

Т.В. Приймак, І.М. Гасюк, А.Б. Груб'як

Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника

ТРАНСФОРМАЦІЯ СПЕКТРУ ЕЛЕКТРИЧНОГО ІМПЕДАНСУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ПІД ВПЛИВОМ ДЕСТРУКТИВНИХ ФАКТОРІВ

У роботі проведено аналіз спектрів електричного імпедансу зразків біологічних тканин, отриманих препаруванням печінки, серця, легень, нирки та мозку свині. Побудовано діаграми Найквіста вихідних зразків та тканин, підданих деструктивному впливу часу-температури, γ -опромінення, витримування у воді, хімічного руйнування у тиосечовині. Отримані та опрацьовані оптимальні модельні еквівалентні електричні схеми досліджених систем, встановлено відповідність окремих елементів еквівалентних схем та їх реальних аналогів у досліджуваних біологічних тканинах, а також здійснено обчислення параметрів складових схеми. Показано, що початкові етапи термочасової трансформації структури тканини відображаються на зміні параметрів елементів визначених схем, а незворотні деструктивні впливи проявляються як зміна самої структури еквівалентної схеми. Зроблено висновок про можливість та перспективи застосування методу вимірювання електричного імпедансу для створення способу неруйнівного експресного контролю стану деструкції біологічної тканини.

Ключові слова: комплексний електричний імпеданс, еквівалентна схема, елемент постійної фази, біологічна тканина, деструктивний вплив.

Т.В. Приймак, И.М. Гасюк, А.Б. Груб'як

ТРАНСФОРМАЦИЯ СПЕКТРА ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ИМПЕДАНСА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПОД ВЛИЯНИЕМ ДЕСТРУКТИВНЫХ ФАКТОРОВ

В работе проведен анализ спектров электрического импеданса образцов биологических тканей, полученных препарированием печени, сердца, легких, почки и мозга свиньи. Построены диаграммы Найквиста исходных образцов и тканей, подверженных деструктивному влиянию времени-температуры, γ -излучения, выдержки в воде, химического разрушения в тиомочевине. Полученные и обработанные оптимальные модельные эквивалентные электрические схемы исследованных систем, установлено соответствие отдельных элементов эквивалентных схем и их реальных аналогов в исследуемых биологических тканях, а также осуществлено вычисления параметров составляющих схемы. Показано, что начальные этапы термовременной трансформации структуры ткани отражаются на изменении параметров элементов определенных схем, а необратимые деструктивные влияния проявляются как изменение самой структуры эквивалентной схемы. Сделан вывод о возможности и перспективе применения метода измерения электрического импеданса для создания образа неразрушающего экспресного контроля состояния деструкции биологической ткани.

Ключевые слова: комплексный электрический импеданс, эквивалентная схема, элемент постоянной фазы, биологическая ткань, деструктивное влияние.

T. Pryimak, I. Gasyuk, A. Grubyak

ELECTRICAL IMPEDANCE SPECTRUM TRANSFORMATION OF BIOLOGICAL TISSUES UNDER THE INFLUENCE OF DESTRUCTIVE FACTORS

The paper analyzes the electrical impedance spectra of biological tissue samples obtained by preparation of the liver, heart, lungs, kidney, and brain of a pig. Nyquist diagrams of initial samples and tissues subjected to the destructive effects of time-temperature, γ -irradiation, exposure to water, chemical destruction in thiourea were constructed. The optimal model equivalent electrical circuits of the studied systems are obtained and processed, the correspondence of separate elements of equivalent circuits and their real analogs in the studied biological tissues have been established, and also the parameters of the circuit components have been calculated. It is shown that the initial stages of thermotemporal transformation of the fabric structure are reflected in the change of the parameters of the elements of certain schemes, and irreversible destructive effects are manifested as a change in the structure of the equivalent circuit. The conclusion has been made about the possibility and application prospects of an electric impedance method as a potential non-destructive express way of biological fabric destruction condition control.

Keywords: complex electrical impedance, equivalent circuit, constant phase element, biological tissue, destructive influence.

Постановка проблеми. Метод спектроскопії комплексного електричного імпедансу спектроскопії (СКЕІ) є добре вивченим і апробованим діагностичним інструментом у різних галузях науки, таких як фізичне матеріалознавство, електроніка, біологія, харчова промисловість. Перспективним і, на наш погляд, недостатньо вивченим, є застосування методу СКЕІ для дослідження тканин біологічного походження різного ступеня деструкції як внаслідок тривалого зберігання, так і у випадку дії руйнуючих чинників (хімічні речовини, радіація, різні механічні пошкодження) [1-3]. Відносна простота реалізації методу СКЕІ визначає перспективу створення

експресних методик оцінки стану тканин після впливу на них низьких температур [4, 5], визначення ступеня свіжості м'ясних продуктів у харчовій промисловості [6, 7], експертизу структурних особливостей біологічних зразків post-mortem для криміналістики [8, 9].

