

Д.М. Червінко, Л.С. Яблонь, В.О. Коцюбинський, Б. І. Рачій, О.П. Паховський,
І.М. Гасюк

Карпатський національний університет ім. Василя Стефаника

АНАЛІЗ КОМПЛЕКСНОЇ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРОВІДНОСТІ ТКАНИНИ ПЕЧІНКИ СВИНІ

У поданому дослідженні проведено аналіз частотної залежності електричної провідності тканини печінки свині, що зазнавала впливу різних умов зберігання: природного старіння, охолодження, нагрівання та γ -опромінення. Для моделювання спектральних характеристик використано узагальнену модель Коула–Коула з двома дисперсіями (α та β) та компонентом провідності постійного струму. Оптимізація параметрів здійснювалася методом диференціальної еволюції. Результати показали, що модель забезпечує високу відповідність експериментальним даним у широкому діапазоні частот (0.01 Гц – 1 МГц). Найменші зміни електричних властивостей зафіксовано при зберіганні зразків при +5°C, тоді як найбільш виражені спостерігалися після нагрівання та тривалого перебування на повітрі. Високі значення параметрів α свідчать про полідисперсний характер релаксаційних процесів у досліджуваних тканинах. Отримані результати підтверджують ефективність використання моделі Коула–Коула для оцінки структурних змін у біологічних зразках, що відкриває перспективи для неінвазивної діагностики та біомедичних застосувань.

Ключові слова: дисперсія, біоімпедація, провідність, діелектрична проникність, модель Коула–Коула, електрична томографія.

D.M. Chervinko, L.S. Yablon, V.O. Kotsiubynskiy, B.I. Rachii, O.P. Pakhovskiy, I.M. Hasiuk

ANALYSIS OF THE COMPLEX ELECTRICAL CONDUCTIVITY OF PORCINE LIVER TISSUE

In the present study, the frequency dependence of the electrical conductivity of porcine liver tissue subjected to different storage conditions—natural aging, cooling, heating, and γ -irradiation—was analyzed. To model the spectral characteristics, the generalized Cole–Cole model with two dispersions (α and β) and a direct current conductivity component was employed. Parameter optimization was performed using the differential evolution method. The results demonstrated that the model provides a high degree of agreement with the experimental data over a wide frequency range (0.01 Hz – 1 MHz). The smallest changes in electrical properties were observed in samples stored at +5°C, while the most pronounced alterations occurred after heating and prolonged exposure to air. High values of the α parameter indicate a polydisperse nature of the relaxation processes in the studied tissues. The findings confirm the effectiveness of the Cole–Cole model for assessing structural changes in biological samples, opening up prospects for non-invasive diagnostics and biomedical applications.

Keywords: dispersion, bioimpedance, conductivity, dielectric permittivity, Cole–Cole model, electrical tomography.

1. Вступ. Частотна дисперсія біологічних тканин — це зміна їх діелектричних властивостей залежно від частоти електричного поля. Ці характеристики включають комплексну відносну діелектричну проникність (ϵ) та провідність (σ) і зумовлені взаємодією електромагнітного поля зі структурою тканини на клітинному й молекулярному рівнях [1, 10].

Діелектричні властивості матеріалів визначаються на основі вимірної комплексної відносної діелектричної проникності, яка виражається як ($\epsilon_\infty = \epsilon' - j\epsilon''$). Тут ϵ' позначає відносну діелектричну проникність матеріалу, що відображає його здатність накопичувати електричну енергію, тоді як ϵ'' є коефіцієнтом втрат, що не співпадає по фазі. Коефіцієнт втрат ϵ'' також може бути виражений через провідність матеріалу за формулою:

$$\epsilon'' = \frac{\sigma}{\epsilon_0 \omega}, \quad (1)$$

де σ представляє загальну провідність, ϵ_0 — діелектрична проникність вільного простору, а ω — кутова частота електричного поля. Ці властивості, ϵ' та ϵ'' (або ϵ' та σ), визначаються як функція частоти, відображаючи повний спектр поведінки електричних властивостей біологічної тканини [1, 5].

Розуміння подібних властивостей біологічних тканин у діапазоні 10 Гц – 100 МГц має велике значення для медичної діагностики, розробки засобів електромагнітного захисту [3] та електромагнітної дозиметрії, яка потребує моделювання сценаріїв опромінення та розрахунку внутрішніх електричних полів у тілі [4, 5, 6].

