

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №5 ДОСЛІДЖЕННЯ ДИСПЕРСІЇ ЕЛЕКТРИЧНОГО ІМПЕДАНСУ

Мета роботи: вивчити особливості електричної провідності біологічних тканин у колі змінного електричного струму; дослідити залежність електричного імпедансу від частоти змінного струму для різних біологічних об'єктів (м'язів, листка рослини тощо); побудувати криві дисперсії імпедансу; визначити відмінність імпедансу для "живої" та ушкодженої тканин.

Теоретична частина.

Електричне коло може містити *індуктивність* (котушка) і *ємність* (конденсатор), їх називають *реактивними елементами*.

1) Якщо вони відсутні, то у колі є тільки *активний* (омічний) опір R (рис. 1).

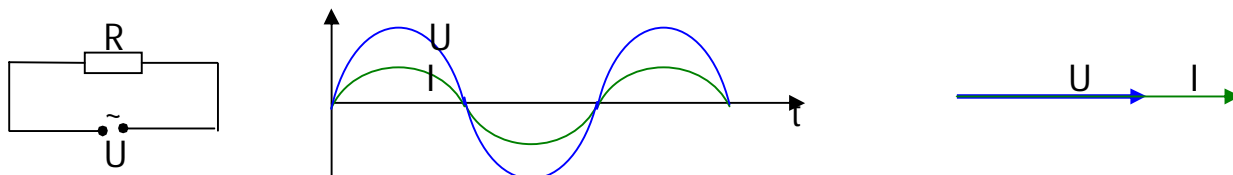


Рис. 1. Схема з активним опором, часові залежності сили струму і напруги та відповідна векторна

діаграма
У кожний момент часу виконується закон Ома $I = \frac{U}{R}$ і струм має однакову з напругою фазу:

$$U = U_0 \sin(\omega t), \quad (1)$$

$$I = \frac{U}{R} = \frac{U_0 \sin \omega t}{R} = I_0 \sin \omega t, \quad (2)$$

$$I_0 = \frac{U_0}{R}. \quad (3)$$

2) Якщо електричне коло містить котушку індуктивністю L (рис. 2), то змінна напруга викликає виникнення змінного струму, який викликає виникнення ЕРС самоіндукції:

$$\mathcal{E}_{c.i.} = -L \frac{dI}{dt}. \quad (4)$$

Закон Ома для неоднорідної ділянки кола:

$$IR = U + \mathcal{E}_{c.i.} \quad (5)$$

При $R = 0$:

$$U = -\mathcal{E}_{c.i.} \quad (6)$$

$$U_0 \sin \omega t = L \frac{dI}{dt}, \quad (7)$$

$$I = \frac{U_0}{L} \int \sin(\omega t) dt = -\frac{U_0}{L\omega} \cos(\omega t) = \frac{U_0}{L\omega} \sin\left(\omega t - \frac{\pi}{2}\right), \quad (8)$$

$$I = I_0 \sin\left(\omega t - \frac{\pi}{2}\right), \quad (9)$$

$$I_0 = \frac{U_0}{L\omega}. \quad (10)$$

Індуктивний опір:

$$R_L = \omega L. \quad (11)$$

Коливання струму в котушці відстають за фазою від коливань напруги на котушці на $\pi/2$. Якщо в електричне коло увімкнений конденсатор, то миттєве значення заряду на його обкладках:

$$q = CU = CU_0 \sin(\omega t). \quad (12)$$

Струм:

$$I = \frac{dq}{dt} = CU_0 \omega \cos \omega t = I_0 \sin\left(\omega t + \frac{\pi}{2}\right). \quad (13)$$

$$I_0 = U_0 \omega C. \quad (14)$$

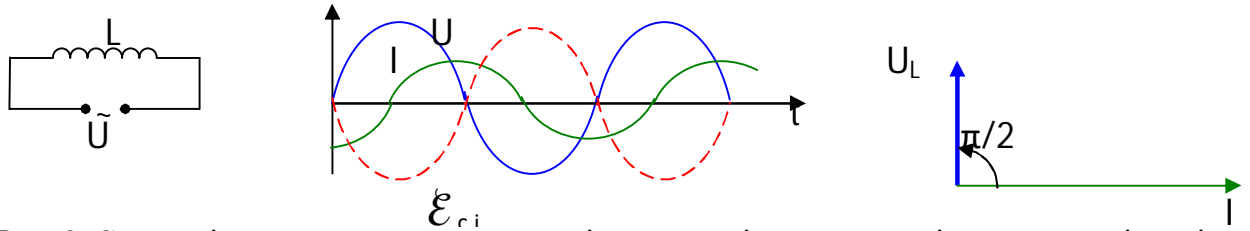


Рис. 2. Схема з індуктивним опором, часові залежності сили струму і напруги та відповідна векторна діаграма

Ємнісний опір:

$$R_C = \frac{1}{\omega C}. \quad (15)$$

Коливання струму через конденсатор (рис. 3) випереджають за фазою коливання напруги на конденсаторі на $\pi/2$.