Суть методу полягає у вимірюванні частотної (ω) залежності дійсної (Z') та уявної частини (Z'') комплексного електричного імпедансу ділянки досліджуваного об'єкта, отримання параметричної частотної ω залежності: $Z''(\omega) = f(Z'(\omega))$ (діаграми Найквіста) та наступної інтерпретації отриманих результатів через побудову електричної еквівалентної схеми і розрахунку параметрів її компонентів різними математичними та програмними засобами [10-13]. Важливим при цьому є встановлення фізичного змісту реальних прообразів елементів електричних схем, їх комбінацій та ототожнювання з реальними тканинними компонентами.

Не зважаючи на важливість електричних схем для демонстрації особливостей деструктивних процесів та змін у біологічних тканинах, використовуються вони досить рідко. Варто зауважити, що, враховуючи складність структури біологічних тканин, трикомпонентні моделі, пропонувані наявними дослідженнями, не можуть охопити та відобразити всі структурні особливості. Проте спостереження структурних деформацій схем зразків дозволило б встановити їх тіснішу компонентну відповідність та при її досягненні потенційно використати ці дані для прогнозування ймовірних змін у самій тканині.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Подібні дослідження були проведені для спостереження за змінами характеристик імпедансу свинини при пошкодженні її високими температурами [14]. Оцінювались зміни параметрів як самого імпедансу, так і електричних схем, приклади яких також були наведені у роботі. Серед них були представлені модифіковані моделі із використанням СРЕ-елементу (елементу постійної фази), які були використані для моделювання імпедансних характеристик тканини через її структурну неоднорідність.

Окрім цього, схожу оцінку змін імпедансу було проведено і в роботах [15, 16] із використанням низьких температур. Було продемонстровано також приклади розроблених авторами схем та особливості змін їх параметрів при зростанні часу зберігання свинини під впливом агресивного фактору [15]. Окрім цього, для таких експериментів було використано як звичайну свинячу вирізку, так і тканини м'язів [16]. Критерій обирали варіанту схеми у представлених роботах схожий до критерію вибору у попередній статті.

Варто також згадати, що експерименти з оцінки стану тканин із використанням електричних еквівалентних схем проводили і на інших органах [17, 18]. У роботі [17] представлені схеми відображали три поєднані між собою клітини печінки із додатковим R_g -елементом, який позначає внутрішньо-клітинні зв'язки, утворені за допомогою молекул та іонів. Робота клітинних контактів регулюється безпосередньо клітиною і, при наявності стресових умов, всі зв'язки руйнуються задля збереження структурної цілісності інших клітин. У роботі [18] СКЕІ використали для оцінки впливу радіації на щурів та спостереження подальших структурних змін тканин під впливом радіації. При цьому була показана типова трьох-компонентна еквівалентна схема, яка складалась із двох опорів та конденсатора.

Активно проводились тестування нових способів проведення біоімпедансної спектроскопії, зокрема, із використанням сухих електродів [19]. На основі експериментальних даних були представлені приклади складної моделі електрод-шкірного покриття, яка вказує як на відповідні структурні шари епітелію, так і на площу дотику електроду та шкіри. Варто згадати про випробування нових методів для побудови схем, зокрема, метод переривання струму [20]. У роботі були представлені приклади типових трьох-компонентних клітинної та тканинної моделей розроблених за допомогою програмного забезпечення Z-view.

Постановка завдань. Мета оцінки якості біоімпедансних досліджень полягає, переважно, у спостереженні роботи імпедансу в різних умовах із використанням електричних схем. Однак, зроблено зовсім небагато спроб щодо визначення особливостей їхніх структурних змін. Враховуючи це, ми поставили перед собою наступні завдання:

- отримати спектри біологічних тканин тваринного походження;
- підібрати відповідні еквівалентні електричні схеми для їх опису;
- дослідити процес їхньої зміни під впливом певних агресивних факторів;
- встановити залежність зміни параметрів еквівалентних схем від інтенсивності впливу зовнішніх чинників на тканини.

Матеріали і методи експерименту. Для отримання імпедансних спектрів використовувались тканини органів свині, зокрема печінка, легені, мозок, нирки та серце. Органи

тварин після забиття охолоджувалися і витримували у термостаті за температури $+4^{\circ}\text{C}$. Експеримент розпочинався через 5-6 годин після забиття.

Комірки для досліджень формувалися у пластиковому корпусі медичного шприца об'ємом 2 мл. Діаметр основи зразка становив 10 мм, висота $12\div 15$ мм. Торці циліндричного зразка контактували із нікелевою сіткою комірки, за допомогою якої створювався контакт основи циліндричного зразка з підвідним електродом. Струмоводом слугували нікелеві провідники, приварені до сітки. Схема вимірювальної комірки наведена на рис. 1