Діелектричні характеристики тканин містять інформацію про їх морфологію й функцію [3, 11]. Зміни клітинної структури, вмісту рідин чи цілісності мембран, характерні для захворювань (наприклад, рак або запалення), проявляються як зміни частотно-залежних електричних властивостей. Це створює причинно-наслідковий зв'язок між мікроскопічними змінами та макроскопічними електричними реакціями, що лежить в основі неінвазивних діагностичних технологій [13, 14].

© Д.М. Червінко, Л.С. Яблонь, В.О. Коцюбинський, Б. І. Рачій, О.П. Паховський,
І.М. Гасюк

Для їх впровадження потрібні комплексні й стандартизовані бази діелектричних властивостей тканин, розподілені за частотами, типами тканин і фізіологічними/патологічними станами [1, 6]. Значна варіабельність наявних даних підкреслює потребу у точному зборі та моделюванні для забезпечення достовірності результатів [1].

Діелектричні властивості матеріалів кількісно визначаються їхньою вимірною комплексною відносною діелектричною проникністю (ϵ_∞), яка виражається як $\epsilon_\infty = \epsilon' - j\epsilon''$. Тут ϵ' представляє відносну діелектричну проникність, що є мірою здатності матеріалу накопичувати енергію через електричну поляризацію у відповідь на прикладене зовнішнє поле [1].

З іншого боку, ϵ'' є коефіцієнтом втрат за рахунок неспівпадіння за фазою зовнішнього і наведеного електричного поля, і відображає розсіювання енергії у зразку. Коефіцієнт втрат ϵ'' може включати внесок від частотно-незалежної іонної провідності σ . Співвідношення $\epsilon'' = \frac{\sigma}{\epsilon_0 \omega}$, демонструє, як провідність пов'язана з діелектричними втратами, де ϵ_0 — діелектрична проникність вільного простору, а ω — кутова частота прикладеного зовнішнього поля [1].

Взаємозв'язок між провідністю (σ) та діелектричною проникністю (ϵ' , ϵ'') є важливим: на низьких частотах навіть незначна іонна провідність викликає великі діелектричні втрати (ϵ''), тоді як на високих частотах цей ефект зменшується. Провідність відображає рух заряду, тоді як ϵ' — його накопичення; обидва параметри взаємопов'язані та залежать від частоти [8].

Діелектричний спектр тканин має три основні дисперсійні ділянки, зокрема α -дисперсія (нижче 100 Гц) пов'язана з іонною дифузією на клітинних мембранах і є чутливим показником метаболічної активності [1]. Також присутні β -дисперсія (~ сотні кГц), яка зумовлена поляризацією клітинних мембран і білків та являє собою релаксацію Максвелла–Вагнера, яка відображає зміни клітинної цілісності, розмірів клітин і міжклітинної рідини [1, 2] та γ -дисперсія (гігагерцовий діапазон), яка зумовлена поляризацією молекул води і відображає її вміст у тканинах, що є діагностично важливим при патологіях, пов'язаних із гідратацією [1, 3, 4].

Інші види дисперсії, як-от δ -дисперсія, також можуть бути присутні [4], але мають менше діагностичне значення.

Чітко виражені α , β та γ дисперсії, пов'язані з різними біомеханізмами, дозволяють отримати багатомасштабну інформацію про тканину — від молекулярних до макроскопічних рівнів. Вимірювання в широкому частотному діапазоні дає змогу комплексно оцінити рідинні компартменти, клітинну цілісність і молекулярні взаємодії, що робить цей підхід ефективнішим за одночастотні методи.

Табл. 1.

Основні дисперсійні діапазони біологічних тканин

Тип дисперсії	Частотний діапазон	Механізм
α (Альфа)	< 100 Гц	Іонна дифузія на клітинній мембрані
β (Бета)	Сотні кГц	Поляризація клітинних мембран (релаксація Максвелла-Вагнера)
γ (Гамма)	Гігагерцовий діапазон	Поляризація молекул води

Для досліджень діелектричних процесів у біологічній тканині використовують біоімпедансний аналіз (БІА) який активно застосовують, наприклад, для визначення складу тіла — зокрема жирову й м'язову масу — шляхом вимірювання імпедансу при пропусканні слабого струму [16, 17, 18, 19]. На низьких частотах струм проходить лише через позаклітинну рідину (ECF), оскільки мембрани діють як ізолятори. На високих — струм проходить також через внутрішньоклітинну рідину (ICF), оскільки мембрани поведуться як конденсатори [19]. Ця поведінка описується моделлю з резисторами для ECF (R–E) та ICF (R–I) і конденсатором для мембран (C–M) [15, 19]. БІС у широкому частотному діапазоні формує імпедансний локус у вигляді дуги [19]. Основний принцип — низькі частоти досліджують ECF, високі — ECF і ICF — дозволяє оцінити TBW, ECW та ICW [21]. Це важливо для діагностики станів (лімфедема, серцева недостатність, зневоднення) [22].

