

**Сергій ОСІНОВ**, канд. техн. наук, ст. викл.

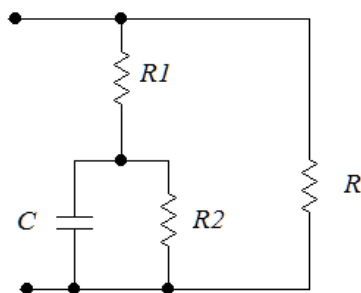
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,  
м. Київ, Україна, e-mail: analogcloud1@gmail.com

## ВИЗНАЧЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН З ПЕРШИХ ПРИНЦИПІВ

**Анотація.** Мембрана обумовлює виборну проникність для різних іонів, наслідком цього є вплив на процес дифузії іонів. Виникають градієнти концентрації, які у подальшому є джерелом виникнення мембранних потенціалів. Розглянуто еквівалентні схеми вимірювання опору які вказують на шлях до збільшення точності вимірювання. Аналіз виконано з застосуванням еквівалентної електричної схеми яку синтезовано з використанням електроаналогій.

**Ключові слова:** мембрана, електричний імпульс, поляризація, еквівалентна схема, електроаналогія, біологічна структура.

**Актуальність дослідження.** Мембранні процеси обумовлюють виборчу проникність для різних іонів. Внаслідок цього дифузія катіонів і аніонів через клітинні мембрани протікає



**Рис. 1.** Еквівалентна електрична схема для визначення імпедансу

з неоднаковою швидкістю, прикладом є  $K^+$ ,  $Na^+$ -іонний насос [1]. За наявності градієнту концентрації створюється ситуація яка є причиною виникнення мембранних потенціалів. Розробка пристроїв з біологічно-зворотнім зв'язком для оцінки актуального стану здоров'я людини потребує аналізу умов збудження біологічної структури електричними імпульсами. Для виконання досліджень використовують еквівалентні електричні схеми які враховують наявність у біологічних тканинах мембранних процесів [2]. Таким чином відбувається створення фантому біологічної тканини у вигляді електричної моделі [2, 3]. Узагальнена електрична схема моделі виглядає як двополюсник, рис. 1:  $R$  – опір міжклітинного середовища.  $R1$  – опір вмісту клітини,  $R2$  – опір мембрани.  $C$  – ємність мембрани.

Представлена схема виглядає інтуїтивно зрозумілою, але є статичною. Еквівалентним перетворенням схеми легко встановити – опір є частотозалежним, а відповідно присутня дисперсія опору, а сам опір є комплексною величиною. Потреба враховувати динаміку процесів біологічної структури потребує модифікації еквівалентної електричної схеми. Адекватність результату є критичним параметром у спостереженнях за поведінкою біологічних тканин з використанням методів заснованих на вимірах імпедансу тканин. Пошук нових методів та засобів вимірювань біомедичних сигналів є актуальним завданням з точки зору отримання необхідних даних для розрахунку, створення спеціалізованого технологічного обладнання. Розробка методології синтезу електричних моделей біологічних структур сприяє вирішенню технічних завдань.

**Мета дослідження.** Метою роботи є демонстрація впливу динамічних процесів, зокрема, процесу роботи  $K^+$ ,  $Na^+$ -іонного насосу і визначення механізму іонної провідності під час вивчення особливості виміру комплексного опору біологічних тканин. Завдання яке вирішується для досягнення мети це дослідження еволюційного розвитку електричної моделі біологічної тканини з урахуванням процесу поляризації клітинної мембрани для визначення структури електричного аналога біологічної структури.

**Основні матеріали досліджень.** При використанні біофізичних показників, вирішують декілька завдань. Серед таких завдань є визначення структурних властивостей тканини та бажання отримати кількісну оцінку для опису біофізичного явища. Використання біофізичних ефектів має особливість і це пов'язано з застосуванням прямого та зворотного перетворення у прояві біофізичного ефекту.

