

Повний опір (імпеданс) тканин організму. Фізичні основи реографії. Реограф.

Імпеданс біологічних тканин.

Біологічні тканини, в тому числі тканини тіла людини, здатні проводити електричний струм. Основними носіями заряду в них є йони.

Різні середовища і тканини організму мають різну електропровідність. Найбільшу питому електропровідність (γ), тобто найменший питомий опір (ρ), мають яскраво виражені електроліти – спинномозкова рідина ($\gamma \approx 0,018 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$; $\rho \approx 0,55 \text{ Ом} \cdot \text{м}$) і сировотка ($\gamma \approx 0,014 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$). Декілька меншу – цільна кров і м'язова тканина. Значно меншою є електропровідність тканин внутрішніх органів, а також мозкової (нервової), жирової і з'єднувальної тканин. Поганими провідниками, які потрібно віднести до діелектриків, виступають роговий шар шкіри, зв'язки, сухожилля і, особливо, кісткова тканина без надкiсницi. Значення питомої електропровідності γ ($\text{Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$) різних тканин організму при $t = 15^\circ\text{C}$ наведено у таблиці 1.

Значення питомої електропровідності різних тканин організму

	$\gamma, \text{Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$		$\gamma, \text{Ом}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$
Спинномозкова рідина	0,018	Тканина мозкова і нервова	0,0007
Сировотка крові	0,014	Тканина жирова	0,0003
Кров	0,006	Шкіра суха	10^{-9}
М'язи	0,005	Кістка без надкiсницi	10^{-7}
Внутрішні органи	0,002-0,003		

(Таблиця 1)

Електропровідність окремих ділянок організму, значною мірою зумовлена електропровідністю шару шкіри і підшкіряно-жирової клітковини, яка знаходиться безпосередньо під електродами, бо струм, який проходить крізь цей шар, розгалужується і проходить крізь більш заглиблені шари тканин багатьма паралельними гілками з найменшим опором. Тобто всередині організму струм розподіляється, здебільшого, через кровоносні і лімфатичні судини, м'язи, оболонки нервових стволів. Тому розгалуження струму в тканинах організму можуть бути складними і, навіть, захоплювати ті райони, що далеко лежать від місця накладання електродів.

Електропровідність шкіри, крізь яку струм проходить головним чином за каналами потових і сальних залоз, залежить від товщини і стану її поверхневого шару. Тобто і опір шкіри, у свою чергу, визначається її

станом: товщиною, віком, вологістю та іншим (табл.2.). Через це, електропровідність тканин і органів залежить від їх функціонального стану і може бути використана в якості діагностичного показника. Так, наприклад, це відбувається при запаленні, коли клітини набухають, через що зменшується перетин міжклітинних з'єднань і підвищується електричний опір; фізіологічні явища, які викликають пітливість, супроводжуються зростанням електропровідності шкіри і, навпаки, суха загрубіла шкіра є поганим провідником.

Значення питомого опору різних тканин і рідин організму

	ρ , Ом · м		ρ , Ом · м
Спинномозкова рідина	0,55	Тканина жирова	33,3
Кров	1,66	Шкіра суха	10^5
М'язи	2	Кістка без надкисниці	10^7
Тканина мозкова і нервова	14,3		

(Таблиця 2.).

Імпеданс - це повний опір даної ділянки тіла змінному струмові.

Розглянемо найпростішу схему вимірювання опору якого-небудь органа або ділянки тіла **О** (рис. 1).

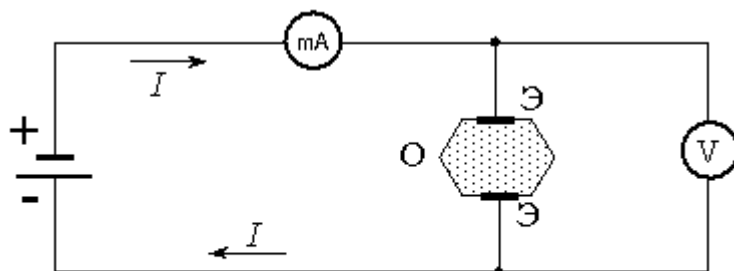


Рис. 1

Якщо I сила струму через ділянку **О**, вимірювана міліамперметром mA ; U напруга між електродами **ЭЭ**, що вимірюється вольтметром V , то

$$R = U/I$$

Опір R повинен змінюватися в такт з серцевими скороченнями, оскільки під час них відбуваються зміни кровонаповнення органу. Слід