За необхідності візуалізації результатів у реальному часі, використовують електричну імпедансну томографію (ЕІТ) — неінвазивний метод реконструювання зображення на основі електричної провідності тканин [7, 13]. Біологічна тканина складається з клітин із провідною рідиною, оточених ізолюючими мембранами, які формують її електричні властивості [7]. При застосуванні ЕІТ частотна залежність є критичною [7].

Цей ефект лежить в основі багаточастотної ЕІТ (ЕІТ-МФ), яка дозволяє візуалізувати різні типи тканин (жирова, м'язова, легенева) та фізіологічні зміни [7]. Частотно-залежний контраст дає змогу диференціювати тканини та виявляти аномалії на основі їх електричних властивостей.

Вимірювання електричних властивостей тканин також можливе з використанням різних електродних конфігурацій, кожна з яких має свої переваги та обмеження [17, 18]. **Двоелектродний** (біполярний) метод передбачає вимірювання напруги між тими ж електродами, через які подається струм. Проте високий і нестабільний імпеданс електрод-електроліт, особливо на низьких частотах, значно спотворює результати, що обмежує застосування цього методу для м'яких тканин. В той же час **чотириелектродний метод** (тетраполярний) є надійнішим для біотканин. Струм подається через одну пару електродів, а напруга вимірюється через іншу, що мінімізує вплив імпедансу на точність вимірювання. Однак навіть тут на низьких частотах інтерфейсний імпеданс може викликати помилки. **Багатоелектродні системи** (наприклад, з 8 електродами) дозволяють вимірювати імпеданс різних сегментів тіла без перестановки електродів. Порівняння методів показує, що вибір схеми вимірювання та електродів критично впливає на достовірність даних, особливо при дослідженні низькочастотних α -дисперсій [18]. Постає задача пошуку умовонезалежних параметрів для однозначної експертної оцінки стану тканини.

В той же час, для опису діелектричних процесів у біологічній тканині, зокрема, релаксації, використовуються модель Коула–Коула, особливо коли дисперсія зумовлена численними внесками [4]. Коефіцієнти дисперсійної залежності можуть слугувати індикаторами типу та ступені пошкодження тканин.

Комплексна відносна діелектрична проникність $\varepsilon(\omega)$ як функція кутової частоти (ω) у рівнянні Коула–Коула виражається наступним чином:

$$\varepsilon'(\omega) = \varepsilon_{\infty} + (j\omega\tau) (1-\alpha) \Delta\varepsilon, \quad (2)$$

де ε_{∞} представляє діелектричну проникність при дуже високих частотах поля, де $\omega\tau \gg 1$ [4], $\Delta\varepsilon$ позначає величину дисперсії, що визначається як різниця між діелектричною проникністю при дуже низьких частотах поля (ε_0) та ε_{∞} ($\varepsilon_0 - \varepsilon_{\infty}$) [4], $\Delta\varepsilon$ — це величина дисперсії, яка дорівнює різниці між проникністю на низьких частотах, (ε_0) та ε_{∞} ($\varepsilon_0 - \varepsilon_{\infty}$) [4], j — уявна одиниця ($j = \sqrt{-1}$), τ — часова константа, що описує поляризаційний процес, α — параметр розподілу (0–1), який визначає ширину дисперсії; при $\alpha = 0$ модель Коула–Коула зводиться до моделі Дебая [4].

Для біологічних тканин точніший опис забезпечує модель з кількома дисперсіями Коула–Коула, що також включає термін провідності [4].

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \varepsilon_n(1+(j\omega\tau_n) (1-\alpha) \Delta\varepsilon_n + j\omega\varepsilon_0\sigma_i) \quad (3)$$

Сума дисперсій у моделі Коула–Коула враховує кілька складових із власними параметрами $\Delta\varepsilon_n$, τ_n та α_n . σ_i — статична йонна провідність [4]. Ця багатотермінова модель застосовується для розрахунку ε' та σ в тканинах у діапазоні 10 Гц – 100 ГГц [4].