Для точного опису процесів використовують комплексні моделі теоретичної реології і відповідний математичний апарат, що є не завжди прийнятним для практичних цілей і тому використовують модельне наближення. При застосуванні моделі орієнтуються на відшукування сумарних характеристик які задовольняють потребам практики. Тобто відбувається переклад на звичайний інженерну мову – мову електричних схем, для того щоб у подальшому інтерпретувати діагностичну ситуацію. Переважно для цього використовують метод прямої аналогії. Узагальнена схема (рис. 1) побудовано за умови, що параметри мають зосереджений характер. В дійсності електрична властивість тканин має складний характер [4]. В першу чергу це пов'язано з релаксаційними процесами які мають місце внаслідок поляризаційних явищ. При цьому здійснюється зміна питомого опору в залежності від типу клітин біологічної структури та стану мембран. Питомий опір цитоплазми як найбільшої складової вмісту клітини лежить у межах  $10^{-1} \dots 3 \cdot 10^2$  Ом·м, а питомий опір клітин мембрани знаходиться у межах  $10^3 \dots 10^4$  Ом·м. Провідність мембран обумовлено діелектричним характером походження. Невизначеність опору у даний час призводить до невизначеності напрямку проходження струму скрізь ділянку біологічної структури яка складається з різних тканин. Умовою для формування вектору струму є мінімізація опору на шляху його проходження і відповідно опір біологічної структури потрібно розглядати як розподілений. Якщо врахувати наведені особливості то для виміру провідності потрібно створення певних умов, зокрема, застосовувати чотиризондовий метод виміру імпедансу. Спосіб передбачає лінійне, з фіксованою відстанню, розташування зондів при цьому до зовнішніх зондів підключають джерело живлення, що дозволяє підвищити точність вимірювання, але вплив релаксійного процесу при цьому залишається [5]. Спостереження дисперсії є наслідком обмінних процесів роботи  $K^+$ ,  $Na^+$ -наосу мембран клітин і виникнення поляризації, як наслідок іонної провідності, характерного для діелектриків. Відбувається зміщення зарядів яке призводить до встановленого певного потенціалу-потенціалу спокою  $\phi_0$ . Явище є оборотним і це важливим для визначення поточного стану біологічної структури. Поляризованість буде вищою якщо збільшиться іонна провідність внаслідок того, що діелектрична проникність послаблює сили взаємного притягування зарядів [6]. Зростання провідності мембрани по відношенню до іонів натрію, за походженням зростання це позитивний зворотний зв'язок, і в подальшому може призвести до значної деполяризації. Якщо перетинається певна межа деполяризації це призводить до встановлення нового потенціалу – потенціалу дії –  $\phi_c$ . З огляду на механізм дії  $K^+$ ,  $Na^+$ -наосу мембран полярну рідину клітини можна віднести до іонних напівпровідників. На рис. 2 наведено енергетичну діаграму поверхневих станів мембрани для окремих часових проміжків роботи  $K^+$ ,  $Na^+$ -наосу.

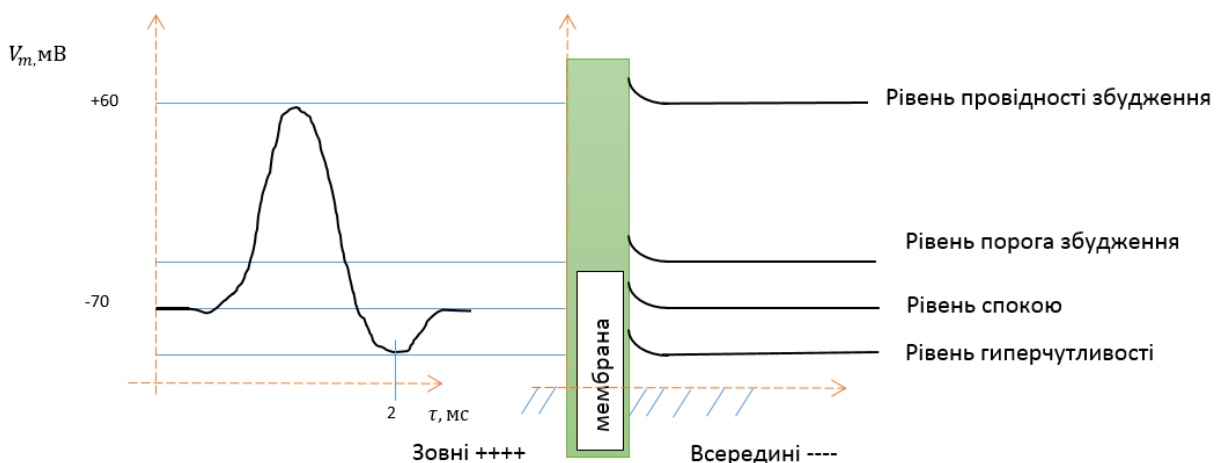


Рис. 2. Енергетична діаграма станів біологічної структури

Поляризованість є опосередкованою величиною яка визначає електрорушійну силу урахування якої вносить зміну до еквівалентної електричної схеми, рис. 1. В загальній біофізичній літературі це визначають як особливість дії закону Ома у біологічних системах [1, 3] і відбувається як введення еквівалентного генератора з параметрами електрорушійної сили (е.р.с.) –  $E$  та внутрішнього опору  $r$ , рис. 3. Схема при цьому залишається двополюсником.

