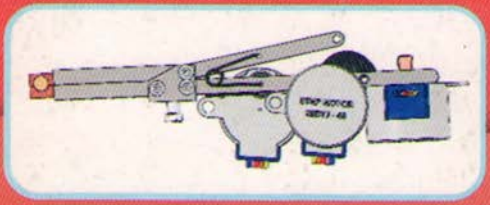
В. А. Черняк
П. Ф. Музиченко
К. К. Карпенко

МОЖЛИВОСТІ ТА ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ ТЕХНОЛОГІЇ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН У ХІРУРГІЇ



ОБОВ'ЯЗКОВИЙ ПРИМІРНИК

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

В. А. Черняк
П. Ф. Музиченко
К. К. Карпенко

МОЖЛИВОСТІ ТА ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ ТЕХНОЛОГІЇ ВИСОКОЧАСТОТНОГО ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАННЯ ЖИВИХ ТКАНИН У ХІРУРГІЇ

Монографія

НАЦІОНАЛЬНА 5
НАУКОВА МЕДИЧНА
БІБЛІОТЕКА УКРАЇНИ
01033, м.Київ, вул. Л.Толстого, 7

КИЇВський ВПЦ УНІВЕРСИТЕТ 2021

УДК 616.14-089.84-7:621.791.7
Ч 49

Рецензенти:
д-р техн. наук, проф. І. В. Крівцун
(Інститут електрозварювання імені Б. О. Патона НАН України),
д-р мед. наук, проф., гол. наук. співроб. Л. М. Чернуха
(Національний інститут хірургії і трансплантології
імені О. О. Шалімова НАМН України)

Ухвалено до друку науково-технічною радою
Київського національного університету імені Тараса Шевченка
(протокол № 8 від 25 листопада 2020 року)

Черняк В. А.

Ч 49 Можливості та перспективи застосування технології високочастотного електрозварювання живих тканин у хірургії : монографія В. А. Черняк, П. Ф. Музиченко, К. К. Карпенко. – К. : ВПЦ "Київський університет", 2021. – 127 с.

ISBN 978-966-933-126-7

Розглянуто перспективи розвитку нових напрямів у хірургії, насамперед "електрозварювання" біологічних тканин, яке ґрунтується на принципі дозованої подачі модульованого струму, автоматично генерованого залежно від конкретного тканинного імпедансу. Описано можливості застосування технології ВЧ-електрозварювання біологічних тканин як в умовах експерименту, так і клініки. Проаналізовано величини механічного стиснення м'яких тканин під час електрозварювання. Експериментально досліджено температурні режими при контактному електрозварюванні біологічних тканин. Розглянуто експеримент із заварювання (перескриття) судин великого діаметра (10–15 мм) за допомогою пристрою "Руслан" і проведено перевірку на герметичність зварного шва за допомогою манометра. Проаналізовано перші кроки розробки та виготовлення інструменту для електрозварювання судин великого діаметра.

Для науковців, лікарів-хірургів, лікарів-курсантів післядипломної освіти, аспірантів і може бути корисним доповненням до існуючих методичних настанов та посібників.

УДК 616.14-089.84-7:621.791.7

ISBN 978-966-933-126-7

© Черняк В. А., Музиченко П. Ф., Карпенко К. К., 2021
© Київський національний університет імені Тараса Шевченка, ВПЦ "Київський університет", 2021

ЗМІСТ

ПЕРЕДМОВА 5

ВСТУП 7

РОЗДІЛ 1
Вивчення величини механічного стиснення м'яких тканин під час електрозварювання 11

РОЗДІЛ 2
Експериментальне дослідження температурних режимів при контактному електрозварюванні біологічних тканин 21

РОЗДІЛ 3
Експеримент із заварювання (перекриття) судин великого діаметра (10–15 мм) за допомогою пристрою для електрозварювання "Руслан" і перевірка на герметичність зварного шва за допомогою манометра 30

РОЗДІЛ 4
Перші кроки розробки та виготовлення інструменту для електрозварювання судин великого діаметра 32

РОЗДІЛ 5
Результати експерименту на біоімітаторах (трупних судинах) за допомогою розробленого пристрою "Алігатор" для електрозварювання судини 35
5.1. Розробка пристрою "Алігатор" для електрозварювання судин великого діаметра 35
5.2. Експеримент з електрозварювання на біоімітаторах 38