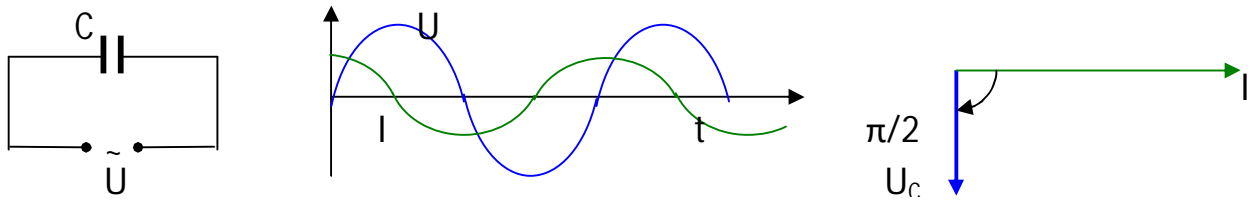


Рис. 3. Схема з ємнісним опором, часові залежності сили струму і напруги та відповідна векторна діаграма

3) Загальний випадок (рис. 4).

Вектор U утворює кут ϕ з вектором I .

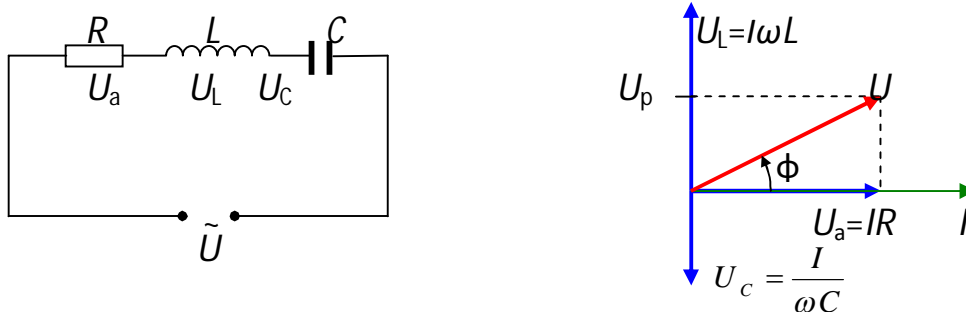


Рис. 4. Схема з активним, індуктивним і ємнісним опором та відповідна векторна діаграма

Реактивна напруга:

$$U_p = U_L - U_C. \quad (16)$$

Амплітудне значення напруги:

$$U_0 = \sqrt{U_a^2 + U_p^2} = I_0 \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}. \quad (17)$$

Закон Ома для змінного струму:

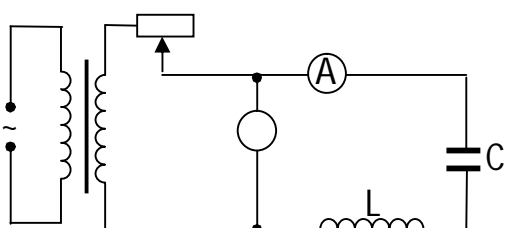
$$I_0 = \frac{U_0}{\sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}}. \quad (18)$$

Ця формула справедлива для амплітудних значень струму й напруги, але не для миттєвих.

Реактивний опір:

$$R_p = \omega L - \frac{1}{\omega C}. \quad (19)$$

Тангенс кута зсуву фаз між струмом і напругою:



$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{\omega L - \frac{1}{\omega C}}{R}. \quad (20)$$

Величина

Рис. 5. Принципова схема установки для вимірювання імпедансу

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2} = \sqrt{R^2 + (R_L - R_C)^2} \quad (21)$$

називається **імпедансом** і відіграє роль повного опору кола змінного струму (рис. 5). Імпеданс не є величиною сталою для даного кола, він залежить від частоти струму. Приладами вимірюють не амплітудні значення струму й напруги (I_0 , U_0), а ефективні, які зв'язані з амплітудними співвідношенням:

$$I_e = \frac{I_0}{\sqrt{2}}, \quad U_e = \frac{U_0}{\sqrt{2}}.$$

Імпеданс біологічних тканин

Як показує експеримент, для біологічних тканин характерні великі значення кута зсуву фаз між силою струму і напругою, причому сила струму випереджає за фазою напругу – Це свідчить про переважання ємнісного опору.

