінення відповідають експериментальним даним.

Література.

1. Дискуссионные вопросы высокочастотной электросварки биологических тканей / Музыченко П. Ф., Черняк В. А., Ланкин Ю. Н., Эргард Н. Н., Хохлова Р. А. // Клінічна хірургія. – 2018. – № 85 (5). – С. 63–65.
2. Thermal fusion: effects and interactions of temperature, compression, and duration variables / D. G. Reyes, S. I. Brown, L. Cochrane, L. S. Motta, A. Cuschieri // Surg Endosc. – 2012. – Vol. 26 (12). – P. 3626–3633.
3. Rationale, bench testing and in vivo evaluation of a novel 5 mm laparoscopic vessel sealing device with homogeneous pressure distribution in long instrument jaws / S. Eick, B. Loudermilk, E. Walberg, M. N. Wente // Annals of Surgical Innovation and Research. – 2013. – Vol. 7 (1). – P. 15.
4. Consistency and sealing of advanced bipolar tissue sealers / E. G. Chekan, M. A. Davison, D. W. Singleton, J. Z. Mennone, P. Piet Hinoul // Medical Devices: Evidence and Research. – 2015. – Vol. 8.
5. Radiofrequency-induced small bowel thermofusion: an ex vivo study of intestinal seal adequacy / S. Arya, N. Hadjievangelou, S. Lei, H. Kudo, R. D. Goldin, et al. // Surgical Endoscopy. – 2013. – Vol. 27. – P. 3485–3496.
6. Частотні залежності імпедансу еквівалентних електричних схем заміщення живих біологічних тканин, які моделюють норму та патологічний стан
7. Розрахунки показали, що при нагріванні моделі імпеданс спочатку зменшується, а потім зростає. Збільшення міри стиснення призводить до зменшення імпедансу і це спостерігається при різних частотах. Також зі збільшенням частоти живлення імпеданс МБТ зменшується після 1000 Гц.
8. Основные биофизические свойства мягких живых тканей при электросварке / Лебедев А. В., Дубко А. Г., Лопаткина Е. Г. // Вісник НТУУ «КПІ». Машинобудування: збірник наукових праць. – 2011. – № 61, Т. 2. – С. 130–133.
9. Моделювання анізотропії питомої електропровідності біологічної тканини, яка виникає за локального стискання електродами для біполярного зварювання / Ланкін Ю. М., Соловйов В. Г., Романова І. Ю. // Технічна електродинаміка. – 2021. – № 2. – С. 13–19.
10. Дослідження зміни питомої електропровідності біологічних тканин в результаті локального стискання електродами при біполярному зварюванні / Ланкін Ю. М., Соловйов В. Г., Романова І. Ю. // Автоматичне зварювання. – 2021. – № 1. – С. 38–43.

References.

1. Muzychenko, P. F., Chernyak, V. A., Lankin, Yu. N., Ergard, N. M., Khokhlova, R. A. (2018). The discussion issues in a high frequency electric welding of biological tissues. *The Ukrainian Journal of Clinical Surgery*, 85 (5), 63–65. DOI: hiruriya.com.ua/index.php/journal/article/view/429.
2. Reyes, D. G., Brown, S. I., Cochrane, L., Motta, L. S., Cuschieri, A. (2012). Thermal fusion: effects and interactions of temperature, compression, and duration variables. *Surg Endosc.*, 26 (12), 3626–3633. DOI:10.1007/s00464-012-2386-1.
3. Eick, S., Loudermilk, B., Walberg, E., Wentz, M. N. (2013). Rationale, bench testing and in vivo evaluation of a novel 5 mm laparoscopic vessel sealing device with homogeneous pressure distribution in long instrument jaws. *Annals of Surgical Innovation and Research*, 7 (1), 15. DOI:10.1186/1750-1164-7-15.
4. Chekan, E. G., Davison, M. A., Singleton, D. W., Mennone, J. Z., Piet Hinoul, P. (2015). Consistency and sealing of advanced bipolar tissue sealers. *Medical Devices: Evidence and Research*, 8. DOI:10.2147/MDER.S79642.
5. Arya, S., Hadjievangelou, N., Lei, S., Kudo, H., Goldin, R. D. et al. (2013). Radiofrequency-induced small bowel thermofusion: an ex vivo study of intestinal seal adequacy. *Surgical Endoscopy*, 27, 3485–3496. DOI:10.1007/s00464-013-2935-2.
6. Nikitin, V., Dubko, A. (2023). Frequency dependences of the impedance of the equivalent electrical shems of substitution of living biological tissues that simulate the normal and pathological state. *International Science Journal of Engineering & Agriculture*, 2 (2), 10–20. DOI:10.46299/j.isjea.20230202.02.
7. Rossmann, C., Haemmerich, D. (2014). Review of temperature dependence of thermal properties, dielectric properties, and perfusion of biological tissues at hyperthermic and ablation temperatures. *Crit Rev Biomed Eng.*, 42 (6), 467–492. DOI:10.1615/critrevbiomedeng.2015012486.
8. Lebedev, A. V., Dubko, A. G., Lopatkina, E. G. (2011). Basic biophysical properties of soft living tissue during electric welding. *Journal of mechanical engineering NTUU «Kyiv polytechnic institute»*, 61 (2), 130–133. DOI:10.1016/j.jme.2011.02.013.
9. Lankin, Yu. M., Solovyov, V. G., Romanova, I. Yu. (2021). Modelling of the anisotropy of the specific electrical conductivity of biological tissue arising at local compression by bipolar welding electrodes. *Tekhnichna elektrodynamika*, 2, 13–19. DOI:10.15407/techned2021.02.013.
10. Lankin, Yu. M., Solovyov, V. G., Romanova, I. Yu. (2021). Study of change in specific electrical conductivity of biological tissues as a result of local compression by electrodes in bipolar welding. *The Paton Welding J.*, 1, 35–39. DOI:10.37434/tpwj2021.01.07.

ORCID:

Volodymyr G. Solovyov: 0000-0002-1454-7520

Yurii M. Lankin: 0000-0001-6306-8086

Iryna Yu. Romanova: 0000-0001-7154-1830