РОЗДІЛ 6
Розробка пристрою для електрозварювання судин нового покоління 41

РОЗДІЛ 7
Апробація пристрою типу "Степлер"
для відновлення кишечника електрозварюванням 45

РОЗДІЛ 8
Проведення електрозварювання кишечника за допомогою
біполярного електрозатискача, біполярних пінцетів
і пристрою для електрозварювання "Руслан" 47

РОЗДІЛ 9
Новий пристрій для дистанційної ендоабляції
трубчастих структур людини..... 51
9.1. Результати гістологічних досліджень
заварених судин (біоімітаторів) 53
9.2. Експеримент із використанням тонкого кишечника
експериментальної тварини (кроля)..... 54
9.3. Структурні зміни тканин кишечника тварини
при електрозварюванні..... 56

РОЗДІЛ 10
Експериментальне застосування електрозварювального
пристрою авторської конструкції для одномоментного
з'єднання порожнистих структур 58

РОЗДІЛ 11
Ендовенозне електрозварювання як новий метод
у лікуванні варикозної хвороби вен нижніх кінцівок..... 65

РОЗДІЛ 12
Результати впровадження в клінічну практику ендоскопічної
субфасціальної дисекції неспроможних перфорантних вен
із застосуванням технології високочастотного
електрозварювання в хірургії післятромботичної
хвороби нижніх кінцівок..... 74
12.1. Клінічне застосування ендоскопічного
електрозварювального комплексного пристрою
для субфасціальної дисекції перфорантних вен 82
12.2. Клінічні приклади..... 84

РОЗДІЛ 13
Морфологічні зміни та механічна міцність електрозварного шва тонкої кишки залежно від тривалості впливу високочастотного струму 91

РОЗДІЛ 14
Розробка нових методик оперативного лікування хворих ортопедо-травматологічного профілю із застосуванням електрозварювання 99

ЛІТЕРАТУРА 110

ДОДАТКИ
Додаток 1. Публікації за темою монографії за 2013–2020 роки 112
Додаток 2. Патенти за темою монографії 122

ВСТУП

Актуальність монографії зумовлена тим, що в Україні стали надвичайно поширеними захворювання магістральних судин і елементів шлунково-кишкового тракту та високий рівень травматизму в зоні АТО. Впровадження методики високочастотного зварювання живих м'яких тканин може сприяти підвищенню якості надання екстреної медичної допомоги пацієнтам і пораненим із захворюваннями та травматичними пошкодженнями шлунково-кишкового тракту й судинної системи за рахунок зменшення часу, необхідного для проведення медичних заходів, не впливаючи деструктивно на живі тканини пацієнта.

У хірургії, при проведенні оперативних втручань, давно з успіхом використовують різні медичні прилади, які полегшують роботу хірургів, скорочують час оперативного втручання за рахунок ефективного гемостазу за допомогою монополярної електрокоагуляції, кріо- та ультразвукового, лазерного і плазмового скальпеля [1, 8, 11]. До останнього часу найбільш доступним і поширеним в Україні був метод монополярної електрокоагуляції [2, 13, 15]. Проте зазначені пристрої і методи їхнього застосування не позбавлені тих чи інших недоліків, і їх використання супроводжується рядом негативних явищ, а саме: термічним ушкодженням тканини на неконтрольовану глибину, що призводить до опіків і некротичних змін навколишніх тканин і, як наслідок, до розвитку запалення, що подовжує терміни загоєння рани, до деформації і формування грубої рубцевої тканини [2]; можливістю зупинити тільки капілярну кровотечу, тобто перекрити судину діаметром до 1 мм [3, 10]; налипанням тканини на наконечник інструменту, що знижує ефективність гемостазу і вимагає його очищення в процесі роботи; наявністю підвищеного утворення токсичного диму з неприємним запахом під час виконання гемостазу [4, 11]. Для того, щоб відновлення фізіологічних функцій прооперованого органа або тканини відбувалося досить швидко і не викликало ускладнень, термічна дія має бути, з одного боку, мінімальною, а з іншого, – достатньою для отримання надійного

гемостазу. Цим вимогам відповідає процес біполярного електрозварювання м'яких живих тканин, на відміну від традиційного процесу монополярної електрокоагуляції та інших різновидів фізичної дії, при яких перегрівання або переохолодження тканини в місці розташування електродів призводить до втрати її життєдіяльності [13]. Одним із порівняно нових напрямів у хірургії є *електрозварювання біологічних тканин*, яке ґрунтується на принципі дозованої подачі модульованого струму, автоматично генерованого залежно від конкретного тканинного імпедансу [8].

