

4. Використання постійного струму з лікувальною метою. Гальванізація і електрофорез.

Невеликі струми мають терапевтичну дію. Метод лікування невеликим постійним струмом називають гальванізацією.

У залежності від місця прикладання електродів подразнення передається нервовими клітинами у той чи інший орган, в якому під дією струму відбуваються зміни обмінних та функціональних властивостей. У результаті швидкої реакції на подразнення у шкірі та внутрішніх органах рефлекторно розширюються капіляри, змінюється проникність клітинних мембран.

Тепловий ефект під час гальванізації дуже незначний, тому що при терапевтичних процедурах використовують струми з густиною не більшою за $0,5 \text{ мА/см}^2$.

Первинна дія електричного струму на тканини організму пов'язана з рухом іонів електролітів та інших заряджених частинок. Рухливість цих частинок різна, тому відбувається їх перерозподіл. А також частинки можуть затримуватись біля напівпрониклих перегородок у тканинах, внаслідок чого змінюється концентрація іонів у різних елементах тканин. У цьому полягає первинна дія електричного струму на тканини організму.

У клінічній практиці використовують ще один метод лікування постійним струмом - лікувальний електрофорез. Цей метод полягає у введенні за допомогою струму лікарських речовин у живий організм через шкіру або слизову оболонку. При цьому дія струму поєднується з дією введених лікарських речовин.

Проникність шкіри невелика, тому що пори в шкірі заповнені повітрям, а стінки мають електричний заряд. Якщо шкіра перебуває в електричному полі, то рідина з підшкірних тканин під дією поля переміщується зсередини назовні, повітря з пор витісняється і вони заповнюються рідиною, а іони речовини з поверхні шкіри мають можливість дифундувати усередину. Якщо прокладки під електродами змочити розчином лікарських речовин, які дисоціюють на іони або містять заряджені колоїдні частинки, то при пропусканні струму іони і частки входять у тканину і викликають терапевтичний ефект. Одночасно з тканини в прокладку входять іони речовини, які містяться у клітинних та позаклітинних рідинах (K^+ , Na^+ , Cl^- тощо) .

Рухливість іонів і колоїдних частинок (антибіотики) невелика, проте під час введення їх шляхом електрофорезу, їх можна виявити в органах і тканинах досить швидко. Це зумовлено тим, що речовини, введені у тканини постійним струмом, надходять у кровоносні судини і розносяться потоком крові і лімфи по всьому організму.

5. Проходження змінного струму через біологічні об'єкти

Кожній клітині, окрім омичного опору, властивий також ємнісний, зумовлений накопиченням іонів протилежного знаку біля клітинних мембран. Полярizaційна ємність сягає значення 10мкФ та більше на квадратний сантиметр поверхні мембрани. Наявність ЕРС поляризації та поляризаційної ємності ускладнює вимірювання електропровідності живих клітин при постійному струмові, а також цей струм, проходячи через цитоплазму, розкладає її. З цієї причини вимірювання електричних параметрів біологічних об'єктів зручніше проводити з використанням змінного струму.

Проходження змінного струму через повне коло описується законом Ома:

$$I = \frac{U}{Z}$$

де Z - повний опір кола (імпеданс). Для біологічних об'єктів характерні омичний і ємнісний опори. Електрична модель об'єкта може бути подана різними комбінаціями ємностей і омичних опорів – різними еквівалентними електричними схемами.

При послідовному з'єднанні активного опору R і ємності C повний опір (імпеданс) дорівнює

$$Z = \sqrt{R^2 + \frac{1}{\omega^2 \cdot C^2}}$$

а при паралельному

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{R} + i\omega C$$

де $i = \sqrt{-1}$

Тангенс кута зсуву фаз між струмом і напругою визначається відношенням напруги на ємнісному і активному опорах. Під час послідовного з'єднання сила струму однакова, тому:

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{U_c}{U_R} = \frac{IR_c}{IR} = \frac{R_c}{R} = \frac{1}{\omega \cdot R \cdot C}$$

Дві величини – Z і $\operatorname{tg} \alpha$ -- відіграють головну роль під час дослідження електричних властивостей живих клітин і тканин.

У результаті досліджень встановлено:

1. Опір біологічного об'єкта при змінному струмі менший, ніж при постійному.
2. Опір (імпеданс) зменшується при збільшенні частоти змінного струму до деякого значення, після чого залишається практично сталим.

Це явище називається дисперсією електропровідності імпедансу. Дисперсія імпедансу зумовлена залежністю ємнісного опору від частоти ($R_c = \frac{1}{\omega C}$), а також поляризаційними процесами, які в наслідок інерції іонів послаблюються при високих частотах. Для більшості тканин мінімальний опір буде при частоті змінного струму $\approx 10^6$ Гц, а для нерва – при частоті $\approx 10^9$ Гц.

