

Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

**Методичні вказівки
до виконання лабораторних робіт
з дисципліни
«Вимірювальні перетворювачі та датчики для медико-
технічних систем»
для здобувачів вищої освіти за спеціальністю
163 – Біомедична інженерія**



Co-funded by the
Erasmus+ Programme
of the European Union



Розроблено в рамках проекту “Erasmus+ (CBHE) BioArt “Інноваційна мультидисциплінарна освітня програма зі штучних імплантів для біоінженерії для бакалаврів та магістрів”

Developed in the frame of project “Erasmus+ (CBHE) BioArt“Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc / MSc Degrees” (586114-EPP- 1-2017-1-ES- EPPKA2-CBHE- JP).

Вінниця
ВНТУ
2020

Рекомендовано - кафедрою біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол засідання кафедри БМІ № 2 від 10.09.2019 р., оновлено, розглянуто зі змінами на засіданні кафедри БМІ № 2 від 09.09.2020 р)

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт з дисципліни «Вимірювальні перетворювачі та датчики для медико-технічних систем» для студентів спеціальності 163 - Біомедична інженерія освітня програма Біомедична інженерія / Уклад. Л.Г. Коваль, С.В. Тимчик. – Вінниця: ВНТУ, 2020.

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт призначений для студентів, які навчаються за рівнем бакалавра зі спеціальності 163 - Біомедична інженерія, освітня програма - Біомедична інженерія.

Лабораторна робота №1

ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Мета роботи: Дослідити методи вимірювання опору шкіри людини, визначити залежність опору від частоти та величини струму, навчитися користуватися реографом.

1.1 Основні теоретичні відомості

Пропускання електричних струмів через тканини й органи пацієнта може проводитися як у діагностичних, так і в лікувальних цілях. Ця лабораторна робота орієнтована на діагностику. У ході її виконання буде проведено вимірювання опору руки на ділянці між двома закріпленими на ній електродами. Ці вимірювання будуть виконуватися:

а) на постійному струмі, тобто при постійній напрузі, створеному на електродах;

б) на змінному струмі, частота якого може змінюватися в діапазоні від 100 Гц до 200 кГц.

В обох випадках подана на електроди напруга є *підпороговою*, у тому розумінні, що викликані нею струми – нижче порогу появи негативних відчуттів.

Тобто струми, що виникають у тканинах, будуть взагалі невідчутні, і для діагностики ця невідчутність струмів доцільна. Якщо струм стає відчутний, то опір тканин починає мимоволі зростати. Така своєрідна захисна реакція тканин. Для діагностики доцільно вимірювати опір тканин на підпорогових напругах.

1.1.1 Реографічні методи діагностики

Реографія (Rheography) – група методів діагностики стану кровоносної системи на тій або іншій конкретній ділянці: мозок, печінка, легені, кінцівки, і т.п., за результатами вимірювання електричного опору на цих ділянках. Це виявилось можливим завдяки тому, що потік крові, і його мінливість, добре відслідковуються грамотно організованим електричним струмом, і його мінливістю.

Назва «реографія» походить від грецького *rheas* – потік, і тут мається на увазі потік крові. Існує однокореневий термін «реологія», під яким ховається зовсім інший науково-технічний напрямок.

Блоки вимірювання електричного опору шкірних покривів входять і до складу вимірювальних комплексів, відомих за назвою «детектори брехні».

Прикладом реографічних приладів є *реофлетизмографи* (від *plethysmos* (грецьк.) – збільшення). Мається на увазі збільшення або зменшення кровопостачання ділянок тіла, що оцінюється по даним безперервного запису значення електричного опору (або величини, йому пропорційної) на змінному струмі. Деякі схеми розміщення електродів на тілі пацієнта дають можливість контролювати обсяг і швидкість пульсової хвилі на досліджуваній ділянці кровоносної системи, і за цими даними робити висновки про стан і тонус кровоносних судин.

При реографічних вимірюваннях, діагностичну цінність можуть представляти дані двоякого роду:

1. Абсолютні значення опору; і тоді вони підлягають порівнянню з показниками норми або патології.

2. Зміна опору в динаміці; і тоді проміжні дані можна порівнювати з початковими по цьому ж пацієнту. Так само вдається контролювати ефективність дії тих або інших лікарських препаратів; у цьому випадку реограми записуються протягом тривалого часу; до декількох годин.

З погляду фізики, реографічні методи сполучені з законом Ома для ділянки кола, згідно з яким напруга U , прикладена до двох електродів, сила струму I на ділянці тіла між ними опір R цієї ділянки пов'язані:

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

Нам необхідно обчислити опір тканин, користуючись алгебраїчним наслідком цієї формули.

Складності можуть виникати «лише» на стадії інтерпретації одержуваних даних, і це цілком природно: мова йде про зв'язки між числом омів і конкретними властивостями живих тканин.

Поряд з опором R , у літературі, у тому числі – медичної, часто обговорюється зворотна йому величина, називана *електричною провідністю* (електропровідністю):

$$G = \frac{1}{R}$$

Якщо в цій формулі $R = 1$ Ом, то $G = 1$ См (симменс). Розглянемо фактори, що впливають на величину опору тканин і ділянок тіла, при протіканні як постійного, так і змінного струму.