Деякі значення кута зсуву фаз φ при частоті 1 кГц для різних біологічних об'єктів:

Нерв жаби $\varphi = -64^\circ$

М'яз кролика $\varphi = -65^\circ$

Шкіра жаби $\varphi = -55^\circ$

Шкіра людини $\varphi = -55^\circ$

Ламінарія $\varphi = -78^\circ$

Як правило, індуктивністю біологічних об'єктів нехтують (при частотах $\nu < 10^{10}$ Гц і вважають, що їх імпеданс дорівнює геометричній сумі активного R і ємнісного X_C опорів. Для характеристики пропускання струму живими клітинами використовують еквівалентні схеми, тобто такі комбінації C і R , які можуть моделювати електричні параметри біологічних тканин.

Найпростіші еквівалентні схеми:.

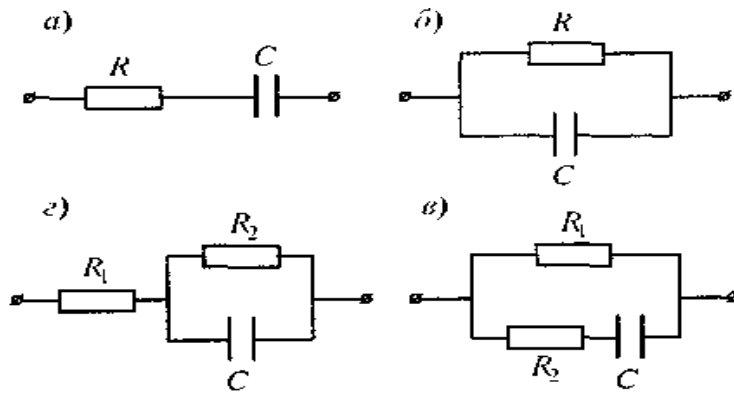


Рис. 5.

При послідовному сполученні R і C (Рис.5, а) схема має суттєві розбіжності з дослідом при пропусканні постійного струму. Якщо $\omega \rightarrow 0$ то вона створює нескінченно великий опір постійному струмові ($Z_0 \rightarrow 0$) що не відповідає дійсності. Якщо C і R з'єднати паралельно (мал. 5, б), то при високих частотах коли $\omega \rightarrow \infty$ то $Z_\infty \rightarrow 0$, що теж не відповідає дійсності. Для біологічних тканин характерне більш складне поєднання ємності й активного опору. Найбільш вдалим є схеми, що приведені на мал. 5 в,г. При пропусканні через такі схеми високочастотного струму при $\omega \rightarrow \infty$, $X_c \rightarrow 0$ їх імпеданс асимптотично наближається до деякої константи Z_∞ (у випадку рис.5 в – $Z_\infty = R_1 R_2 / (R_1 + R_2)$, а у випадку рис.5 г – $Z_\infty = (R_1 + R_2)$). Ці схеми з наближенням можуть бути еквівалентними електричними схемами біологічних тканин, але жодна з них не може повністю відтворювати закономірності пропускання електричного струму через біологічні системи.

На мал. 6 приведені графіки дисперсії (частотної залежності) імпедансу рослинної тканини: 1 - крива для нормальної здорової тканини; 2 - для нагрітої до 50°C протягом 2 хв; 3 - для нагрітої до 50°C протягом 4 хв; 4 - після кип'ятіння в воді протягом 20 хв.