3. За певної частоти біологічний опір об'єкта залишається сталим, якщо не змінюється його фізіологічний стан. Під час пошкодження тканини опір її зменшується до певного мінімального значення, яке досягається при її відмиранні.

Дисперсія імпедансу спостерігається лише для живих тканин. Після відмирання тканини опір від частоти не залежить.

На рис. наведено криві залежності опору рослинної тканини від частоти струму. Крива 1 стосується здорової тканини, 2 – тканини, яку нагріли у гарячій воді, 3 – стосується тканини, яку кип'ятили тривалий час, тобто не живої тканини.

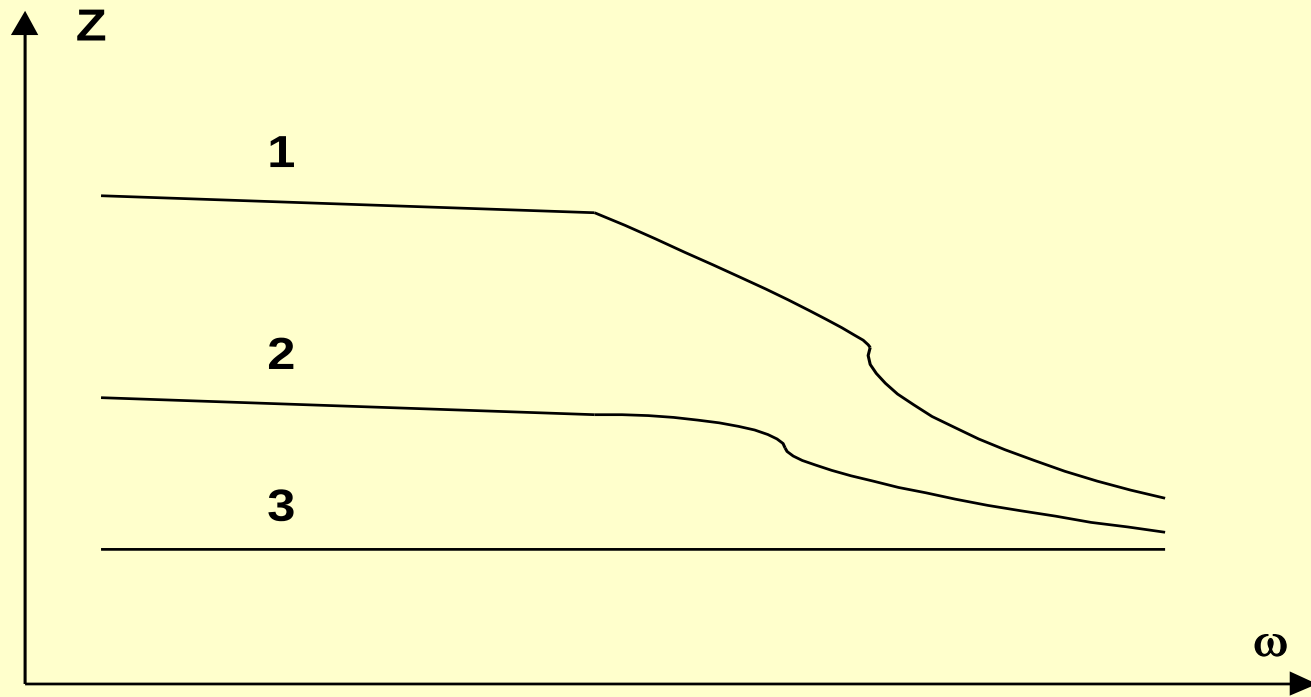


Рис. Криві залежності опору Z рослинної тканини від частоти

1. жива тканина;
2. під час нагрівання тканина до 50°C протягом 2 хв;
3. кипіння протягом 20 хв.

Частотні характеристики електричного опору для різних тканин подібні, але значення повного опору (імпедансу) для різних тканин різні. Наприклад, кісткова тканина містить у собі багато кристалів фосфату кальцію, тому має більший імпеданс, ніж м'які тканини.

Наявність ємнісних елементів в біологічних об'єктах підтверджується зсувом фаз між струмом і напругою. Вимірювання $\text{tg } \alpha$ для різних об'єктів показали що при частоті 1 кГц для нерва жаби зсув за фазою -- 640, для м'яза кролика — 550, для шкіри людини — 550 тощо.

За інших частот зсув буде іншим, хоча він і не дуже залежить від частоти. Але залежність зсуву за фазою від частоти струму характерна лише для живих клітин і тканин і зникає під час її відмирання.