наголосити, що практично ці зміни такі малі (десяті частки Ом і менше), що не можуть бути надійно зареєстровані на тлі великого загального опору ділянки **О** (обумовленого великим опором шкіри, міжтканинних меж розділу, перехідним опором шкіра електрод та ін). Крім того, справжній опір ділянки тіла на постійному струмі взагалі важко зареєструвати завдяки виникненню поляризації тканин та появи додаткових зарядів на електродах **Э** цих причин в медичній реографії не використовується постійний струм, а замість нього застосовується змінний струм великої частоти (близько 100 кГц).

При подачі на електроди **Э–Э** (рис. 2) змінної напруги

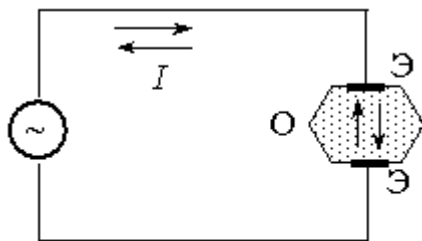


Рис. 2

$U = U_0 \sin \omega t$ (1) у ланцюзі досліджуваного об'єкта **О** протікає змінний струм, що змінюється за законом

$$I = I_0 \sin(\omega t - \varphi_0), \quad (2)$$

$\omega = 2\pi\nu$ – циклічна частота; ν – частота змінного струму; φ_0 – зсув по фазі між струмом і напругою.

$$\text{Величина } Z = \frac{U_0}{I_0} \quad (3)$$

називається, як відомо, **повним опором** або **імпедансом** об'єкта і залежить як від властивостей самого об'єкта (електричного опору R , ємності C і індуктивності L об'єкта), так і від частоти змінного струму.

У тканинах тіла людини структур, що володіють індуктивними властивостями, не виявлено. Проте клітинні мембрани, а також межі розділу між різними тканинами в певному сенсі подібні до конденсаторів (при

проходженні струму в них виникає подвійний електричний шар зарядів $\begin{smallmatrix} - - - \\ = = = \\ + + + \end{smallmatrix}$), тому будь-яка ділянка тіла може характеризуватися більш або менш значною ємністю C .

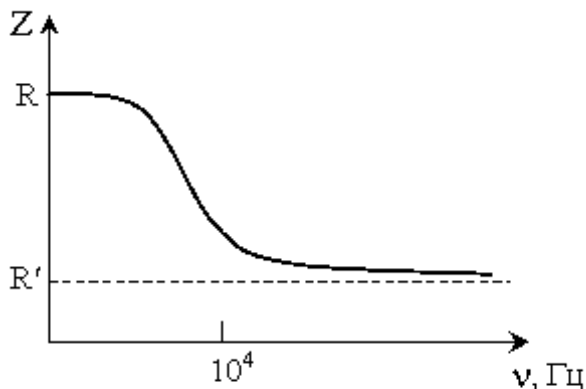


Рис. 3

Так як ємнісний опір R_c зменшується при збільшенні частоти змінного струму ν за законом

$$R_c = \frac{1}{2\pi\nu C} \equiv \frac{1}{\omega C}, \quad (4)$$

то можна очікувати, що і повний опір (імпеданс) ділянки тіла також буде спадати з частотою. Дійсно, характерна залежність імпедансу живої тканини Z від частоти змінного струму ν має вигляд,

представлений на рис. 3. При малих частотах ν (до 10^4 Гц) імпеданс великий і приблизно дорівнює активному опору R тканини для постійного струму. При

великих частотах Z зменшується, досягаючи $\nu \sim 10^8$ Гц деякого мінімального значення R' .

Така залежність імпедансу від частоти може бути наближено змодельована електричною схемою, представленою на рис. 4.

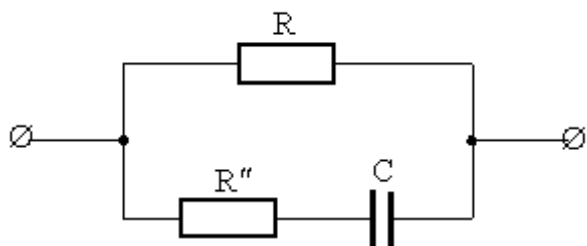


Рис. 4

Дійсно, при малих частотах $R_c = (1/\omega C) \rightarrow \infty$ і $Z \approx R$ (весь струм йде через верхнє плече схеми), при великих частотах $R_c \rightarrow 0$; $Z \approx (R'' \cdot R/R'' + R) \equiv R'$ (паралельне з'єднання опорів).

