

ЕКВІВАЛЕНТНІ СХЕМИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ДЛЯ РЕАЛІЗАЦІЇ ТЕХНОЛОГІЇ ЇХ ЗВАРЮВАННЯ

Д. В. Степаненко¹, к. т. н. П. С. Сафронов¹,
к. т. н. А. Г. Дубко^{1,2}, к. т. н. О. Ф. Бондаренко¹

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

²Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України

Україна, м. Київ

bondarenkoaf@gmail.com

Розкрито переваги хірургічних електроприладів перед іншими для виконання медичних операцій. Наведено еквівалентні схеми заміщення біологічних тканин різних ступенів складності та точності. Представлено удосконалені еквівалентні схеми заміщення, які демонструють високу точність апроксимації результатів експериментальних досліджень завдяки введенню до них еквівалентних опорів та ємностей для різних частотних діапазонів.

Ключові слова: зварювання біологічних тканин, еквівалентні схеми біологічних тканин, опір клітин, ємність клітин, опір міжклітинної рідини.

В сучасній хірургії окрім операцій із використанням класичних інструментів — скальпеля та хірургічних ниток для зшивання — широке розповсюдження отримують хірургічні електроприлади, які за допомогою електричного струму дозволяють проводити роз'єднання та з'єднання біологічних тканин з їх подальшим відновленням, а також зупиняти кровотечі [1]. В деяких лікувальних установах України поступово відбувається перехід до використання подібних приладів для виконання операцій. Поширення технології зварювання біологічних тканин обумовлено такими перевагами перед традиційними методами: розрізання тканин електричним струмом дозволяє помітно зменшити або взагалі виключити кровотрати; швидка зупинка капілярної кровотечі не тільки на малих, а й на великих ділянках тканин; оперативне та якісне "запаювання" судин різних діаметрів при їх серйозному пошкодженні (якщо відбувається кровотеча з судини відносно великого діаметра, рахунок йде на хвилини, тому швидкість в цьому випадку є дуже важливою характеристикою); доволі стрімке та малотравматичне з'єднання розрізаних тканин з подальшим відновленням їх життєвих функцій, причому процес відновлення відбувається набагато швидше в порівнянні зі традиційним зшиванням; внаслідок загалом швидшого проведення маніпуляцій хірург менше втомлюється, що є дуже важливою характеристикою, оскільки саме від стану хірурга залежить здоров'я або навіть життя пацієнта.

При протіканні електричного струму через біологічну тканину відбувається виділення джоулевого тепла. Регулювання виділення тепла за інтенсивністю та часом по-різному впливає на тканини. Зазвичай температура тканини знаходиться в діапазоні 60 — 100°C [2]. Потужність має бути такою, щоб її було достатньо для здійснення потрібного впливу, але водночас якомога меншою, щоб не заподіювати шкоду тканині. Забезпечення цієї умови є відповідальністю розробників електрохірургічних апаратів і потребує в першу чергу використання адекватних еквівалентних схем біологічної тканини, аналіз яких є метою цієї роботи.

До біполярної хірургії, відповідно, відносяться методи впливу за допомогою біполярних інструментів. Кожен такий інструмент з електричної точки зору являє собою два близько розмішених електроди [2]. Оскільки обидва електроди зазвичай знаходяться на відстані порядку лінійних розмірів робочих площ, то більша частина струму протікає лише між цими електродами. Тобто струм проникає на малу глибину в тканині, а не проходить через все тіло. Розподіл поля між електродами залежно від відстані між ними, а також розподіл опору показані на рис. 1. Необхідно відзначити, що для реалізації технології зварювання біологічних тканин потужність має змінюватись в широкому діапазоні: від кількох одиниць до кількох сотень ват, а частота струму зазвичай складає від 200 кГц до 5 МГц [1—3]. Існують передумови для реалізації зварювання постійним струмом. Вибір частоти зварювального струму зазвичай виконується на основі еквівалентної схеми відповідної біологічної тканини.

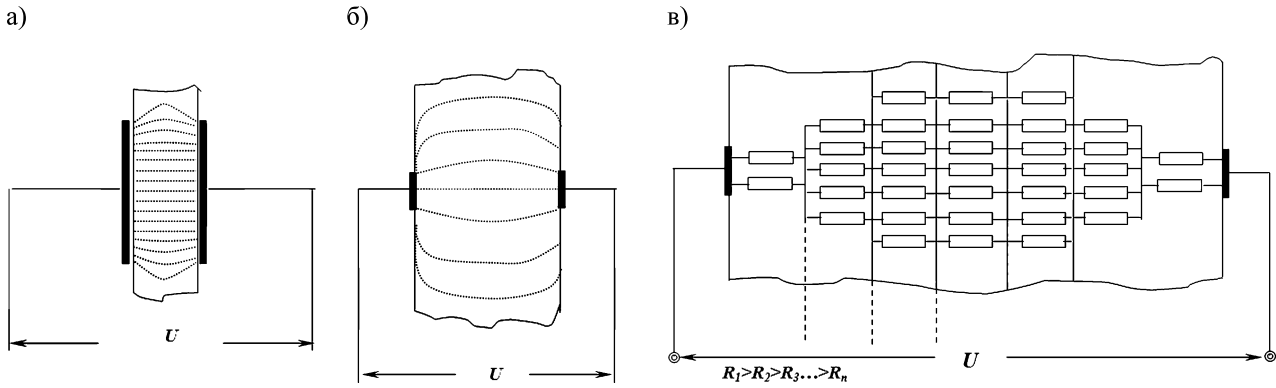


Рис. 1. Розподіл поля між електродами залежно від відстані між ними (а — діаметр електрода більше товщини тканини, б — менше неї) та розподіл опорів (в)