Метод вимірювання імпедансу використовують у медичних дослідженнях, а саме під час вивчення процесів у живих клітинах і тканинах під впливом випромінювання, ультразвуку та інших фізичних факторів, а також у процесі зміни фізіологічного стану. Наприклад, виявлено, що при запальних процесах на перших стадіях хвороби спостерігається збільшення опору тканини. Це пояснюється тим, що під час запалення клітина набрякає, міжклітинні проміжки зменшуються і активний опір збільшується. На наступних стадіях запального процесу змінюються структурний та хімічний склади тканин, що веде до зменшення ємності та опору. Отже, вимірювання електричних параметрів тканин може використовуватись як засіб для діагностики стадій запальних процесів.

Виявлено, що на різних стадіях утворення злоякісних пухлин ємнісний опір тканини змінюється, і цей показник можна використати для ранньої діагностики захворювання. Під час відмирання тканини, а також під дією пошкоджуючих факторів радіація, ультразвук, температура) збільшується проникність мембран і, як наслідок, збільшуються іонні потоки – послаблюється ефект поляризації на межі їх розподілу. Це зумовлює зменшення опору та ємності об'єкта при низьких частотах, а при високих – поляризація на межі розподілу практично відсутня, тому високочастотний опір майже не змінюється. Таким чином, під час дії пошкоджуючих факторів та під час відмирання тканин дисперсія її електричних параметрів зменшується, а для мертвої тканини взагалі відсутня.

Для оцінки життєвості тканин вводять коефіцієнт поляризації:

$$K = \frac{R_{н.ч}}{R_{в.ч}}$$

де $R_{н.ч}$ – опір тканини при низькій частоті,

$R_{в.ч}$ -- опір тканини при високій частоті.

Наприклад, для печінки ссавців $K=9-10$, а печінки жаби –2-3. K залежить від інтенсивності обміну речовин у тканинах. Під час відмирання тканин коефіцієнт поляризації зменшується, а для мертвої – прямує до одиниці.

У клітинній практиці вимірювання імпедансу використовуються для дослідження кровонаповнення органів. Метод реєстрації зміни імпедансу органів під час їх кровонаповнення називають реографією. Використовуючи багатоканальні реографи, можна досліджувати перерозподіл крові між органами в нормі і патології.

Реоенцефалографія – метод дослідження мозкового кровообігу, який базується на реєстрації пульсових коливань імпеданса головного мозку під час проходження через нього струму високої частоти, але малого за силою та напругою. Цим методом визначають стан геодинаміки та пульсове кровонаповнення окремих ділянок головного мозку, стан стінок судин та венозний кровообіг.

У фізіотерапії використовують ультрависокочастотні електричні поля. Ці поля зумовлюють поляризаційні явища у тканинах, і, як наслідок, виникає тепловий ефект, який залежить від діелектричної проникності опору тканин, частотних характеристик поля. Максимальний нагрів тканин буде в зоні дисперсії електропровідності, тобто під час інтенсивної поляризації. Тому важливим напрямком у розвитку фізіотерапії є дослідження електричних властивостей тканин у діапазонах частот, що викликають лікувальний ефект при фізіопроцедурах.

6. Біофізичні основи реографії

В клінічній практиці вимірювання імпедансу використовують для дослідження кровонаповнення органів. Реографія – це запис зміни величини електричного опору живих тканин, органів або ділянок тіла при проходженні через них змінного електричного струму високої частоти, але слабого по силі. Тканину при цьому розглядають як електричний провідник, який має іонну провідність. При проходженні електричного струму в живій тканині потрібно враховувати дію цілого ряду факторів (мембранний потенціал, наявність потенціалу спокою і дії і інше), але все ж таки визначальним фактором є опір, при чому мається на увазі повний опір (імпеданс).

Різні ділянки живої тканини характеризуються стабільною величиною електропровідності і тільки ділянки, в яких змінюється їх об'єм або склад, змінюють величина опору. Зміна електричного опору обумовлена в першу чергу коливанням кровонаповнення судин і зміною швидкості руху крові в них. Вслід за систолою шлуночків серця в судинну систему виштовхується деяка маса крові і виникає хвиля кровонаповнення, яка розповсюджується по судинах. По мірі розповсюдження від серця до периферії ця хвиля викликає зміну об'єму різних органів або ділянок тіла. Тобто, переміщення систолічного об'єму крові розширяє артеріальні судини і приводить до прискорення кровотоку в цих судинах.

Метод реографії ґрунтується на законі Ома. Так як кров характеризується значно більшою електропровідністю порівняно з іншими тканинами, то при збільшенні об'єму крові в деякій ділянці судинної системи після її систолічного виштовхування спостерігається збільшення електропровідності (опір падає), а після зменшення об'єму в результаті відтоку крові спостерігається зменшення електропровідності. Зареєстровані в часі коливання електропровідності створюють умови для одержання реограми.