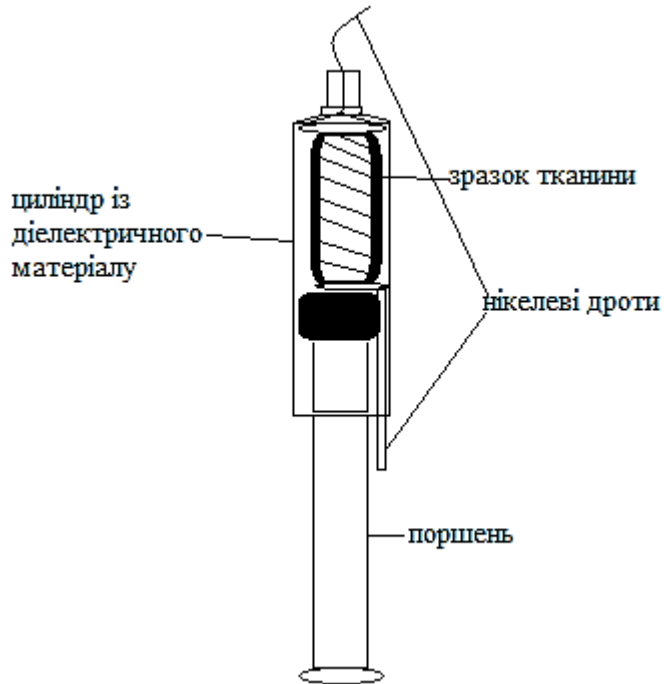


Рис. 1. Вимірювальна комірка для отримання спектрів комплексного електричного імпедансу біологічних тканин

Імпедансні спектри у вигляді діаграм Найквіста реєструвалися при допомозі спектрометра AUTOLAB PGStat 30, у діапазоні частот $0,01\text{ Гц} \div 100\text{ кГц}$. Для зменшення впливу амплітудних значень електричної напруги на стан органічних тканин діапазон потенціалу вимірювального сигналу задавався в межах $0\div 5\text{ мВ}$.

Для визначення особливостей впливу таких агресивних факторів як вода та тіосечовина, шматки органів вагою близько 100 г занурювалися у контейнер із водою та розчиною тіосечовиною. Час руйнівного впливу, як для вище вказаних, так і для решти досліджуваних факторів, становив 24 години. Для дослідження впливу γ -радіації зразки тканин розміщували на відстані 20 см у межах радіаційної зони кобальтового джерела (Co^{57}) у хромовій матриці, активністю 5 мCi на 24 години. Термочасові умови експерименту забезпечувалися витриманням зразків у стандартному термостаті 1/120 СПУ протягом усього часу експерименту за температури 17°C .

Чисельне опрацювання результатів вимірювання для побудови діаграм Найквіста та визначення параметрів елементів еквівалентних схем проводилися із допомогою програмних середовищ FRA-2, Z-View 2 та OriginLab відповідно.

Викладення основного матеріалу. Імпедансні спектри вихідних зразків тканини свині представлені на рис. 2. Побудова електричних еквівалентних схем досліджуваних зразків здійснювалась із врахуванням структурних особливостей тканин та принципу формальної мінімалізації кількості елементів електричної еквівалентної схеми для точнішої апроксимації експериментальних спектрів, розрахованих програмою Z-view модельними діаграмами Найквіста (рис. 3). При цьому була врахована стабільність структури в залежності від геометричних розмірів експериментальних зразків.

Відповідно до поширеного трактування компонент структури еквівалентних схем, СРЕ-елемент відображає ємність безпосередньо тканини, у той час, як R-елементи відповідають зовнішньо- та внутрішньо-клітинним опорам [21].

Згідно наших міркувань, параметри еквівалентних електричних схем тканинного імпедансу, зокрема, СРЕ-елемент, відображає ємність клітинної мембрани відповідно до загальних даних, R_1 і

R2 – зовнішній та внутрішній опори відповідно, R3 – опір мембрани. Поява елементу R4 (рис. 3б), на наш погляд, може бути викликана накопиченням провідних елементів, таких як мінерали або солі у нирках.

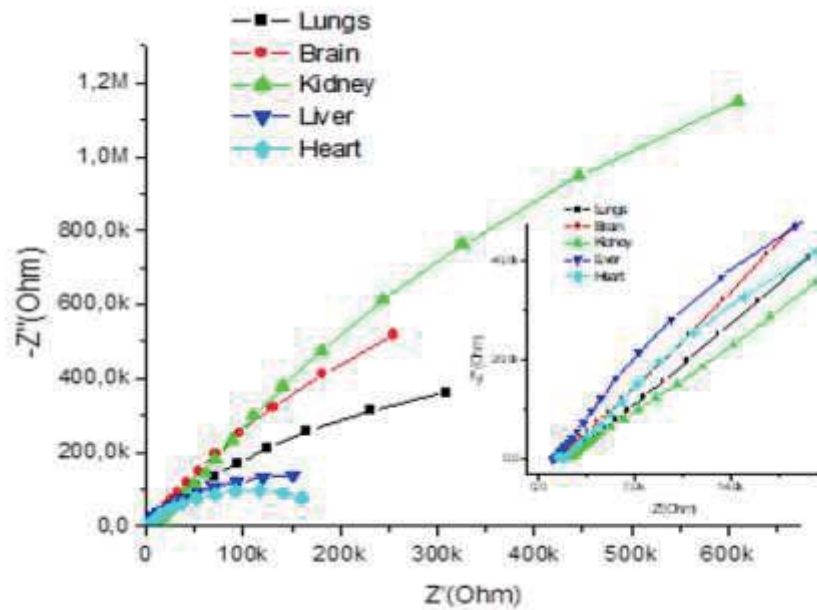


Рис. 2. Спектри електричного імпедансу у вигляді діаграм Найквіста інтактних зразків біологічних тканин органів свині у діапазоні частот 0,01 Гц ÷ 100 кГц. $-Z''$ – уявна частина, Z' – дійсна частина комплексного електричного імпедансу. У вкладці – високочастотні ділянки діаграми. Стрілкою показано напрям зростання частоти