Використання чотирьох дисперсій і параметра α забезпечує точну відповідність експериментальним даним, що підтверджує складну й неоднорідну природу біологічних тканин. Гнучкість моделі Коула–Коула робить її ефективнішою за прості моделі, зокрема модель Дебая, за якої параметр $\alpha=0$ [4].

Дебайські моделі зручні для чисельного моделювання, зокрема у методі скінченних різниць у часовій області (FDTD) [12]. Однак для опису складних біологічних систем модель Коула–Коула, що враховує гетерогенність і розподіл релаксацій (через параметр α), є точнішою [4]. Перехід від Дебая до Коула–Коула відображає зростання вимог до точності біомедичних моделей.

2. Матеріали та методи. Для отримання імпедансних спектрів як модельний біологічний матеріал використовували тканини органів печінки свині. Після забою орган тварини охолоджувався та витримувався у термостаті за температури +4 °С. Проведення експерименту розпочиналося через 5–6 годин після забору біоматеріалу.

Зразки тканин формувались у пластиковому корпусі медичного шприца об'ємом 2 мл, що слугував вимірювальною коміркою [20]. Розміри зразка становили: діаметр основи — 10 мм, висота — 5–20 мм. Деструктивними чинниками впливу вибрали зберігання у воді, розчин тіосечовини, γ -опромінення, витримування на повітрі при кімнатній температурі, 5 °С та 60 °С протягом 1 години.

Реєстрація імпедансних спектрів здійснювалася за допомогою спектрометра AUTOLAB PGStat 30 у частотному діапазоні від 0,01 Гц до 100 кГц. Для мінімізації впливу електричної напруги на структуру органічних тканин амплітуда вимірювального сигналу обмежувалась інтервалом 0–5 мВ. Термостатування здійснювалось за допомогою стандартного термостату моделі 1/120 СПУ, що забезпечувало стабільні температурні умови протягом усього експерименту.

Для апроксимації частотних спектрів провідності застосовано модель Коула–Коула з двома релаксаційними компонентами та провідністю постійного струму.

Функція апроксимації має вигляд:

$$\sigma^*(\omega) = \sigma_{\infty} + \frac{\Delta\sigma_{\alpha}}{1 + j\omega\tau_{\alpha}^{1-\alpha_{\alpha}}} + \frac{\Delta\sigma_{\beta}}{1 + j\omega\tau_{\beta}^{1-\alpha_{\beta}}} + \frac{\sigma_{dc}}{j\omega} \quad (4)$$

Оптимізацію параметрів виконано методом диференціальної еволюції на логарифмічно рівномірно вибраних частотах. Проаналізовано п'ять зразків, кожен із яких було змодельовано окремо.

3. Результати та обговорення. Нижче подано таблицю оцінених параметрів моделі Коула–Коула для кожного зразка:

Табл. 2.

Параметри моделі Коула–Коула

Зразок	$\sigma_{dc}, S/m$	$\sigma_{\infty}, S/m$	$\Delta\sigma_{\alpha}, S/m$	τ_{α}, s	α_{α}	$\Delta\sigma_{\beta}, S/m$	τ_{β}, s	α_{β}
Інтактний	$1,01 \cdot 10^{-9}$	$3,02 \cdot 10^{-4}$	$2,11 \cdot 10^{-7}$	$4,62 \cdot 10^{-3}$	1	$1,44 \cdot 10^{-7}$	0,934	1
24 год.	$1,00 \cdot 10^{-9}$	$1,02 \cdot 10^{-5}$	$1,07 \cdot 10^{-7}$	$3,93 \cdot 10^{-4}$	1	$3,50 \cdot 10^{-7}$	0,614	1
γ -опромінення	$1,03 \cdot 10^{-9}$	$7,24 \cdot 10^{-5}$	$1,52 \cdot 10^{-7}$	$3,94 \cdot 10^{-3}$	1	$1,91 \cdot 10^{-7}$	0,994	1
5°C	$1,02 \cdot 10^{-9}$	$7,10 \cdot 10^{-5}$	$1,42 \cdot 10^{-7}$	$1,09 \cdot 10^{-3}$	1	$3,61 \cdot 10^{-7}$	0,738	1
60°C	$1,01 \cdot 10^{-9}$	$6,11 \cdot 10^{-4}$	$2,67 \cdot 10^{-7}$	$5,31 \cdot 10^{-3}$	1	$2,44 \cdot 10^{-7}$	0,989	1

Результати демонструють відчутні відмінності спектрів провідності між зразками. Зразок, витриманий 24 години на повітрі, показав суттєве зниження провідності та зміщення релаксаційних часів, що свідчить про деградацію клітинних структур. Опромінення γ -променями також вплинуло на провідність, але меншою мірою. Найменші зміни спостерігалися після охолодження до +5°C, тоді як нагрів до +60°C спричинив значне підвищення провідності — ймовірно, через термічну деструкцію мембран та вивільнення іонів. Значення параметрів α у всіх випадках наближені до 1, що вказує на широкі спектри релаксацій у тканині.