Технологія електрозварювання була створена на основі наукових розробок співробітників Інституту електрозварювання імені Є. О. Патона Національної академії наук України. Перші спроби, спочатку експериментального застосування, а потім і клінічного, були проведені в Інституті експериментальної хірургії та трансплантології НАМН України. Згодом досвід колег був переданий і в інші Інститути НАМН України та клініки вищих навчальних закладів України хірургічного профілю. Закордонні спеціалісти з явною зацікавленістю сприйняли досвід українських вчених. Сьогодні в багатьох державах світу, як США, Китай, Франція, Великобританія та інші, використовують і вдосконалюють цю методику. Такий великий інтерес вчених-хірургів забезпечується тим, що завдяки тканинозберігаючому ефекту при енергетичній дії на прооперований орган проявляється незначна деструктивна дія на живу тканину, що дозволяє робити одномоментно розріз і коагуляцію майже без порушення морфоструктури тканини [4, 6, 10]. Однак поряд із цим залишаються невідомими багато особливостей використання методики зварювання біологічних тканин в абдомінальній, судинній та інших розділах хірургії.

На сьогодні відсутні конкретні рекомендації щодо застосування режимів роботи високочастотного генератора ЕК-300М1 для електрозварювального з'єднання артерій і вен. Його створили і сьогодні виготовляють в Інституті електрозварювання імені Є. О. Патона Національної академії наук України. Медична наука вимагає проведення систематичної планомірної критично зваженої роботи по накопиченню і впорядковуванню такої інформації, необхідної практичним хірургам, які продовжують набувати практичного досвіду методом спроб і помилок [7, 8]. М'які

біологічні тканини є композитними матеріалами із широким діапазоном властивостей їхніх складових. Вони складаються із клітин, сполучної тканини і біологічних рідин, які, у свою чергу, складаються із фібрилярних і глобулярних білків, а також водних електролітів.

Цілі та завдання роботи:

1) проведення досліджень, які допоможуть краще розуміти процеси, що відбуваються при контактному зварюванні біологічних тканин, а також бажано пізнати властивості і внесок у процес кожної складової композиту;

2) проведення досліджень температурних режимів у зоні електрозварювання;

3) проведення експериментальних досліджень та апробації пристрою оригінальної конструкції "Алігатор" для електрозварювання з використанням трупних судин;

4) експериментальне дослідження на біоімітаторах зварювання судин великого діаметра (10 мм) і перевірка герметичності зварного шва з допомогою манометра;

5) розробка пристрою нового покоління авторської конструкції для електрозварювання судин;

6) проведення досліджень з апробації пристрою типу "степлер" для відновлення цілісності кишечника;

7) проведення досліджень з апробації інструменту оригінальної конструкції для ендоабляції вен при варикозній хворобі;

8) проведення досліджень і запровадження в клінічну практику способу хірургічної обробки неспроможних перфорантних вен із застосуванням хірургічного інструменту авторської розробки на основі технології ВЧ-електрозварювання;

9) використання електрозварювальних та інших низькотемпературних методик при операціях на кістках, сухожилках, мязах, магістральних артеріях шиї;

10) перевірка ступеня впливу ВЧ-електрозварювання на живі тканини, на яких проводились дослідження з електрозварювання, шляхом виговлення та вивчення гістологічних препаратів.

На конкурсі "Наука для безпеки людини та суспільства" (реєстраційний номер проєкту 2020.01/0308) виконана робота

"Застосування вітчизняних лазерних та електрозварювальних технологій у лікуванні ран і трофічних порушень м'яких тканин, спричинених бойовими травмами та захворюваннями магістральних судин" була затверджена та профінансована Національним фондом досліджень України в 2020 р. Видання і друк монографії схвалено науково-технічною радою Київського національного університету імені Тараса Шевченка.