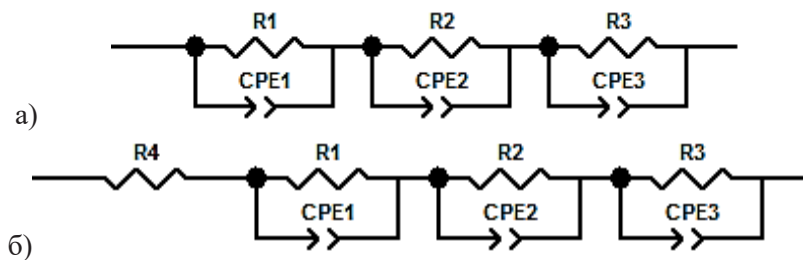


Рис. 3. Шести- та семи-елементна еквівалентні електричні схеми інтактних зразків тканин для спектрів: а) легені, мозок, печінка та серце, б) нирка

Таблиця 1.

Значення параметрів CPE- (1а) та R-елементів (1б) електричних еквівалентних схем, де CPE-T є елементом постійної фази, для якого визначено проміжні елементи між активним опором (при CPE-P = 0) або ідеальним конденсатором (CPE-P = 1). Для CPE-P < 1, елемент визначається, як псевдоконденсатор [1]

Таблиця 1а.

Органи	Параметри					
	CPE1-T, мкФ	CPE1-P, Ф	CPE2-T, мкФ	CPE2-P, Ф	CPE3-T, мкФ	CPE3-P, Ф
Мозок	17,7	0,855	0,0228	0,622	81	0,529
Легені	56,7	0,64	1,54	0,373	16,3	0,808
Нирки	11,2	0,777	0,856	0,525	5,92	0,766
Серце	71,1	0,812	25,2	0,85	0,075	0,596
Печінка	229	0,671	0,0133	0,681	30,5	0,838

Таблиця 1б.

Органи	Параметри			
	R1, кОм	R2, кОм	R3, кОм	R4, кОм
Мозок	2780	1,15	28,9	-

Легені	5130	1,82	1140	-
Нирки	0,694	1,85	19700	7900
Серце	1,25	239	1,85	-
Печінка	0,21	1,07	368	-

Наступним кроком у наших дослідженнях було спостереження особливостей загальних змін отриманих спектрів та загальна оцінка наслідків впливу чинників на тканини, із спостереження за відповідними змінами еквівалентних схем. Еквівалентні схеми отриманих спектрів наведені на рис. 5. Для визначення потенційних змін, варто звернути увагу на параметри отриманих еквівалентних схем (табл. 2).

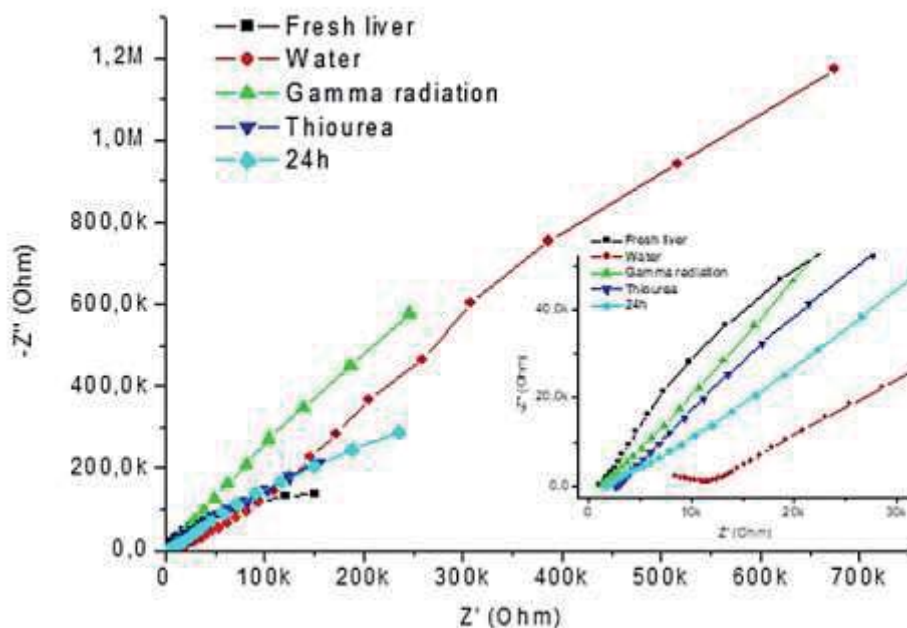


Рис. 4. Вплив зовнішніх факторів на значення імпедансу тканини печінки в діапазоні частот 0,01 Гц ÷ 100 кГц, $-Z''$ – уявна частина, Z' – дійсна частина імпедансу, у вкладці – високочастотні ділянки діаграми. Стрілками показано напрям зростання частоти