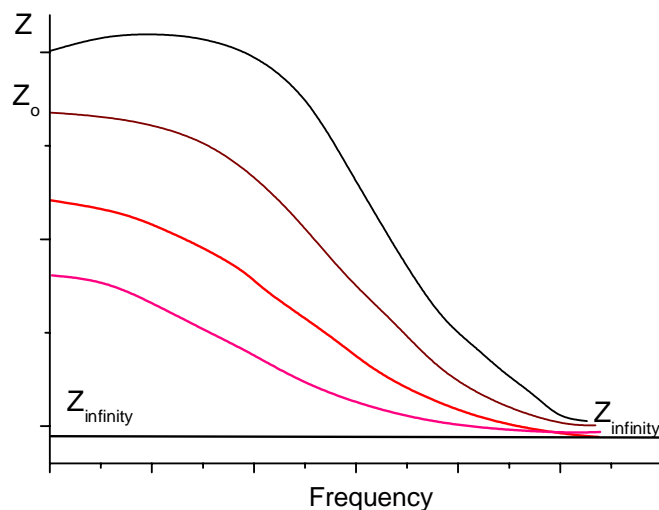


Рис.6. Дисперсія імпедансу біологічної тканини
 1 - крива для нормальної здорової тканини (шкіра);
 2 - для нагрітої до 50°C протягом 2 хв;
 3 - для нагрітої до 50°C протягом 4 хв;
 4 - після кип'ятіння в воді протягом 20 хв.

Крутизна кривої в міру відмирання тканини зменшується, тобто спостерігається зменшення низькочастотного опору, тоді як при високих частотах імпеданс практично залишається постійним. Причиною є те, що при відмиранні руйнуються мембрани - "живі конденсатори", і нежива біологічна тканина володіє суто омичним опором. Вказані особливості використовуються для оцінки фізіологічного стану об'єктів. Як правило, розраховується коефіцієнт дисперсії K , який дорівнює відношенню імпедансу при низьких частотах (10^2 - 10^4 Гц) до імпедансу при високих (10^6 - 10^8 Гц) частотах: $K = Z_{Low} / Z_{High}$

У нормальних тканинах K залежить від положення організму в еволюційному ряді. Наприклад, коефіцієнт дисперсії печінки ссавців дорівнює приблизно 9-10, печінки жаби - 3-4. При відмиранні тканин коефіцієнт K наближається до одиниці. Критерієм життєздатності є частотна залежність тангенса кута зсуву фаз між силою струму і напругою, яка дає уявлення про співвідношення між величинами активного і реактивного опорів:

$$\operatorname{tg} \varphi = (X_c - X_L) / R \approx X_c / R$$

Імпеданс тканин залежить також від їх функціонального стану, і це використовується в діагностиці. Імпеданс кровоносних судин залежить від їх кровонаповнення, а значить і від серцево-судинної діяльності. На цьому базується діагностичний метод, який називають *реографією*. Реографія вивчає залежність активної складової імпедансу біологічної тканини від її деформації в процесі серцевої діяльності. Отримують реограми серця, головного мозку, магістральних судин, легень тощо. Вважається, що відносна зміна об'єму ділянки кровоносної судини (чи іншої біологічної тканини) $\Delta V/V$ прямо пропорційна зміні опору $\Delta R/R$. Співвідношення між активною та реактивною складовими опору може змінюватись при зміні фізіологічного стану та деяких патологіях. Наприклад, при запаленні на перших стадіях спостерігається збільшення активного опору тканин. Цей ефект обумовлений тим, що струм низької частоти йде переважно через міжклітинну рідину, яка володіє суто омичним опором. При запаленні клітини набухають і переріз міжклітинних ділянок зменшується, що й призводить до підвищення омичного опору. Ємнісний опір при цьому практично не змінюється, оскільки не змінюється структура клітин. Очевидним є той факт, що за незмінного ємнісного опору збільшення омичного опору свідчить про набухання клітин, а зменшення омичного опору, навпаки, свідчить про зменшення об'єму клітин. Зворотний ефект спостерігається на ранніх стадіях онкологічних захворювань. Перетворення нормальних клітин у ракові супроводжується появою молодих клітин і підвищенням ємнісного опору.

Підсумок

Біологічним тканинам притаманні такі електричні властивості:

1. *Активний опір*. Проходження постійного або змінного електричних струмів крізь біологічну тканину завжди супроводжується виділенням теплової енергії, що свідчить про наявність активного (омичного) опору R . Величина цього опору залежить від розмірів об'єкта і його електричних властивостей, що визначається питомою електричною провідністю. Питома електропровідність речовини σ визначається концентрацією зарядів n їх величиною e і рухливістю μ : $\sigma = n e \mu$. Величина електричного опору або провідності біологічних тканин при однакових геометричних розмірах залежить від цих величин.

Питомі опори різних біологічних тканин можуть відрізнятись у тисячі разів, що визначається передусім концентрацією вільних зарядів у рідких середовищах біологічних тканин.