Схема, рис. 3 відображає елементарну комірку біологічної структури. В узагальненому вигляді біологічну структуру потрібно подавати як каскадне з'єднання елементарних комірок для встановлення умов передачі збудження, рис.4:  $Z$  – приведений комплексний опір,  $R_1$  – опір міжклітинного середовища,  $R$  – опір вмісту клітини.

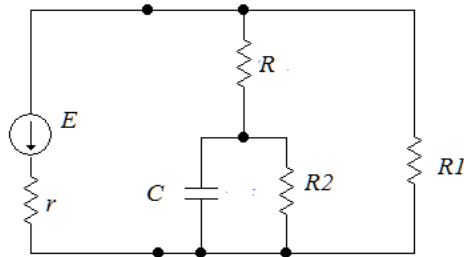


Рис. 3. Еквівалентна електрична схема з урахуванням потенціалу спокою

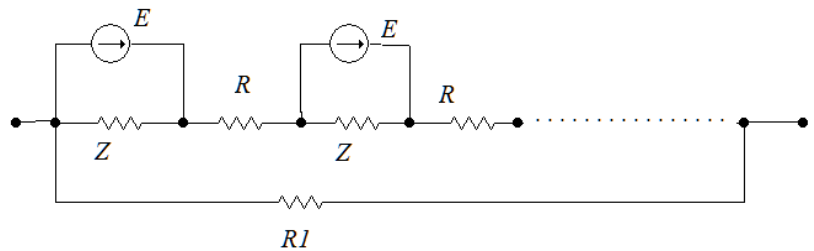


Рис. 4. Формування загального імпедансу біологічної структури

Визначення еквівалентної схеми цього випадку не виглядає як однозначне. Передача збудження за схемою «збудження-реакція» відбувається за участю потенціалу дії і виглядає як проходження стоячої хвилі скрізь каскад елементарних комірок. Енергія сигналу, яка обумовлена потенціалом дії, розповсюджується за певними правилами біологічної системи, щільність зарядових станів на шляху проходження має бути збереженою. Аналогія схеми «збудження-реакція» має відповідати правилам поведінки біологічної структури, а компоненти схеми реалізовувати відповідні функції у твердотільному середовищі. Реалізація подібних функцій з використанням твердотільних компонент може бути різноманітною як за принципом так і типом інформаційного сигналу. Якщо еквівалентна схема є схемою з сосередженими параметрами енергетичні втрати не дозволять інформаційному сигналу потрапити до свого навантаження у непошкодженому стані. Виникають обмеження для передачі сигналу які не враховують умови локальної переполізації.

В біологічній структурі за реалізацію цієї функції відповідає умовний біологічний перемикач властивість якого дозволяє мати певну бінарність у перемиканні. На користь цього свідчить пружний характер деполізації-електронний тип. Окрім того повинна бути присутня і певна когнитивність у сигналі для визначення ваги подразнення і проходження порогу чутливості. Проходження порогу можливо за варіантами: або енергетичної підкачки, або коригування порогу на шляху проходження сигналу, інакше потрібно визнавати надпровідні властивості біологічної структури. У еквівалентній схемі це потрібно компенсувати введенням нелінійного компонента динамічна поведінка якого забезпечить порог для проходження інформативного сигналу та матиме синхронізоване керування у координатах системи з розсосередженими параметрами. Дана ситуація, з точки зору реалізації еквівалентної схеми, не потребує глибокого розуміння процесу енергетичного обміну за рахунок АТФ енергії відкритої біологічної структури, тут спрацьовує аналогія. Для встановлення аналогій достатньо аналізу співвідношення розмірностей. Особливість полягає в тому, що біологічна структура власно і генерує електрично заряджені частинки які впорядковуються відповідно до електромагнітних законів.

**Результати досліджень.** В дійсності найбільш цікавим явищем є динаміка процесу в біологічній системі, яка виглядає як автоматична але природня за походженням, а кінцевим результатом стає схема структура якої складається з ряду елементів, і які взаємодіють певним

чином між собою. Динамічні властивості окремих елементів системи вже відомі і можливо надати опис передатної функції елементів. В подальшому це дозволяє синтезувати схему автоматичної системи та аналізувати перехідний процес. Для переходу від рівнянь елементів системи до рівняння системи потрібно виключати змінні які не цікавлять. Зазвичай залишають для аналізу у перехідному процесі або похибку або керуєму величину.