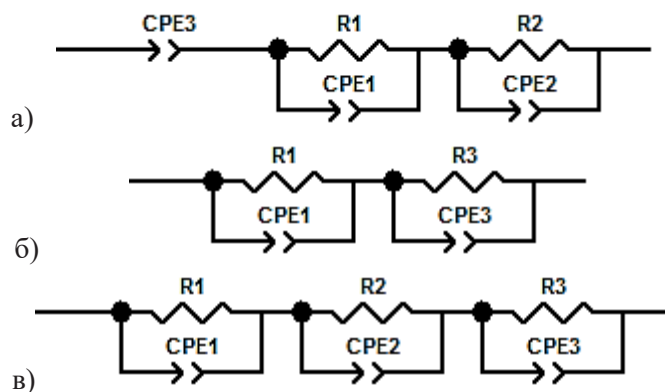


Рис. 5. Електричні еквівалентні схеми зразків під впливом зовнішніх чинників: а) вода; б) тіосечовина; в) γ -радіація, кімнатна температура

Таблиця 2.

Параметри CPE- (2а) та R-елементів (2б) електричних еквівалентних схем зразків під впливом зовнішніх чинників

Таблиця 2а.

Вплив	Параметри					
	CPE1-Т, мкФ	CPE1-Р	CPE2-Т, мкФ	CPE2-Р	CPE3-Т, мкФ	CPE3-Р
Інтактний зразок	229	0,671	0,0133	0,681	30,5	0,838

Вода	0,0844	0,461	7,02	0,618	5,83	0,732
Тіосечовина	25,2	0,757	-	-	0,141	0,442
Час	23,2	0,628	0,717	0,376	16,9	0,714
γ-радіація	68,4	0,61	14,4	0,803	0,0104	0,691

Таблиця 2б.

Вплив	Параметри		
	R1, кОм	R2, кОм	R3, кОм
Інтактний зразок	0,21	1,07	368
Вода	12,1	41,6	-
Тіосечовина	867	-	2,74
Час	6,41	1,73	1520
γ-радіація	5230	6770	1,09

Якщо проаналізувати таблицю 2а, то найбільша відмінність проявляється саме між значеннями CPE1- та CPE3-Т елементів контрольного та експериментальних зразків, з тенденцією до зменшення значень останніх. У випадку дії тіосечовини елементи CPE2-Т та -Р відсутні. Суттєвих відмінностей між значеннями CPE-Р обох груп не спостерігалось.

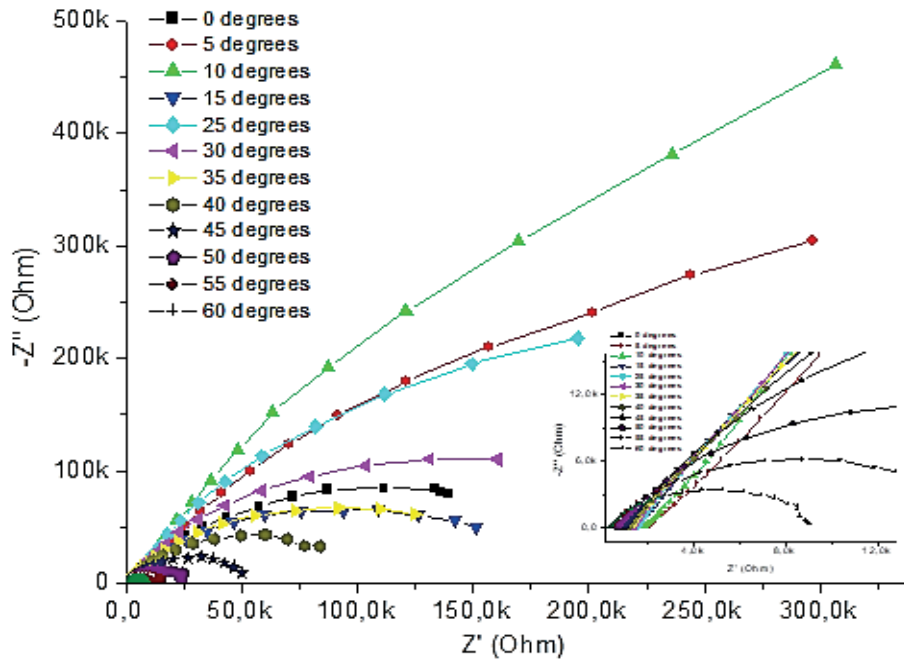


Рис. 6. Вплив діапазону температур на значення імпедансу тканин печінки при діапазоні частот 0,01 Гц ÷ 100 кГц, $-Z''$ – уявна частина, Z' – дійсна частина імпедансу, у вкладці – високочастотні ділянки діафрагми. Стрілками показано напрям зростання частоти

Для дослідження впливу температури було вирішено обрати широкий спектр із градієнтним збільшенням її значення для спостереження за поступовими та незворотними змінами спектра. Відповідні їм еквівалентні електричні схеми зображено на рис. 7.