Метод медичної реографії

Реографія - це діагностичний метод, який полягає в реєстрації залежності від часу **імпеданса** ділянки тканин.

Повний опір (імпеданс) біологічної тканини змінному струмові залежить від природи тканини, в тому числі від її наповнення кров'ю, а також від частоти змінного струму. Визначаючи зміну імпедансу тканини протягом кардіоциклу на фіксованій частоті (десятки кілогерц), можна оцінити динамічні характеристики кровотоку. Цей метод називається **реографією** (або **електроплетизмографією**). Він є перспективним для функціональної діагностики судинних захворювань, при вивченні біоритмів і тонких механізмів регуляції кровообігу. Залежність усередненого в часі імпедансу органу від частоти струму використовується для встановлення ступеня ураження тканини.

У медичній реографії використовуються частоти змінного струму близько 100 кГц. При таких великих частотах загальний імпеданс досліджуваного органу або ділянки тіла зменшується і значно більшою мірою залежить від кровонаповнення органу. Тому відносні зміни імпедансу під час серцевих скорочень стають великими, і їх реєстрація значно полегшується. Причому ці зміни практично визначаються лише зміною активної складової R повного імпедансу досліджуваного органу, так як ємнісна складова на частотах при зміні кровонаповнення змінюється зовсім незначно.

Іншою важливою перевагою змінного струму є те, що на великих частотах його подразнююча дія зменшується. А саме: величина щільності порогового струму $i_{пор}^*$ в діапазоні частот 50 – 300 кГц збільшується прямо пропорційно частоті струму ν . Так, на частоті реографії $\nu \sim 100$ кГц $i_{пор}$ – величина порядку 1 мА/см^2 , тоді як під час реографічного обстеження щільність струму зазвичай не перевищує $0,2 \text{ мА/см}^2$ (для цього електроди повинні мати площу не менше 5 см^2 кожен!).

Такий струм, як правило, не відчувається пацієнтом, а реографічне обстеження є абсолютно нешкідливим і може повторюватися багато разів.

Реограмою (реоплетизмограмою) називається крива, що відповідає залежності опору досліджуваної системи R (або його зміни ΔR) від часу: $R = R(t)$ або $\Delta R = \Delta R(t)$ (графік залежності зміни активного опору ділянки від часу).

Перерахуємо основні чинники, що визначають вид реограми органу:

а) швидкість кровотоку в органі (при збільшенні швидкості течії крові її питомий опір зменшується);

- б) щільність і хімічний склад крові;
- в) товщина і пружність (еластичність) стінок кровоносних судин;
- г) геометрія органу.

Стан шкіри, поверхневих шарів і сполучної тканини при правильній методиці не повинні справляти суттєвого впливу на вид реограми.

У медичній діагностиці розроблені методики реєстрації реограм будь-якого органу людського тіла: серця (**реокардіограма**), мозку (**реоенцефалограма**), магістральних судин, печінки, легенів, кінцівок та ін. При цьому вид реограми дає потрібну інформацію про зміни кровонаповнення органу при пульсаціях серця, про швидкості кровотоку, стан судинної системи та ін. Така інформація суттєво доповнює, зокрема, результати електрографічного обстеження при діагностиці серцево-судинних та інших патологій, тому реографія часто застосовується в комплексі з ЕКГ, ЕЕГ і т.д.

Реографічне обстеження практично абсолютно нешкідливе для пацієнта, так як струми, що проходять через нього, мають дуже малу величину. Тому реографічне обстеження може тривати протягом тривалого часу (наприклад, при функціональній діагностиці), які неодноразово повторюватися.

В даний час метод реографії вважається досить перспективним і широко використовується в різних областях клінічної діагностики і у фізіологічних дослідженнях.

Реографія – досить точний метод, так як навіть дуже малі зміни опору можуть бути зареєстровані сучасними приладами **реографами**.