2. *Ємнісні властивості біологічних тканин*. Більшість біологічних тканин складаються з послідовних шарів, які добре або погано проводять електричний струм, тобто за своєю структурою відповідають будові конденсатора. Другою складовою частиною електричної ємності біологічних тканин виступає ємність клітинних мембран, яка, як відомо, має досить значну величину.

Доказом ємнісних властивостей біологічних тканин виступають такі факти: а) зменшення імпедансу тканини при збільшенні частоти електричного струму; б) амплітудне значення струму випереджає по фазі амплітудне значення напруги.

Величина ємнісного опору визначається за формулою: $X_c = \frac{1}{\omega C}$, де ω – циклічна частота змінного струму.

3. *Індуктивні властивості біологічних тканин*. Конструктивно ці властивості у біологічних тканин виражені дуже слабо. Індуктивний опір проявляється при дуже високих частотах змінного струму (область НВЧ і КВЧ коливань).

Величина індуктивного опору визначається за формулою: $X_L = \omega L$

Електричні схеми можуть містити різні елементи (R , X_C та X_L). Повний опір електричного кола, що містить ці елементи, змінному струмові називають імпедансом Z .

Залежність повного опору (імпедансу) від частоти змінного струму називається дисперсією імпедансу, або дисперсією електропровідності. Для біологічних тканин дисперсія імпедансу має складну форму.

Вимірювання електропровідності біологічних тканин дає змогу вивчати процеси, що відбуваються у живих клітинах та тканинах при зміні їх фізіологічного стану як у нормі, так і при патологічній дії факторів, що ушкоджують тканину. Малі напруги, що використовуються при цьому, не вносять суттєвих змін у фізико-хімічні процеси, що відбуваються у біооб'єктах.

Для оцінки дисперсії імпедансу біологічних тканин розглядають коефіцієнт дисперсії імпедансу K що дорівнює відношенню імпедансів біологічних тканин на низьких $Z(\text{low})$ та високих $Z(\text{high})$ частотах. На практиці дисперсію імпедансу біологічних тканин вимірюють у діапазоні частот 1 Гц (низька частота) – 10 МГц (висока частота). Для цих частот значення K для живої тканини дорівнює 10-15, а для ушкодженої або мертвої тканини не перевищує 5. За значенням цього коефіцієнта можна зробити висновок про життєздатність біотканин або органів, що підлягають трансплантації.

У цій роботі дослідження дисперсії імпедансу для різних біологічних тканин проводять у діапазоні частот змінного струму 0,01 Гц-10⁵ Гц

Порядок виконання роботи

1. Дослідження частотної залежності електропровідності матеріалу здійснюється за допомогою потенціостату-гальваностату AUTOLAB PGSTAT100 фірми "ECO CHEMIE" (Нідерланди) укомплектованого модулем FRA-2. Вимірювання дійсної $\text{Re}(Z)$ та уявної $\text{Im}(Z)$ частин комплексного опору проводилось в діапазоні частот $f = 10^{-2} \div 10^5$ Гц при напрузі.

2. В якості зразків біологічних матеріалів Для досліджень використовуються свіжі та "прив'ялі" картоплина і яблуко. Зразки позначалися як fresh та old, відповідно.

3. В зразки вкручуються два контактні шурупи з нержавіючої сталі. До контактів під'єднуються клеми електродів– до однієї - червоний, до іншої – одночасно білий та синій.

4. Управління приладом відбувається з допомогою програми-оболонки "Interface". Отримання даних відбувається з використанням програми FRA2

5. Після натискання кнопки "Start" починається процес вимірювання дійсної та уявної частин опору на кожній з частот (загальна кількість точок по частотах за замовчуванням рівна 51). Зображення вікна програми наведено на рис. .

6. Результатом виконання вимірювання є файл з розширення .P00. Файл містить шість колонок чисел.

Перша колонка- частота сигналу, на якій здійснювалося вимірювання.