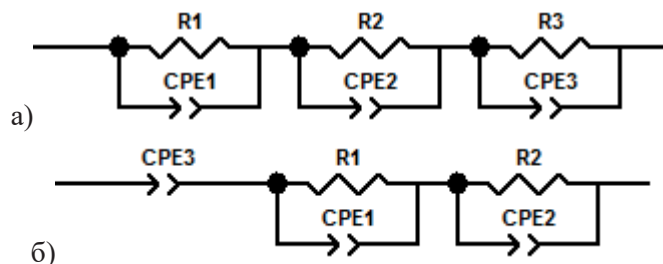


Рис. 7. Трансформація електричної еквівалентної схеми під впливом температури: а) 0÷45 °С і б) 50÷55 °С

Характер зміни параметрів СРЕ та R зображено на рис. 8-10. Включно до температури 45°C імпедансні спектри добре описуються еквівалентними схемами аналогічними до схеми для інтактного зразку. Це з високою імовірністю свідчить про відсутність суттєвих деструктивних процесів за короткочасної дії вказаних температур. Проте, при температурі вище 50°C очевидні руйнівні явища, ймовірно, пов'язані із флюїдизацією мембрани під впливом високих температур. Вони спричинюють трансформацію вигляду імпедансного спектру, а, отже, еквівалентної електричної схеми зразка. Такі зміни проявляються, зокрема, втратою ланки СРЕ3 – R3 активної компоненти (рис. 7б), що супроводжується поступовим зменшенням значення опору R3, яке, при температурі 45-50 °С, досягає нуля.

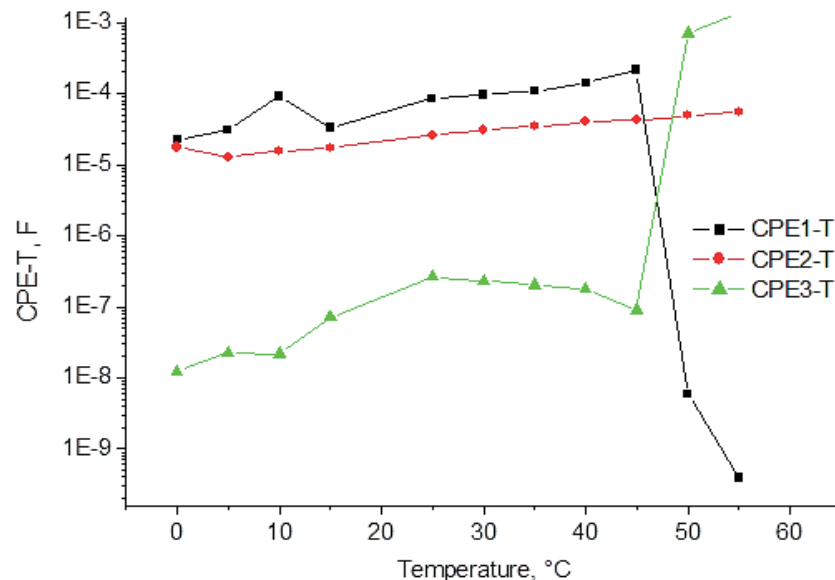


Рис. 8. Вплив температури на значення параметрів СРЕ-Т тканин печінки під впливом температури при діапазоні частот 0,01 Гц ÷ 100 кГц

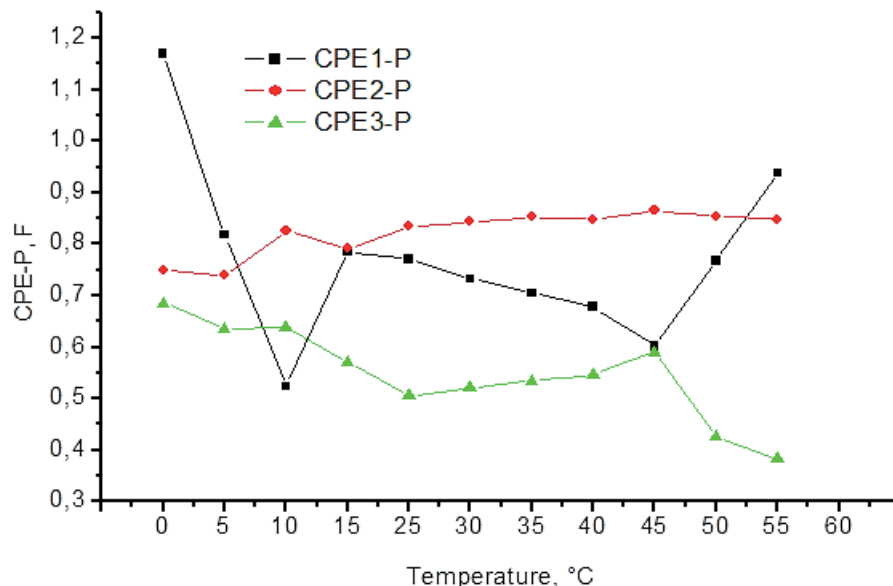


Рис. 9. Вплив температури на значення параметрів СРЕ-Р тканин печінки під впливом температури при діапазоні частот 0,01 Гц ÷ 100 кГц

СРЕ1-Р для температури 0 °С набуває значення для фізичної інтерпретації вище за 1. Відповідно, можна припустити, що відбулися процеси кристалізації води у зовнішньо- та внутрішньо-клітинному просторі, що робить модель електричної еквівалентної схеми неадекватною.