Альфа-дисперсія характеризується такими параметрами, як час релаксації $\tau_{\alpha} = 2.17 \times 10^{-3}$ с, амплітуда $\Delta\sigma_{\alpha} = 1.30 \times 10^{-7}$ С/м, параметр ширини розподілу $\alpha_{\alpha} \approx 1.00$, що свідчить про наявність високоспецифічного процесу релаксації, ймовірно пов'язаного з поляризацією мембран або субклітинними структурами. Бета-дисперсія виявилася виразнішою, зокрема, бо $\tau_{\beta} = 0.483$ с, $\Delta\sigma_{\beta} = 4.20 \times 10^{-7}$ С/м, $\alpha_{\beta} \approx 1.00$, що, ймовірно, відображає інтерфейсні поляризаційні ефекти, зокрема явище Максвелла–Вагнера на клітинному рівні.

Частотна залежність імпедансу свідчить про перехід від резистивної до ємнісної поведінки, а фазовий кут демонструє типові переходи дисперсій, що відповідають електричним спектрам біотканин. Результати підтверджують, що електричні властивості печінки визначаються множинними релаксаційними процесами, добре описуваними моделлю Коула–Коула. Параметри α , близькі до 1, вказують на структурну неоднорідність тканини.

Окрім цього, можна зауважити, що вихідний зразок мав характерний спектр з α - та β -дисперсіями ($\tau_{\alpha} = 4.6 \times 10^{-3}$ с, $\tau_{\beta} = 0.93$ с, $\sigma_{\infty} = 3.02 \times 10^{-4}$ С/м), що свідчить про збережену структуру. Після 24 годин на повітрі провідність зменшилась у 30 разів, α -дисперсія зсунулася — це вказує на деградацію мембран. Ультразвук та γ -опромінення спричинили помірні зміни, без повної деструкції структури. Зберігання при +5°C зберегло α -дисперсію, що свідчить про ефективну консервацію. Нагрів до +60°C спричинив зростання σ_{∞} ($\sim 6.1 \times 10^{-4}$ С/м) та посилення дисперсій — ознака теплової денатурації. Загалом усі зразки мали $\alpha \approx 1$, що вказує на полідисперсний характер релаксацій. Найбільші зміни спостерігались після висушування та нагрівання, найменші — після охолодження.

Висновки. Частотну залежність комплексної електричної провідності тканини печінки свині було проаналізовано із застосуванням узагальненої моделі Коула–Коула, що включає дві дисперсії (α - та β -дисперсію) і компоненту провідності постійного струму (σ_{dc}). Модель забезпечила високу відповідність експериментальним даним у всьому дослідженому діапазоні частот (від 0.01 Гц до приблизно 1 МГц), що підтверджує її адекватність для опису електричних властивостей біологічних тканин. Оптимізовані параметри свідчать, що високочастотна провідність (σ_{∞}) становила 3.02×10^{-4} С/м, тоді як провідність постійного струму (σ_{dc}) була малою – 1.06×10^{-9} С/м, що вказує на незначний внесок іонної провідності на низьких частотах. Наявність двох дисперсій підтверджена двома релаксаційними компонентами, які відображають складну структуру тканини. Аналіз спектрів провідності за різних умов зберігання тканини дозволяє надійно ідентифікувати структурні зміни — від деградації мембран до термічної денатурації. Це відкриває перспективи для створення неінвазивних діагностичних технологій та методів контролю якості біоматеріалів.