Узагальнення явищ біологічної структури з перших принципів дозволяє встановити електробиологічні аналогії. Синтез власно моделі-електричного аналогу відбувається з дотриманням індуктивного принципу при встановленні співвідношень для аналогів відштовхуючись від емпіризму досліджень. В таблицю 1 додано аналогії компонент та процесів які використовують для побудови електричної моделі для демонстрації роботи  $K^+$ ,  $Na^+$ -іонного насосу.

**Таблиця 1**

Електробиологічні аналогії

Електричне коло			Біологічне коло		
Назва	Позначка	Одиниця виміру	Назва	Позначка	Одиниця виміру
Комплексний опір	$Z$	Ом	Клітинний опір	$Z_T$	Ом
Активний опір	$R$	Ом	Міжклітинний опір	$R_T$	Ом
Нелінійний опір	$R_n$	Ом	Біологічний перемикач	$P_k$	–
Ємність	$C$	Ф	Клітинна ємність	$C_T$	Ф
Заряд	$Q$	Кулон/см <sup>2</sup>	Селективність мембрани	$T_T$	іон/см <sup>2</sup>
Енергія	$E$	еВ	Подразнення	$E_T$	еВ
Струм	$I$	Ампер	Потужність потоку іонів	$P_T$	Ватт
Напруга	$U$	Вольт	АТФ джерело живлення	$U_T$	Вольт
Градент потенціалів	grad $\phi$	Вольт	Градент концентрації	grad $N$	Моль
<i>Процеси</i>					
Тип електричної взаємодії			Морфологічна структура		
Диференційний спектр передачі сигналу			Розповсюдження збудження		
Формування тунельного струму			Формування потенціалу дії		
Енергетична щільність			Синаптична щільність		

### Висновки

Визначення аналогій процесів біологічної структури для синтезу електричної еквівалентної схеми має прикладний характер. Демонстративність методу є важливим аспектом для проведення тренінгу в умовах дистанційного навчання з використанням віртуальних технологій. Цьому сприяє наявність інструментально-програмних середовищ, зокрема: Matlab, Multisim, Cadence та подібних до них. Наявні бібліотеки компонент в програмах є достатні для синтезу еквівалентних електричних схем, а необхідні інструментальні засоби дослідження дозволяють спостереження за динамікою процесів у біологічних структурах у реальному часі.

Еволюційне вивчення розвитку уяви про структуру електричного аналога біологічної структури визначило деталі для уточнення моделі імпедансу біологічної структури та встановлення аналогій між колом біологічним та електричним. Отриманий результат є корисним для практичного застосування у комп'ютерном моделюванні. Також визначаємо, що кількісна оцінка, по відношенню до аналогій, потребує доопрацювання.

### **Література**

1. Літнарвич Р.М. Біофізика. Медична фізика, теоретична і прикладна фізика. – МЕНУ, Рівне, 2011. – 205 с.
2. Волков С.І., Бульба Є.М., Смердова Т.А. Аналіз збудження біологічної структури електричними імпульсами. – Вісник Полтавської державної аграрної академії, №2, 2012. – С.190–194.
3. Григор’єва Л.І., Томілін Ю.А. Основи біофізики і біомеханіки. – Миколаїв, Чорноморський державний університет ім.П. Могили, 2011. – 300 с.
4. Геращенко М.Ф., Цапенко В.В., Чухраєв М.В. Дослідження електропровідності біологічних тканин. – Вісник НТУУ “КПІ”. Серія Приладобудування. Прилади і системи біомедичних технологій. – 2017. – Вип. 53(1). – С. 87–94.
5. Спосіб реєстрації виходу плодів картоплі зі стану спокою: пат. 55417 Україна: G01N29\04/ Осінов С.М., Заворотний В.Ф., Чапний М.В., Чапний Т.М. – заявл. 18.06.2010; опубл. 10.12.2010, Бюл. № 23, 2010. – 3 с.
6. Поплавко Ю.М. Фізика діелектриків. – К. : НТУУ «КПІ», 2015. – 572 с.
7. Зубков С.В., Петрикей О.В., Богайчук-Козій І.В. Моделювання біологічних об’єктів при розробці пристрою для транскральної стимуляції постійним струмом. [Електронний ресурс]: Доступно: [https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/33806/1/VmET-2019-2\\_p60-65.pdf](https://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/33806/1/VmET-2019-2_p60-65.pdf).
8. Електронні дані. – Режим доступу: Інтернет-портал [www.ukr.net](http://www.ukr.net) (дата звернення – 20.02.2023). – Назва з екрану.