РОЗДІЛ 1
Вивчення величини механічного стиснення м'яких тканин під час електрозварювання

Якісні характеристики при зварюванні м'яких тканин визначають температурним режимом у зоні електрозварювання і зміною характеристик м'яких біологічних тканин, що виникають при стисненні електродами електрохірургічних інструментів у процесі електрозварювання. Відомо, що зварювання м'яких біологічних тканин відбувається за значного тиску електродів електрохірургічних інструментів. Прикладений тиск викликає деформацію зварюваних тканин ще до початку нагрівання зварювальним струмом і, як наслідок, зміну їхніх електричних характеристик.

Метою роботи є дослідження зміни фізичних властивостей м'яких біологічних тканин внаслідок застосування тиску. Знання цих змін необхідно для кращого розуміння фізики процесу зварювання і побудови адекватних математичних моделей процесу. Дослідження проводилися експериментальними методами на спеціально розробленому обладнанні шляхом фізичного моделювання.

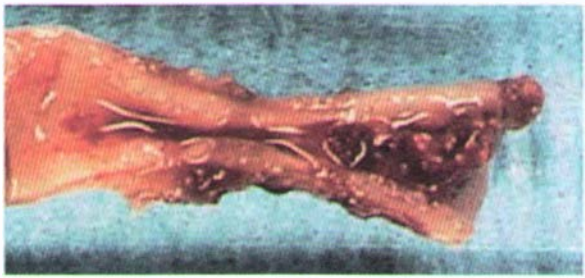
Різниця між коагуляцією і заварюванням у ході експерименту приводилась на прикладі перекриття судин. Електрохірургічне перекриття судин визначається трьома компонентами:

- виділене тепло;
- зусилля стиснення;
- час нагрівання.

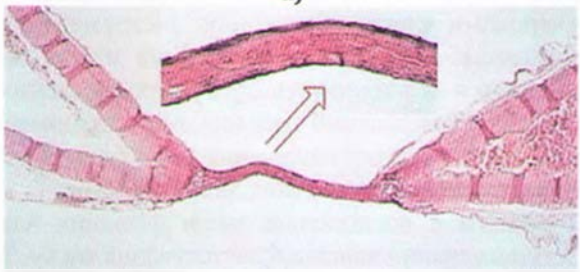
На рис. 1.1, *а* зображено вигляд судини великого діаметра, коагуляція в якому проведена без значного стиснення. На рис. 1.1, *б* представлено судину невеликого діаметра, яка була "заварена" зі значним тиском.

У роботі Г. В Астаф'єва [14] визначено оптимальні величини питомих тисків зшивачів на тканини стравоходу, товстої і тонкої кишки, що становлять 1,0–1,2 кгс/см^2. Установлено, що при стисненні стінок зазначених органів за цих умов забезпечується

герметичність, і в післяопераційний період у тканинах незворотні зміни не спостерігаються (рис. 1.2).



а)



б)

Рис. 1.1. Нагрівання без тиску – коагуляція (а),
перекриття судин діаметром до 11 мм. Тканина зіщулилась
і утворився тромб. Перекриття з утворенням колагенової "пробки".
Нагрівання з тиском – зварювання (б),
перекриття судин діаметром менше 2 мм.
Просвіт невидимий ні неозброєним оком, ні під мікроскопом

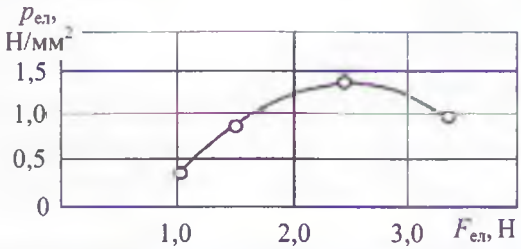


Рис. 1.2. Залежність міцності зварного з'єднання судини (0,8–1,2 мм) лабораторного щура від зусилля стиснення електродів (1,0–1,5 кгс/см²)

Сучасні інструменти для зварювання судин забезпечують питомий тиск у діапазоні 3–30 кгс/см^2. Найкращі результати за цих даних отримують, коли величина питомого тиску відповідає діапазону 8–16 кгс/см^2. Для порівняння контактне зварювання маловуглецевих сталей виробляють за тисків 3,3–14 кгс/мм^2.

Матеріали та методи дослідження. Дослідження проводили на свинячих і телячих внутрішніх органах, узятих після забою тварин не пізніше 3 год і 20 год, відповідно. До досліджень органи зберігали за температури +5 °С. Досліджені органи: аорта, тонка кишка, серцевий м'яз, підшлункова залоза, печінка, легені. Вимірювання модуля повного опору (імпедансу) тканини в діапазоні частот від 0,3 до 300 кГц проводили методом вольтметра-амперметра за синусоїдального струму менше 5 мА на лабораторній зварювальній установці (рис. 1.3).