Однією з найбільш точних і повних схем заміщення ділянки біологічної тканини вважається схема, яку наведено на рис. 2, а [4]. Відмінності імпедансу різних тканин одного і того ж організму пов'язані з тканинними та клітинними структурно-функціональними особливостями. Навіть за близької за характером частотної залежності абсолютні значення поляризаційного опору R_p і поляризаційної ємності C_p для різних тканин можуть різнитися на порядок. Великі об'єм та щільність клітинних елементів відповідають вищим значенням імпедансу.

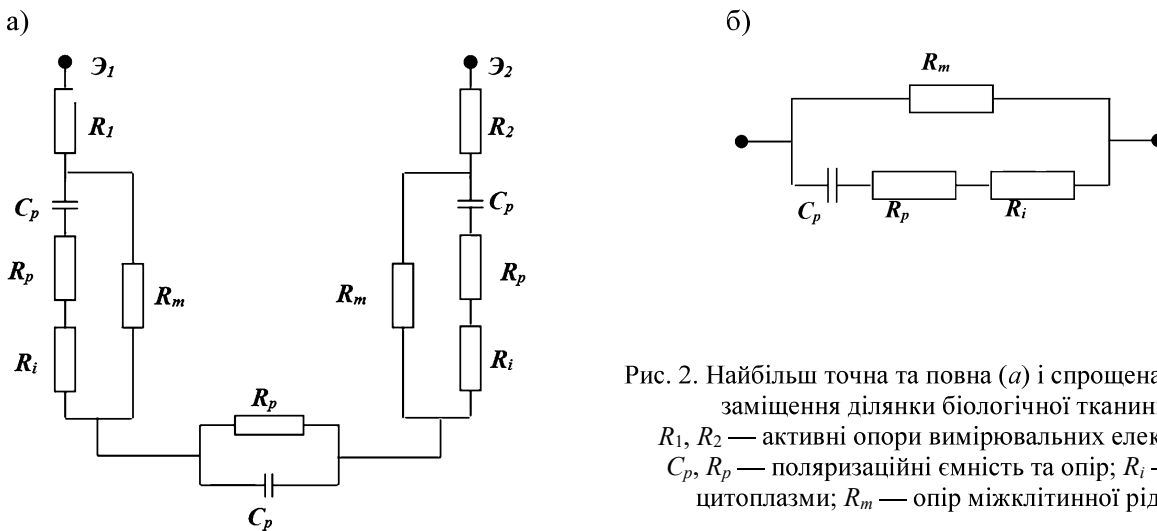


Рис. 2. Найбільш точна та повна (а) і спрощена (б) схеми заміщення ділянки біологічної тканини:
 R_1, R_2 — активні опори вимірювальних електродів;
 C_p, R_p — поляризаційні ємність та опір; R_i — опір цитоплазми; R_m — опір міжклітинної рідини

Будь-яка біологічна тканина складається із сукупності клітин та міжклітинної рідини. На схемі заміщення рис. 2, а R_m моделює опір міжклітинної рідини на деякій ділянці тканини, R_i — опір вмісту клітини, що визначається цитоплазмою, яка за властивостями подібна до електроліту. Ємність клітини утворюється внаслідок накопичення заряду на її мембрані. Найявний також поляризаційний опір R_p , обумовлений інерційністю фізико-хімічних процесів при накопиченні заряду на мембранах. Цей опір є частотозалежним. Оскільки зі збільшенням частоти зменшується імпеданс ємності C_p та R_p , значення середньоквадратичної напруги на еквівалентній ємності теж зменшується. В результаті до еквівалентного опору R_i прикладається напруга з більшим середньоквадратичним значенням й виділяється більша потужність. На частотах порядку кількох мегагерців поляризація мембран буде практично відсутня, й R_p та C_p можна виключити зі схеми. Еквівалентний опір при цьому буде представлений величинами R_i та R_m і визначатиметься концентрацією вільних іонів. Слід відзначити, що на практиці для створення електрохірургічних апаратів не завжди є потреба у використанні таких детальних схем заміщення, тому застосовують спрощені еквівалентні схеми, наприклад схему Фріке, що представлена на рис. 2, б [4, 5].