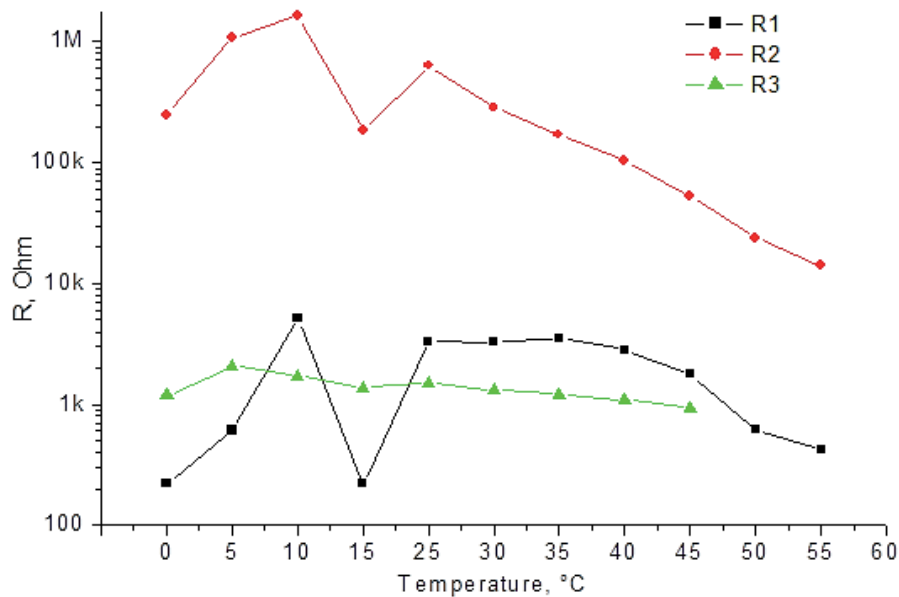


Рис. 10. Вплив температури на значення R тканин печінки під впливом температури при діапазоні частот 0,01 Гц ÷ 100 кГц

Висновки. Імпедансна спектроскопія дозволяє з високою точністю дослідити електричні параметри тканин тваринного походження. Висока чутливість методу дозволяє прослідкувати за особливостями зміни спектру під впливом деструктивного чинника у реальному часі. Загальний вигляд діаграм Найквіста у діапазоні частот 0,01 Гц ÷ 100 кГц, очевидно, залежить від виду тканини, яка досліджується, що може бути важливим для визначення її електролітної структури. Вплив деструктивних чинників змінює, як спектр і, відповідно, вигляд та значення параметрів схем.

Визначення природи та ступеня зміни параметрів імпедансу електричних спектрів тканин може бути використано як критерій аналізу їхніх пошкоджень для подальших досліджень.

Список використаних джерел:

- White E.A., Orazem M.E., Bunge A.L. Characterization of damaged skin by impedance spectroscopy: mechanical damage. *Pharm. Res.* 2013. Vol. 30, № 8. P. 2036–2049. DOI: [10.1007/s11095-013-1052-1](https://doi.org/10.1007/s11095-013-1052-1)
- Osterman K.S., Hoopes P.J., DeLorenzo C., Gladstone D.J., Paulsen K.D. Non-invasive assessment of radiation injury with electrical impedance spectroscopy. *Phys. Med. Biol.* 2004. Vol. 49, № 5. P. 665–683. DOI: [10.1088/0031-9155/49/5/002](https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/5/002)
- Fischer G, Handler M, Johnston P.R., Baumgarten D. Impedance and conductivity of bovine myocardium during freezing and thawing at slow rates - implications for cardiac cryo-ablation. *Med. Eng. Phys.* 2019. Vol. 74. :89–98. DOI: [10.1016/j.medengphy.2019.09.017](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.09.017)
- Stout D.G. Effect of cold acclimation on bulk tissue electrical impedance: I. Measurements with birdsfoot trefoil at subfreezing temperatures. *Plant physiol.* 1988. Vol. 86, №1. P. 275–282. DOI: [10.1104/pp.86.1.275](https://doi.org/10.1104/pp.86.1.275)
- Pliquett U. Bioimpedance: A Review for Food Processing. *Food Eng. Rev.* 2010. Vol. 2. P. 74–94. DOI: [10.1007/s12393-010-9019-z](https://doi.org/10.1007/s12393-010-9019-z)
- Egelanddal B., Abie S.M., Bjarnadottir S. et al. Detectability of the degree of freeze damage in meat depends on analytic-tool selection. *Meat Sci.* 2019. Vol. 152. P. 8–19. DOI: [10.1016/j.meatsci.2019.02.002](https://doi.org/10.1016/j.meatsci.2019.02.002)
- Zhao X., Zhuang H., Yoon S.C. et al. Electrical impedance spectroscopy for quality assessment of meat and fish: A review on basic principles, measurement methods, and recent advances. *J. Food Qual.* 2017. Vol. 2017, №2. P. 1–16. DOI: [10.1155/2017/6370739](https://doi.org/10.1155/2017/6370739)
- Bradford J.M. The use of a bioimpedance analyzer in the measurement of sexual arousal in male sexual deviants. *Can. J. Psychiatry.* 1986. Vol. 31, №1. P. 44–47. DOI: [10.1177/070674378603100109](https://doi.org/10.1177/070674378603100109)
- Hansen E.S., Baigent C., Reck S.I., Connor M. Bioelectrical impedance as a technique for estimating postmortem interval. *J. Forensic Sci.* 2018. Vol. 63, № 4. P. 1186–1190. DOI: [10.1111/1556-4029.13695](https://doi.org/10.1111/1556-4029.13695)