Функціональна схема реографа

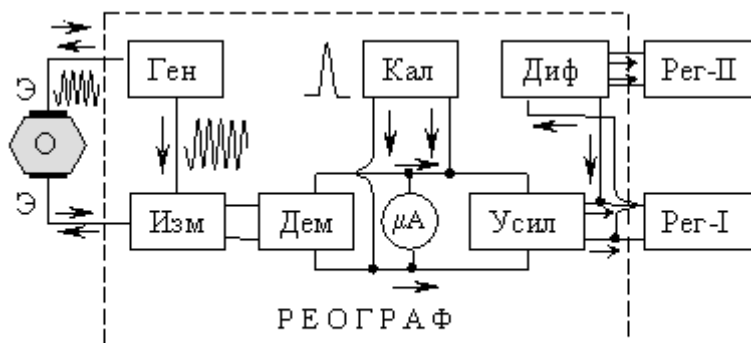


Рис. 5

Досліджуваний в даній роботі реограф 4РГ-1М – портативний прилад, призначений для використання в лабораторних і клінічних умовах при дослідженні порушень кровообігу голови, кінцівок і інших ділянок тіла з метою

діагностики серцево-судинних захворювань. Реограф не має власного реєструючого пристрою і може працювати лише в комплексі з електрокардіографом, осцилоскопом або іншим реєстратором. Функціональна схема комплексу "реограф-реєстратор" зображена на рис. 5, де **О** – об'єкт (біологічний); **Е-Е** – електроди; **Ген** – генератор змінного напруги; **Зм** – вимірювальний міст; **Дем** – демодулятор; **μА**

– індикатор струму (мікроамперметр); Кал – калібратор; Посил – підсилювач;
Диферен – диференціатор; Рег I, Рег II – реєстратори.

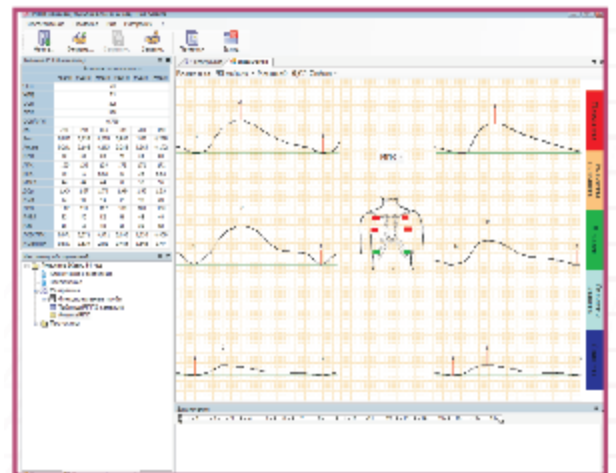
Сучасні реографи та електрокардіографи.

Реографи (фактично реографічні приставки) для запису кривих, які підключаються до багатоканального електрокардіографа, електроенцефалографа або іншого реєструючого приладу. Запис кривих можна спочатку вести з невеликою швидкістю руху паперу - 15 мм/с, а потім для уточнення часових і амплітудних показників записувати реограму зі швидкістю 30 мм/с, рідше - 60 мм/с

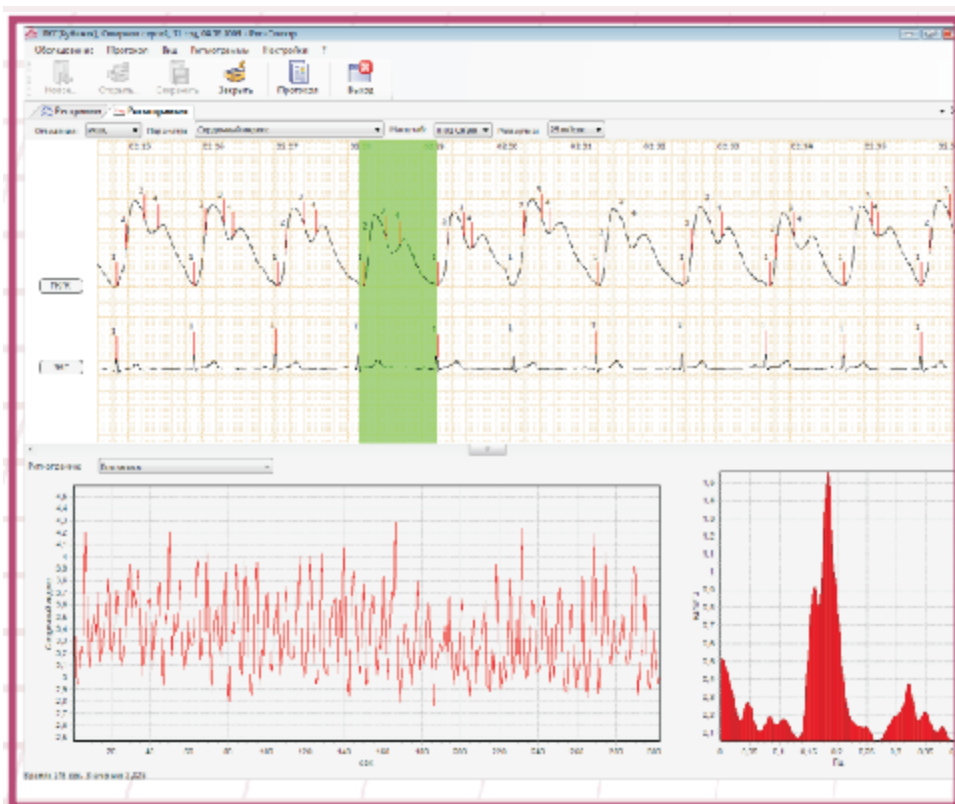
Комплект «Рео-Спектр-3».