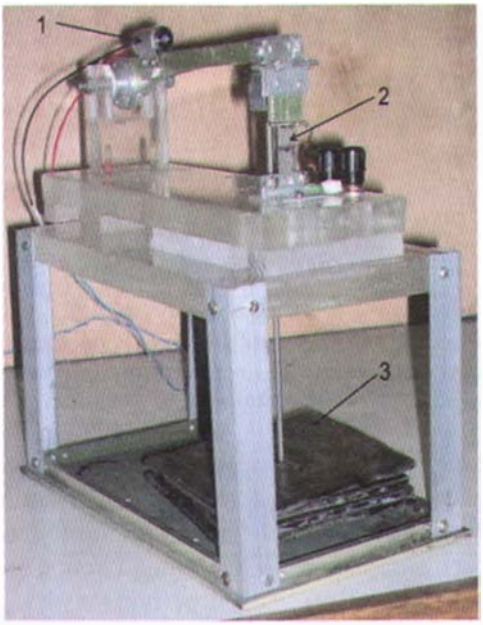


Рис. 1.3. Лабораторна зварювальна установка
(1 – лазерний датчик переміщення електрода, 2 – електроди, 3 – гирі).
Діапазон встановлюваного тиску електродів 0,16–11,2 кгс/см^2.
Перетин електродів 3 х 10 мм. Товщину тканини вимірювали лазерним датчиком із роздільною здатністю +/–15 мкм

Стиснення м'яких біологічних тканин при електричному біполярному зварюванні. Досліджувані тканини на 70–80 % складаються з води. Вважаємо, що зменшення товщини тканини при її стисненні визначається в основному видавлюванням (фільтрацією) води (зневодненням). Концентрація електролітів у воді організму майже незмінна, а сухий залишок тканин трохи електропровідний. Тому питомий опір тканин повністю визначають відносним вмістом води в них (рис. 1.4).

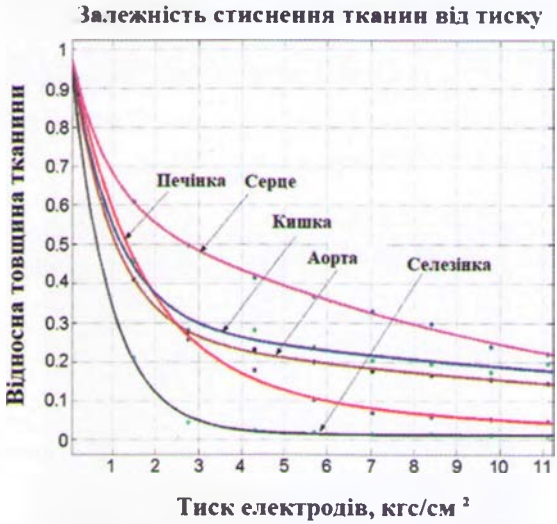


Рис. 1.4. Відношення вихідної і стисненої (за тиску електродів 11 кгс/см²) товщини тканини: серцевий м'яз – 4; аорта – 6,2; кишка – 6,8; печінка – 9; селезінка – 20

Отже, за імпедансом і геометричними розмірами можна судити про відносний вміст води в стисненій тканини і супутніх йому фізичних параметрах. Залежність товщини біологічних тканин від питомого тиску істотно нелінійна і добре описується експоненціальним поліномом другого порядку з коефіцієнтом кореляції більше 0,99. Здається, одна з експоненційних складових відображає механічну реакцію колагеномістких, а друга – еластиномістких морфологічних структур досліджених органів.

Електрична модель тканини між електродами:

- тканину розглядають як суспензію діелектричних частинок (білки) у провідному рідкому середовищі (вода з електролітами);
- розподіл діелектричних частинок рівномірний за обсягом тканини між електродами;
- електричне поле між електродами однорідне і не виходить за межі електродів.

Зміна опору тканини при стисненні вивчена шляхом порівняння живих і мертвих тканин (рис. 1.5).