© Д.М. Червінко, Л.С. Яблонь, В.О. Коцюбинський, Б. І. Рачій, О.П. Паховський, І.М. Гасюк

Список посилань

1. Gabriel, Camelia & Gabriel, Sami & Corthout, E. (1996). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in medicine and biology*, 41, 2231-49. 10.1088/0031-9155/41/11/001.
2. Grimnes, Sverre & Schwan, Herman. (2002). *Interface Phenomena and Dielectric Properties of Biological Tissue*. 20.
3. Shi, Y., Bai, X., Yang, J., Wu, X., & Wang, L. (2025). Optimized measurement methods and systems for the dielectric properties of active biological tissues in the 10Hz-100 MHz frequency range. *Frontiers in physiology*, 16, 1537537. <https://doi.org/10.3389/fphys.2025.1537537>.
4. Gabriel, S., Lau, R. W., & Gabriel, C. (1996). The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in medicine and biology*, 41(11), 2271–2293. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/00>.
5. Gabriel, C., Gabriel, S., & Corthout, E. (1996). The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Physics in Medicine and Biology*, 41(11), 2231–2249. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/001.
6. Zhang, Y., & Lee, T. (2023). Current status and emerging techniques for measuring the dielectric properties of biological tissues. *ASME Open Journal of Engineering*, 3, Article 031005. DOI: 10.1115/1.4064746.
7. Holder, D. (2021). Electrical impedance tomography – Recent applications and developments. *Journal of Biomedical Imaging*.
8. Kuang, W., & Nelson, S. O. (1998). Low-frequency dielectric properties of biological tissues: A review with some new insights. *Transactions of the ASAE*, 41(1), 173–184. DOI: 10.13031/2013.17142.
9. Crowell, L. L., Yakisich, J. S., Aufderheide, B., & Adams, T. N. G. (2020). Electrical Impedance Spectroscopy for Monitoring Chemoresistance of Cancer Cells. *Micromachines*, 11(9), 832. <https://doi.org/10.3390/mi11090832>.
10. Etoz, S., & Brace, C. L. (2019). Development of Water Content Dependent Tissue Dielectric Property Models. *IEEE journal of electromagnetics, RF and microwaves in medicine and biology*, 3(2), 105–110. <https://doi.org/10.1109/jerm.2018.2881692>.
11. Cole, K. S., & Cole, R. H. (1941). Dispersion and absorption in dielectrics I. Alternating current characteristics. *Journal of Chemical Physics*, 9(4), 341–351. DOI: 10.1063/1.1750906.
12. Eleiwa, Mohamed & Elsherbeni, Atef. (2001). Debye Constants for Biological Tissues from 30 Hz to 20 GHz. 16. 202-213.
13. Zhang, M., Li, Y., & Wang, R. (2023). Novel sensing technique for stem cells differentiation using dielectric spectroscopy of their proteins. *Sensors*, 23(5), 2397. DOI: 10.3390/142482397.
14. Stoneman, M. R., & Raicu, V. (2021). Dielectric Spectroscopy Based Detection of Specific and Nonspecific Cellular Mechanisms. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(9), 3177. <https://doi.org/10.3390/s21093177>.
15. Dovancescu, Silviu & Saporito, Salvatore & Herold, Ingeborg & Korsten, Hendrikus & Aarts, R. & Mischi, Massimo. (2017). Monitoring thoracic fluid content using bioelectrical impedance spectroscopy and Cole modeling. *Journal of Electrical Bioimpedance*. 8. 107. 10.5617/jeb.5611.
16. Zachariah, Vidhya & P S, Priyamvada. (2024). Bioimpedance Analysis: Basic Concepts. *Journal of Renal Nutrition and Metabolism*. 8. 30-34. 10.4103/JRNM.JRNM-9-23.
17. Kyle, U. G., Bosaeus, I., De Lorenzo, A. D., Deurenberg, P., Elia, M., Gómez, J. M., Heitmann, B. L., Kent-Smith, L., Melchior, J. C., Pirlich, M., Scharfetter, H., Schols, A. M., Pichard, C., & Composition of the ESPEN Working Group (2004). Bioelectrical impedance analysis--part I: review of principles and methods. *Clinical nutrition (Edinburgh, Scotland)*, 23(5), 1226–1243. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2004.06.004>.
18. Cheney, M., et al. (1999). Electrical impedance tomography. *SIAM Review*, 41(1), 85–101. DOI: 10.1137/S0036144598333613.
19. Al-Ali, A., et al. (2020). Smart bioimpedance spectroscopy device for body composition estimation. *Sensors*, 20(1), 70. DOI: 10.3390/s20010070.
20. Taras Pryimak, Oksana Popadynets, Ivan Gasiuk, Taras Kotyk. (2021). Electrical impedance spectrum transformation of liver tissues under the influence of temperature. *International Journal of Engineering Research and Applications*, 11(12), 1–11. <https://doi.org/10.9790/9622-1112010111>.