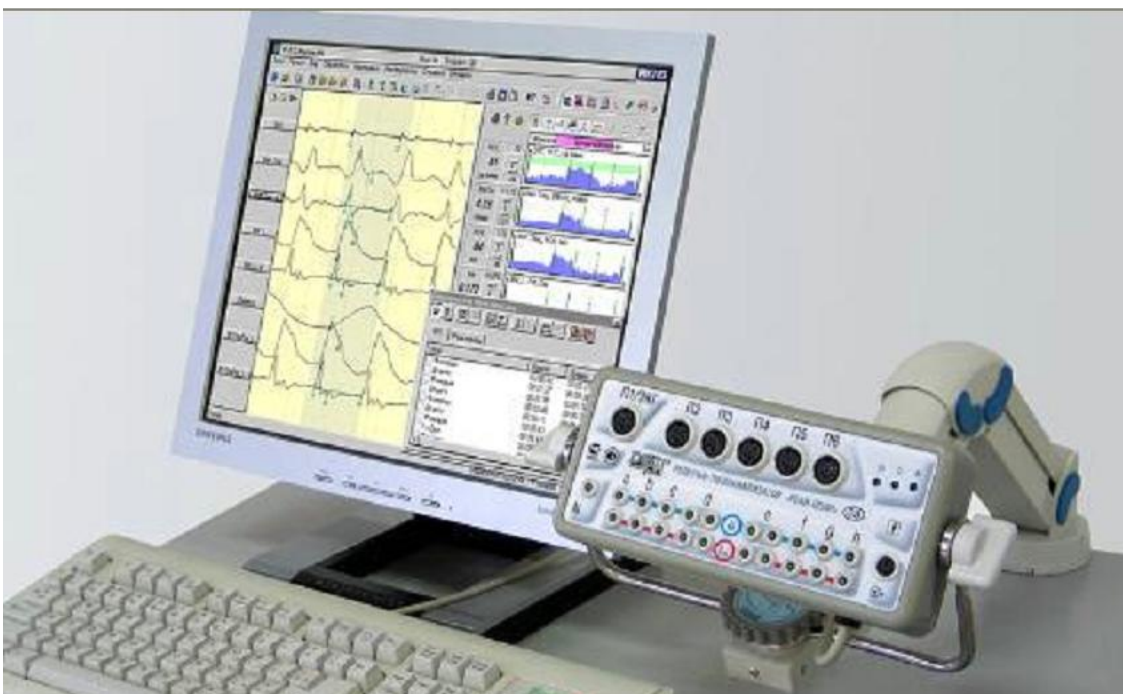
6-канальный реограф «Рео-Спектр-3»
с подключенными кабелями отведений РЭГ, ЭКГ



6-канальная зональная реопульмонография



Тренды: длительность кардиоцикла (сверху),
ритмограмма и спектрограмма (снизу)





**Реокардіограф
Комплекс функціональний**

**Компактний
електрокардіограф
3-х канальний
ECG-9620**



**Електрокардіограф
Cardiofax GEM ECG-9022K**



**«РЕАН-
ПОЛЬ»**