Між зміною електропровідності і об'ємом органів, які вивчаються, існує така залежність:

$$\frac{\Delta\sigma}{\sigma} = \frac{\Delta V}{V}$$

де σ - електропровідність органу;
 $\Delta\sigma$ - зміна електропровідності;
 V - об'єм органу;
 ΔV - зміна об'єму органу.

Величина електричного опору живих тканин залежить від частоти струму, який проходить через ці тканини. Ця залежність визначається структурою досліджуваної ділянки, розподілом тканин з ємнісними або резисторними властивостями і зв'язком між електричними властивостями тканин і частотою струму. Тому вибір частоти струму, на якій ведуться дослідження, дуже важливий. На малих частотах опір шкіри і тканин дуже великий ($\sim 6 \times 10^4$ Ом) і реєструвати зміну опору (електропровідності) важко. Дуже великі частоти струму теж неприйнятні, оскільки, внаслідок великого розсіювання їх важко підвести до досліджуваної ділянки тіла, крім того, струм великої частоти розповсюджується переважно по поверхні тіла. Більшість реографів, які випускаються промисловістю, сьогодні працюють в діапазоні частот 30...80 кГц. Слід мати на увазі, що вибір діапазону частот дослідження визначається діелектричними властивостями шкіри.

Електропровідність крові залежить від швидкодії її руху, а зміна опору рухомої крові залежить від концентрації еритроцитів. Особливо важливим є те, що коливання електропровідності, які зв'язані з пульсовим прискоренням кровотоку, чітко реєструються в артеріальному руслі і гірше – у венах.

Таким чином, дякуючи застосуванню змінного струму високої частоти можлива реєстрація дуже малої величини зміни електричного опору живої тканини обумовленої коливаннями кровотоку. Експериментальні дослідження різних авторів показали, що ця величина не перевищує $(0,5...1)\%$ від загального опору між електродами. Реєстрація таких малих змін електричного опору можлива лише з допомогою сучасної підсилювальної апаратури.

Коливання електричного опору, які реєструються як реографічні хвилі, характеризуються параметрами, основними із яких являються період, амплітуда і форма хвилі. Ці параметри реографічних хвиль відображають її складні процеси, які відбуваються в артеріальній системі при роботі серця. Коливання маси крові у ділянці судинного русла, яка вивчається відображають стан пульсового кровонаповнення, що проявляється на реограмі у відповідній амплітуді географічної хвилі. Величина кровонаповнення, швидкість кровотоку, характер їх динамічних змін після скорочення серця визначається станом судинної системи, артеріального і у меншій степені венозного русла; еластичності, пружнов'язних властивостей.

Еластична судинна стінка дозволяє масі крові після систоли швидко і повністю розкрити просвіт судини. При порушенні еластичності цей процес буде іншим в часі, а розширення судини не таким повним. Будь-яка зміна стану стінки артеріальної судини при різних її паталогічних станах відобразиться на формі реографічної хвилі. Період реографічної хвилі визначається частотою серцевих скорочень.

Таким чином, реографія дає інформацію про величину пульсового тиску, кровонаповнення, стан судинної системи, про відносну швидкість кровотоку, а також про артеріальний і венозні рівні кровообігу судинної системи головного мозку, так званий метод реоенцефалографії (РЕГ). При дослідженні судинної системи головного мозку цим методом і особливо при інтерпретації результатів дослідження виникає ряд труднощів, які зв'язані в першу чергу з тим, що кровообіг в мозку досліджують через черепну коробку і м'які тканини ГОЛОВИ.

7. Дія електричного струму на живі організми.

Під час дії постійного струму на організм існує певне порогове значення сили струму, нижче від якого струм не викликає подразнення. Це порогове значення різне для різних організмів та залежить від їх фізіологічного стану. Можна вважати, що для людини струм з густиною $1,0 - 1,5 \text{ А/м}^2$ не зумовлює подразнення. Подразнення стає відчутним при густині струму $2,0 - 3,0 \text{ А/м}^2$, а при густині струму більше від 5 А/м^2 спостерігається пошкодження тканин та органів, що може призвести до смерті внаслідок подразнення нервів та нервових центрів, які керують процесами дихання. Ефект дії змінного струму на організм приведений в таблиці.

Таблиця

Сила струму при частоті 50 Гц	Ефект дії струму
0 – 0,5 мА	Відсутній
0,5 – 2 мА	Втрата чутливості
2 – 10 мА	Біль, м'язове скорочення
10 – 20 мА	Зростає дія на м'язи, деяке пошкодження. При 16 мА – людина не може звільнитись від електродів.
20 – 100 мА	Параліч дихання
100 мА – 3 А	Смертельна шлуночкова фібриляція, якщо дуже швидко не відбудеться реанімація
Більше від 3 А	Зупинка серця. Якщо шок був короточасний, серце ще можна реанімувати.