Друга колонка - дійсна частина опору

Третя колонка- уявна частина опору

Четверта колонка - час досягнення рівноважного значення опору

П'ята колонка – напруга, при якій здійснювалося вимірювання опору

Шоста колонка – струм, який було виміряно при певній напрузі та частоті

Procedure : Potato-old

11/10/2021 8:39:34 PM - 11/10/2021 8:50:06 PM i(init)= -28.13μA - i(end)=

-19.98μA

potato, old

t = 525.4 s

f/Hz	Z'/Ohm	-Z''/Ohm	time/s	Edc/U	Idc/A
51					
10.000e+04	12.227e+01	19.452e+01	23.200e+00	-18.005e-05	-28.125e-06
72.443e+03	14.967e+01	24.992e+01	25.600e+00	-18.005e-05	-28.125e-06
52.481e+03	18.903e+01	31.891e+01	27.900e+00	-18.005e-05	-28.125e-06
38.019e+03	24.645e+01	40.278e+01	30.300e+00	-18.005e-05	-28.125e-06
27.542e+03	32.513e+01	49.923e+01	36.500e+00	-20.142e-05	-26.007e-06
19.953e+03	43.648e+01	60.202e+01	38.800e+00	-20.142e-05	-26.007e-06
14.454e+03	58.407e+01	70.420e+01	41.200e+00	-20.142e-05	-26.007e-06
10.471e+03	76.846e+01	79.405e+01	43.500e+00	-20.142e-05	-26.007e-06
75.858e+02	98.542e+01	85.841e+01	45.900e+00	-20.142e-05	-26.007e-06
54.954e+02	12.246e+02	88.348e+01	48.200e+00	-20.142e-05	-26.007e-06

7. Копіюємо все в Excel. Нас цікавлять перші три колонки.

8. Будуємо залежність уявної частини опору від дійсної.- така побудова називається діаграмою Найквіста. Приклади на рис.

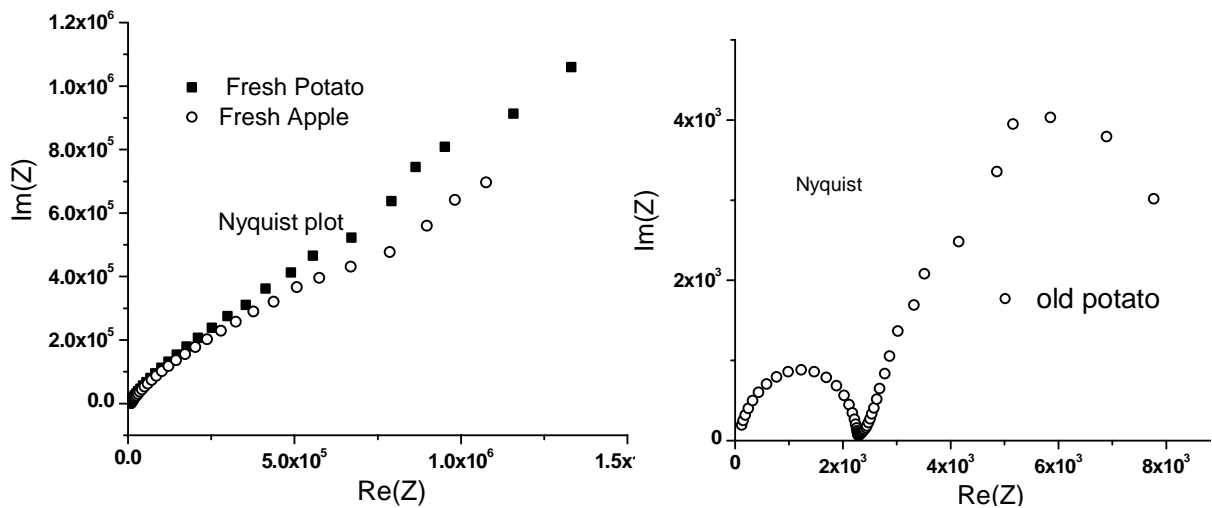
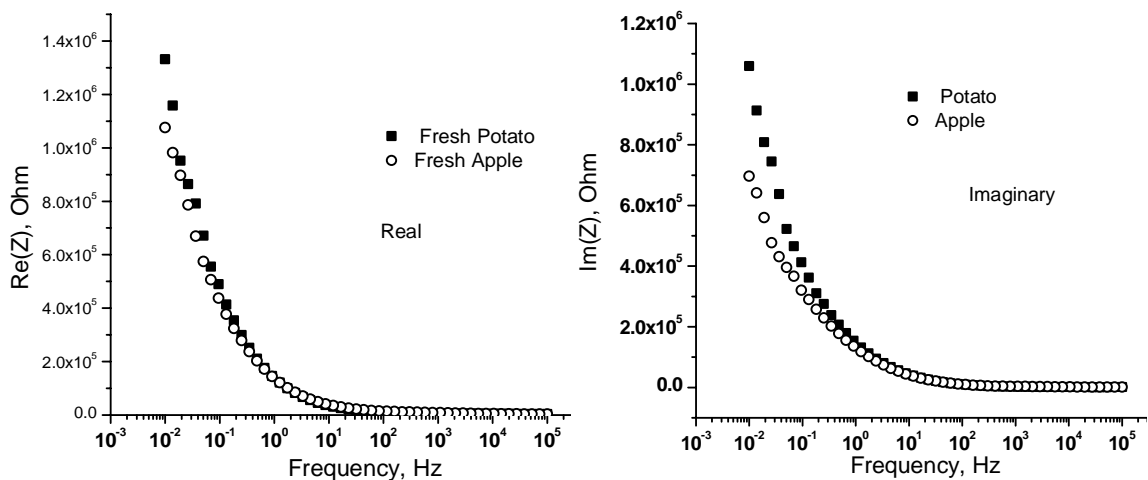