Врахування дисперсії складових еквівалентних схем біологічних тканин дозволяє виділити три характерні області частот для діелектричної проникності. Зі збільшенням частоти відбувається змен-

шення діелектричної проникності біологічних тканин, що також утворюють зони дисперсії, які показані на рис. 3 [4, 5]: α — дисперсія лежить у ділянці звукового діапазону частот до 1 кГц, вона обумовлена зменшенням ефекту поляризації поверхні клітин, оскільки струм із частотою до 1 кГц протікає в основному по міжклітинниках, а опір клітин для струму низької частоти є великим; β — дисперсія лежить у сфері радіочастот 10^3 — 10^7 Гц, вона обумовлена наявністю клітинних мембран, це враховує участь клітинних мембран у зростанні значень повного імпедансу зі зменшенням частоти; γ — дисперсія пов'язана з електричними властивостями біологічних тканин в області частот 10^7 — 10^8 Гц і залежить від електричних властивостей молекул, які зумовлені складнішими видами взаємодій [4].

Коул запропонував представляти біологічні тканини еквівалентною схемою, яка має два резистивних і один ємнісний елементи (рис. 4), складові якої R_0 , R_∞ — граничні значення імпедансу на низьких та на високих частотах відповідно, C_{Cole} — частотозалежна ємність Коула.

Удосконаленням еквівалентної схеми Фріке є врахування ступеневої залежності ємності конденсатора від частоти, що дозволяє одержати вищу точність апроксимації експериментальних даних. Врахування впливу β -дисперсії в моделі Фріке у вигляді кола для протікання низькочастотної складової струму дозволило отримати модифіковану схему Фріке, яку наведено на рис. 5 [5]. В цій схемі R_c — опір міжклітинної рідини, C_α та C_β — ємності тканини у відповідних частотних діапазонах α - та β -дисперсії, R_α та R_β — опори тканини у відповідних частотних діапазонах α - та β -дисперсії [5].

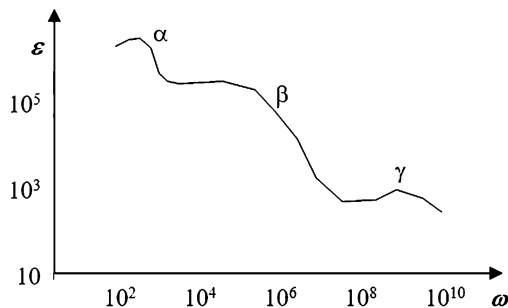


Рис. 3. Частотна залежність діелектричної проникності біологічних тканин

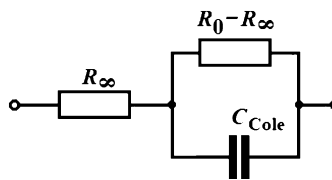


Рис. 4. Еквівалентна схема Коула

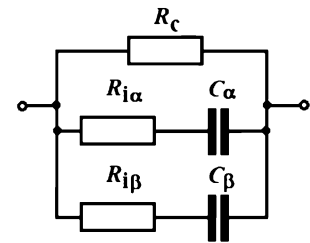


Рис. 5. Модифікована схема Фріке

Таким чином, точність апроксимації експериментальних результатів залежить від числа змінних стану відповідної еквівалентної схеми заміщення біологічної тканини. Але при цьому вдосконалення схем заміщення за рахунок врахування еквівалентних опорів та ємностей для різних частотних діапазонів дозволяє отримати високу точність апроксимації за невеликої кількості змінних стану.

ВИКОРИСТАНІ ДЖЕРЕЛА

1. Патон Б. Е., Кривцун И. В., Маринский Г. С., Худецкий И. Ю., Ланкин Ю. Н., Чернец А. В. Сварка, резка и термическая обработка живых тканей. *Автоматическая сварка*, 2013, № 10–11, с. 135–146.
2. Электрoхирургия. практические советы и применение. <http://www.endosurgical.ru/electrohirurgiya-prakticheskie-sovety/>. 21.03.2022.
3. Стрижаков А. Н., Давыдов А. И. Биoфизические аспекты высокочастотной электрoхирургии. <https://medbe.ru/materials/gisterorezektoskopiya/biofizicheskie-aspekty-vysokochastotnoy-elektrohirurgii/>. 21.03.2022.
4. Белик Д. В. *Импедансная электрoхирургия (Аппараты и особенности применения)*. Новосибирск, Наука. Сиб. изд. фирма РАН, 2000, 237 с.
5. Сидорещ В. М., Пентегов I. В., Римар С. В. Врахування особливостей біоімпедансу при високих частотах моделями Фріке та Коула. *Технічна електродинаміка*, 2018, № 6, с. 22–25.

D. V. Stepanenko, P. S. Safronov, A. G. Dubko, O. F. Bondarenko

Equivalent circuits of biological tissues to implement the technology of their welding

The paper reveals the advantages of using electrical surgical devices in medical procedures and presents the equivalent circuits of biological tissues with various complexity and accuracy degrees. The authors propose improved equivalent circuits, which demonstrate high accuracy of approximation of the experimental study results due to the introduction of equivalent resistances and capacities for different frequency ranges.

Keywords: welding of biological tissues, equivalent circuits of biological tissues, cell resistance, cell capacitance, intercellular fluid resistance.