10. Зуев А.Л., Мішланов В.Ю., Судаков А.І., Шакіров Н.В., Фролов А.В. Эквивалентніелектричнімоделібіологічнихоб'єктів. *Рос. журн. біомех.* 2012. №1.С. 110–120.
11. Тихоміров А.М. Імпедансбіологічних тканин та йогозастосування у медицині. Рос. держ. мед. ун-т, 2006.
12. Zou Y., Guo Z. A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection. *Med. Eng. Phys.* 2003. Vol. 25, №2. P. 79–90. DOI: [10.1016/S1350-4533\(02\)00194-7](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(02)00194-7)
13. Batra P., Kapoor R. Electrical Bioimpedance: Methods and Applications. *Int. J. Adv. Res. Innovation.* 2015. Vol. 3, №4. P. 702–707.
14. Kobayashi A., Mizutani K., Wakasuki N., Maeda Y. Changes of electrical impedance characteristic of pork in heating process. *4th International Conference on Food Engineering and Biotechnology*. Inter. Proc. of Chemical, Biological & Environmental Engineering. 2013. Vol. 50.P. 74–78. <http://www.ipcbee.com/vol50/016-ICFEB2013-B031.pdf>
15. Bai X., Hou J., Wang L. et al. Electrical impedance analysis of pork tissues during storage. *J. Food Meas. Charact.* 2018. Vol. 12, №1. P. 164–172. DOI: [10.1007/s11694-017-9627-x](https://doi.org/10.1007/s11694-017-9627-x).
16. Leng Y., Sun Y., Wang X. et al. Electrical impedance estimation for pork tissues during chilled storage. *Meat Sci.* 2020. Vol. 161. P. 108014. DOI: [10.1016/j.meatsci.2019.108014](https://doi.org/10.1016/j.meatsci.2019.108014)
17. Gersing E. Impedance spectroscopy on living tissue for determination of the state of organs, *Bioelectrochem. Bioenerg.* 1998. Vol. 45, №2. P. 145–149. DOI: [10.1016/S0302-4598\(98\)00079-8](https://doi.org/10.1016/S0302-4598(98)00079-8).
18. Chao P.J., Huang E.Y., Cheng K.S., Huang Y.J. Electrical impedance spectroscopy as electrical biopsy for monitoring radiation sequelae of intestine in rats. *Biomed. Res. Int.* 2013. Vol. 2013. P. 974614. DOI: [10.1155/2013/974614](https://doi.org/10.1155/2013/974614)
19. Kusche R., Kaufman S., Ryschka M. Dry electrodes for bioimpedance measurements – design, characterization and comparison. *Biomed. Phys. Eng. Express.* 2018. Vol. 5, №1. P. 015001. DOI: [10.1088/2057-1976/aaea59](https://doi.org/10.1088/2057-1976/aaea59)
20. Hernández-Balaguera E., López-Dolado E., Polo J.L. Obtaining electrical equivalent circuits of biological tissues using the current interruption method, circuit theory and fractional calculus. *RSC Adv.* 2016. Vol. 6, №27. P 22312–22319. DOI: [10.1039/C5RA24535D](https://doi.org/10.1039/C5RA24535D)
21. Guermazi M., Fendri A., Kanoun O., Derbel N. Potential of impedance spectroscopy for real-time assessing of food quality. *IEEE Instrum. Meas. Mag.* 2018. Vol. 21, № 6. P. 44–48. DOI: [10.1109/MIM.2018.8573593](https://doi.org/10.1109/MIM.2018.8573593)
22. Leng Y., Sun Y., Wang X. et al. A method to detect water-injected pork based on bioelectrical impedance technique. *J. Food Meas. Charact.* 2019. Vol. 13, № 2. P. 1341–1348. DOI: [10.1007/s11694-019-00049-z](https://doi.org/10.1007/s11694-019-00049-z).
23. Edd J.F., Horowitz L., Rubinsky B. Temperature dependence of tissue impedivity in electrical impedance tomography of cryosurgery. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2005. Vol. 52, № 4. P. 695–701. DOI: [10.1109/TBME.2005.844042](https://doi.org/10.1109/TBME.2005.844042)
24. Nguyen H., Nguyen L.T. Rapid and non-invasive evaluation of pork meat quality during storage via impedance measurement. *Int. J. Food Sci. Technol.* 2015. Vol. 50, № 8. P. 1718–1725. DOI: [10.1111/ijfs.12847](https://doi.org/10.1111/ijfs.12847)
25. Paulsen K.D., Osterman K.S., Hoopes P.J. In vivo electrical impedance spectroscopic monitoring of the progression of radiation-induced tissue injury. *Radiat Res.* 1999. Vol. 152, № 1. P. 41–50. DOI: [10.2307/3580047](https://doi.org/10.2307/3580047)