Рис. Діаграми Найквіста та для "свіжих" картоплі та яблука та для картоплі після зберігання в теплій кімнаті впродовж 10 діб

9. Окремо будуємо залежності дійсної та уявної частини опору від частоти (шкала осі частоти логарифмічна!). Приклади результату наведено на рис.



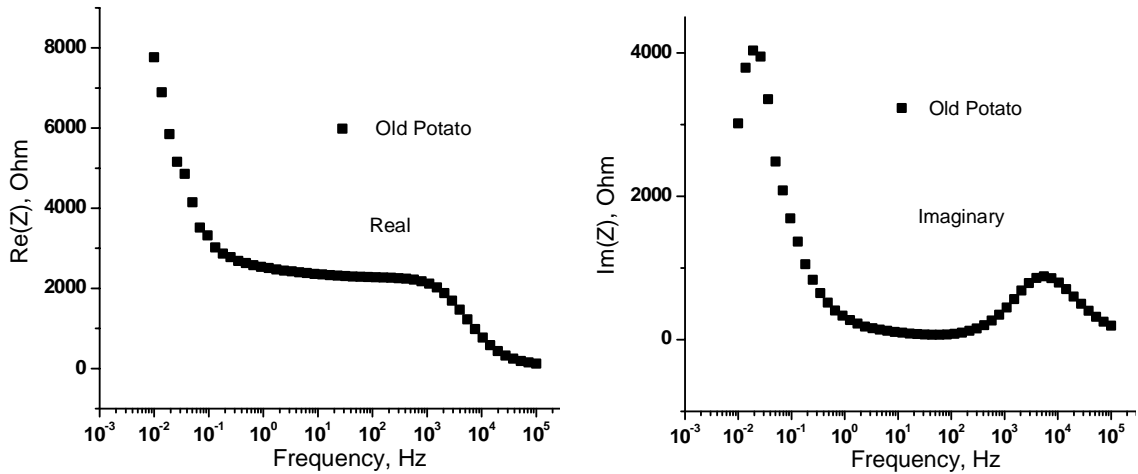


Рис. Частотні залежності дійсної та уявної частин опору для свіжої картоплі та яблука, а також для картоплі після зберігання в теплій кімнаті впродовж 10 діб

9. Окремо шукаємо відношення уявної частини опору до дійсної яке рівне тангенсу кута зсуву фаз між силою струму та напруги для всіх частот. Шукаємо арктангенс отриманої залежності та будуємо залежність кута зсуву фаз від частоти (шкала осі частоти логарифмічна!). Приклади результату наведено на рис.