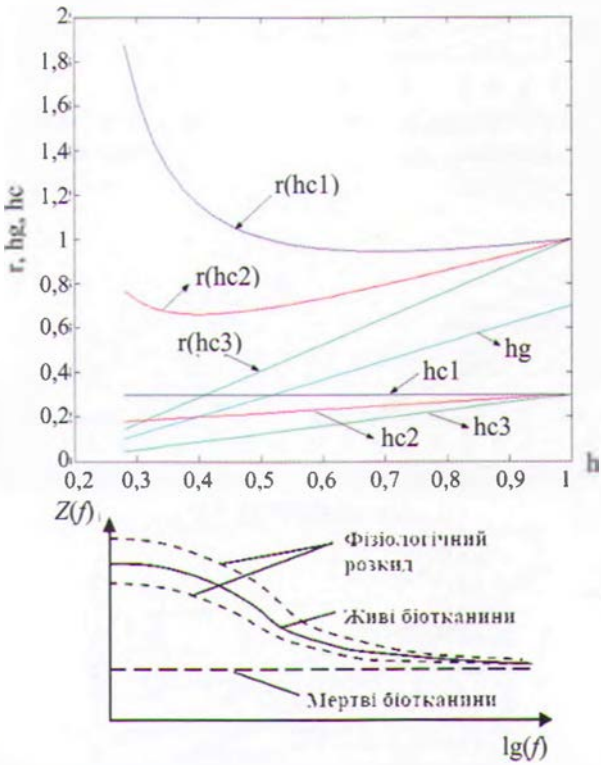


Рис. 1.5. Зміна опору живих і мертвих тканин при їхньому стисненні

Питомий опір тканини. Для всіх тканин тією чи іншою мірою характерне зменшення відповідного вмісту білків із підвищенням тиску електродів. Це, очевидно, викликано як витисненням разом з

водою зважених у ній білкових структур, так і деформацією білкових волокон. Відношення ступеня вмісту води в нестисненому і стисненому органі за тиску 11 кгс/см^2: серцевий м'яз – 2,2; кишка – 2,7; аорта – 2,9; печінка – 3,3; селезінка – 5,7 (рис. 1.6).

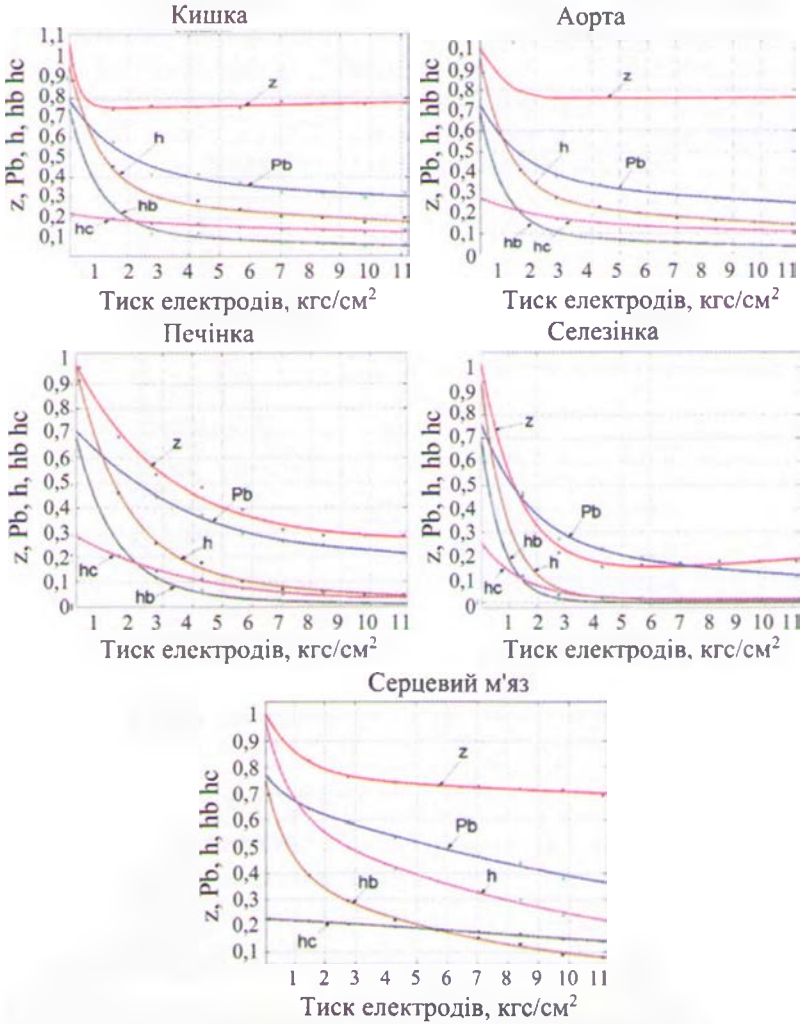


Рис. 1.6. Залежність деяких характеристик тканин різних органів від тиску електродів

Дисперсію імпедансу біологічних тканин зображено на рис. 1.8.

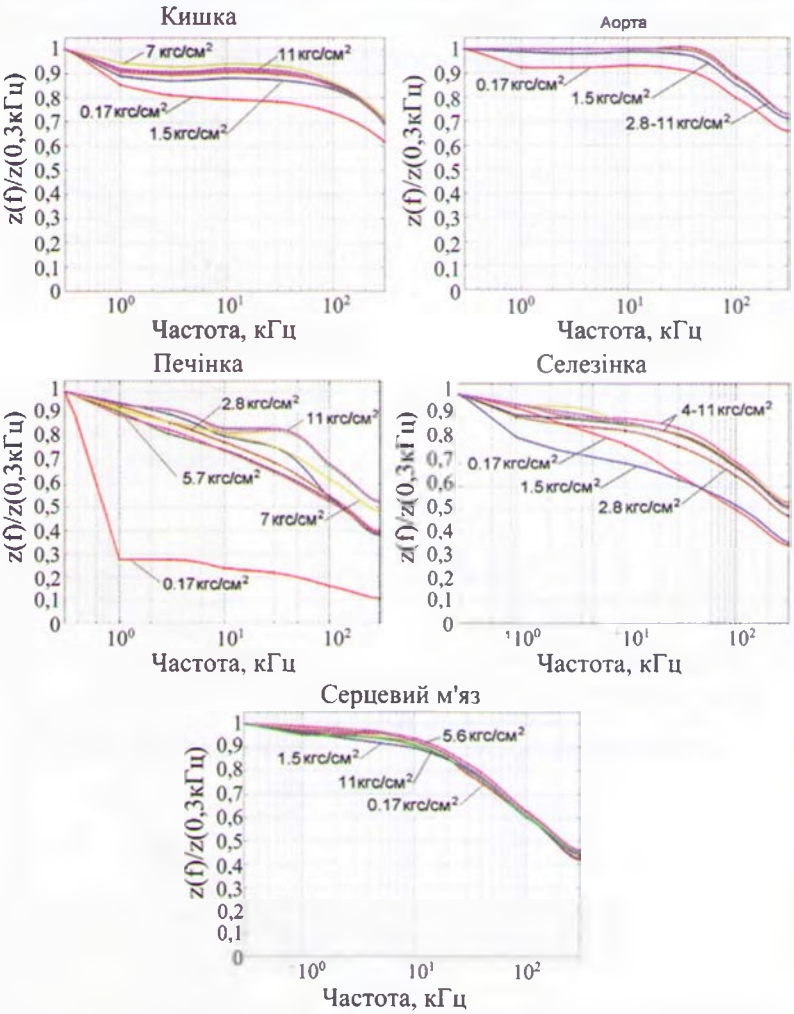


Рис. 1.8. Показники дисперсії імпедансу біологічних тканин

Дисперсія імпедансу безклітинних моделей біологічних тканин. За літературними даними дисперсію імпедансу живих біологічних тканин в основному визначають за станом клітин, і вона зникає з їхньою загибеллю. Експерименти

показали, що електроліти, які визначають електропровідність тканин, і за відсутності клітин також мають властивість дисперсії імпедансу (рис. 1.9). Характер дисперсії імпедансу залежить від структури діелектриків, що містяться в електроліті.