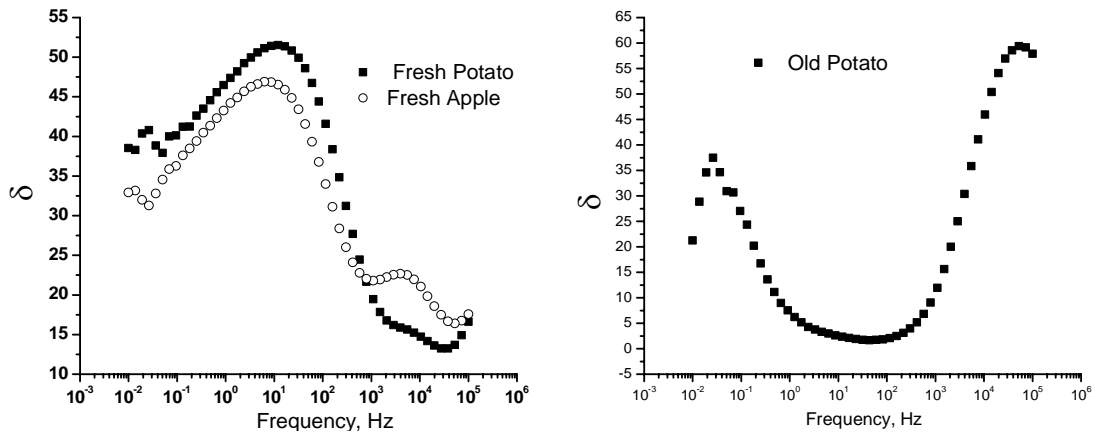


Рис. Частотні залежності тангенса діелектричних втрат для свіжої картоплі та яблука, а також для картоплі після зберігання в теплій кімнаті впродовж 10 діб

10. Знаходимо значення імпедансу для кожної частоти за рівнянням $Z = \sqrt{(\text{Re}(Z))^2 + (\text{Im}(Z))^2}$ для кожної частоти та будуємо відповідні залежності. Приклади наведено на рис.

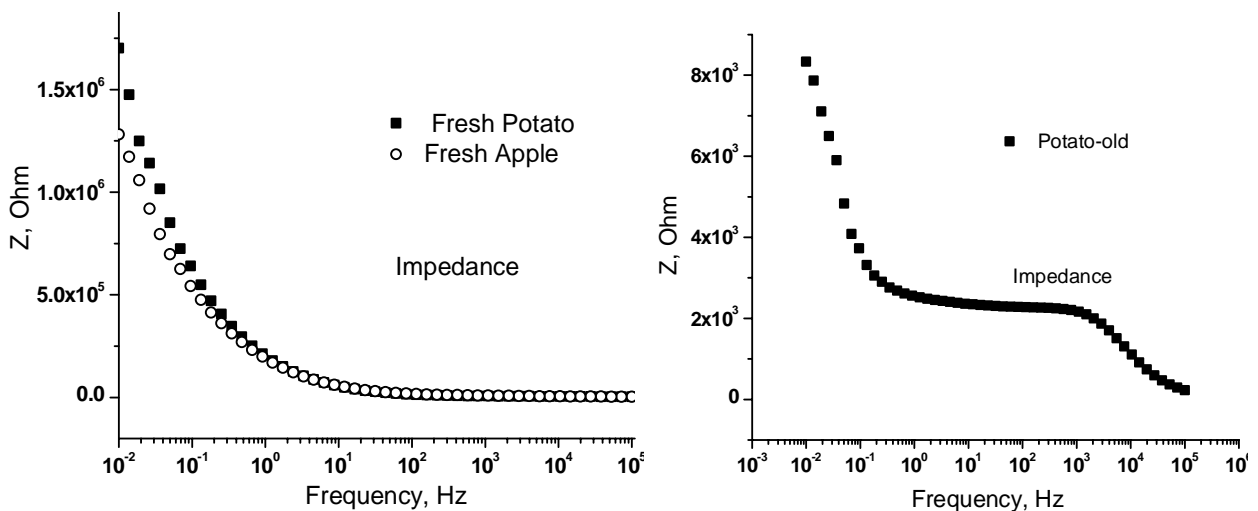


Рис. Частотна залежність імпедансу для для "свіжих" картоплі та яблука і картоплі після зберігання в теплій кімнаті впродовж 10 діб

11. Шукаємо значення імпедансу на для зразків fresh і old на частотах 10^{-2} Гц та 10^5 Гц.

Заповнюємо таблиці .

Частота, Гц	Картопля , fresh		Картопля , Old	
	Re (Z)	Im (Z)	Re (Z)	Im (Z)
10^{-2}				
10^5				

Частота, Гц	Яблуко, fresh		Яблуко, Old	
	Re (Z)	Im (Z)	Re (Z)	Im (Z)
10^{-2}				
10^5				

12. Знаходимо дисперсію імпедансу для кожного випадку як відношення імпедансів зразків fresh і old на частотах 10^{-2} Гц та 10^5 Гц Заповнюємо таблицю

Зразок	Дисперсія імпедансу
Картопля , fresh	
Картопля , Old	
Яблуко, fresh	
Яблуко, Old	

13. Формулюємо висновки.