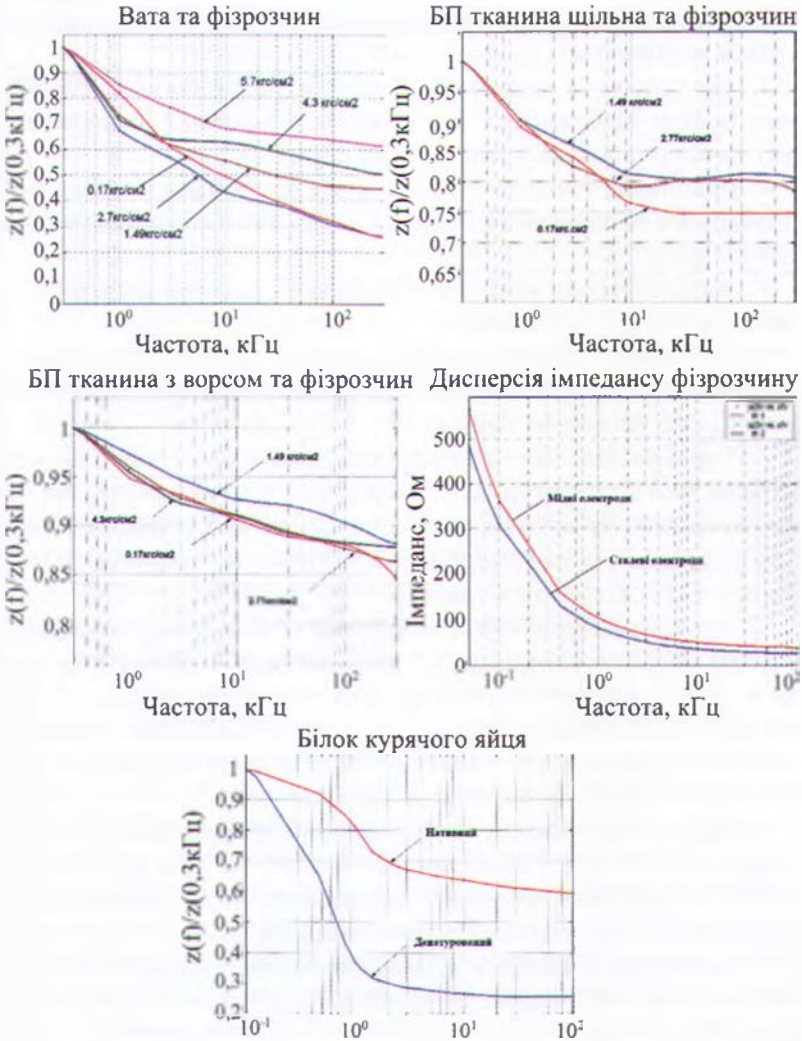


Рис. 1.9. Показники дисперсії і імпедансу безклітинних моделей біологічних тканин

Висновки

1. Електричне зварювання м'яких біологічних тканин виконують за механічної напруги на електродах на порядок більшої, ніж при коагуляції.

2. Існує оптимальний тиск на електродах, при якому забезпечується максимальна міцність зварного з'єднання.

3. При стисненні зварювальними електродами м'яких біологічних тканин відбувається їхня значна деформація залежно від виду тканини в 4,5–10 разів за тиску 11 кгс/см^2.

4. Зменшення товщини тканини між електродами відбувається в основному за рахунок витіснення води, обсяг якої зменшується в 10–30 разів.

5. Обсяг білкових речовин у стисненій тканині зменшується менше, а саме: в 1,4–10 разів.

6. У результаті ступінь вмісту води в стисненій тканині зменшується в 2–6 разів, а питомий опір збільшується в 3–15 разів порівняно з нестисненою тканиною.

7. Оскільки дані за значенням імпедансу біологічних тканин, що зводяться в літературі за біоімпендансом, отримані для нестиснених тканин, то вони абсолютно не придатні для використання в розрахунках і комп'ютерному моделюванні процесів зварювання м'яких біологічних тканин.

8. Зміна параметрів керується – питомим опором і товщиною тканини. Зі збільшенням тиску загальний опір, з одного боку, збільшується зі зростанням питомої величини опору внаслідок зневоднення, а з іншого боку, падає через зменшення товщини тканини. У результаті зі збільшенням тиску опір спочатку спадає, а потім стабілізується або навіть злегка зростає.

9. Дисперсія імпедансу найбільш сильно виражена для ненавантажених тканин у діапазоні частот 0,3–3,0 кГц. Для частот 3–300 кГц дисперсія імпедансу досліджених тканин майже не залежить від прикладеної механічної напруги.

10. Дисперсія імпедансу м'яких біологічних тканин обумовлена не тільки клітинними мембранами, але й усіма іншими компонентами рідинної системи, включаючи електроліти.