1.1.2 Опір тканин при постійному струмі

Носіями струму в живих тканинах є іони. При цьому питомий опір біологічних рідин – кров, лімфа, міжклітинна рідина – порядку 1-10 Ом·м. Для порівняння: цей показник для морської води – 0,3 Ом·м.

Однак середній питомий опір цілих органів може перевершувати питомий опір біологічних рідин в 10^4 – 10^6 раз. Це пояснюється тим, що в органах і тканинах електроліти зосереджені в дрібних відсіках, утворених біомембранами. Просування іонів в умовах такої складної «внутрішньої геометрії» тканин відбувається по тонких звивистих шляхах, звідси – велике значення реєстрованого опору.

Однак результати вимірювань опору можуть виявитися набагато меншими, якщо електроди, які підводять напругу до досліджуваної частини тіла, будуть встановлені уздовж кровоносної судини: електричний струм піде по лінії найменшого електричного опору, тобто через кров у цій судині. Щоправда, струму треба ще в цю судину ввійти, а потім – вийти, а загальний опір цього послідовного електричного ланцюга дорівнює сумі опорів її ділянок.

За інших рівних умов, меншим опором володіють тканини, що добре забезпечуються кров'ю. Якщо ж кровопостачання тієї або іншої частини тіла погіршилося, то ріст електричного опору цієї ділянки збільшиться.

Електричний струм, як спрямований рух зарядів (іонів – у біологічних тканинах, електронів – у металевих провідниках), називається *струмом провідності*.

1.1.3 Змінний струм в ланцюгах, що містить конденсатор.

Протікання змінного струму в електричних колах, що містять електроємність ІЗ, має свою специфіку. При постійній прикладеній напрузі ділянка кола у вигляді представленому на схемі (рис. 1.1)



Рисунок 1.1 – Ділянка кола

струм не проводить: ланцюг розімкнутий обкладками конденсатора. Конденсатор при цьому буде підтримуватися в зарядженому стані. Але в ланцюзі змінного струму ця ділянка стає провідною, оскільки:

А. Конденсатор буде змушено заряджатись-перезаряджатись, у зв'язку із чим по провідниках, що підходять до нього, будуть проходити то заряди (+ q), то навпаки (- q).

Б. У ході безперервних перезаряджень конденсатора C , між його обкладками буде підтримуватися змінне електричне поле E , мірою мінливості якого ϵ похідна $\frac{dE}{dt}$.

В. Струми зарядки-перезарядки в провідниках, що підходять до C , і змінне електричне поле із мінливістю $\frac{dE}{dt}$ спільно створюють послідовний коло, у якому струм на ділянці кола від лівої обкладки до правої одержав назву *струму зсуву*.

Струм зсуву – а по суті – змінне електричне поле – може існувати навіть в «порожньому просторі» між обкладками повітряного конденсатора.

Можна подумати, що струм зсуву введений чисто формально, щоб якось зробити послідовне коло замкненим. Але з'ясувалося, що струм зсуву має всі властивості струму провідності (зокрема, струм зсуву створює магнітне поле). Таким чином, можна говорити про те, що в електричних колах змінного струму поряд зі струмами провідності можуть протікати струми зсуву.

Ділянка кола (рис. 1.2) не проводить постійний струм, але чим більше частота змінного струму, тем менше опір цієї ділянки. Цій логіці відповідає наступний вираз для ємнісного опору:

$$X_c = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi\nu C}$$

де $\omega = 2\pi\nu$ - величина, названа циклічною частотою коливань (струму, напруги).

На ділянках кола наступного виду:

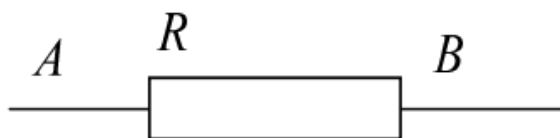


Рисунок 1.2 – Ділянка кола

класичний змінний струм провідності характеризується тим, що при його протіканні прикладена напруга U_{AB} і струму сила I_{AB} , що виникла роблять синхронні коливання, тобто коливання в однаковій фазі (різниця фаз дорівнює нулю). Цю обставину можна підкреслити наступною схемою



Рисунок 1.3 – Векторна діаграма

У колі (рис.1.3) коливання прикладеного напруги і струму, що протікає, не синхронні: коли прикладена напруга, коливаючись, досягає максимального (амплітудного) значення, сила струму зсуву дорівнює нулю, і навпаки. Ця ситуація характеризується векторною діаграмою (рис. 1.4):

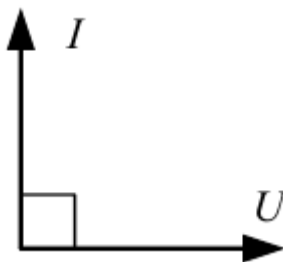


Рисунок 1.4 – Векторна діаграма

Електроємність конденсатора як елемента електротехнічної або радіотехнічної схеми визначається його будовою й розмірами, є величиною постійної й заявлена заводом-виробником. Електроємність живих тканин – питання більш складне.

1.1.4 Ємнісні властивості тканин

Про наявність ємнісних властивостей у біологічних тканин можна говорити на тій підставі, що клітинна мембрана – це мініатюрний конденсатор. Більше того, такий конденсатор завжди заряджений: «мінус» усередині, «плюс» – зовні клітки, якщо вона в стані спокою, і навпаки, якщо вона в збудженому стані. Ці заряди створюють у мембранах дуже сильне електричне поле напруженістю порядку $E = 10^7$ В/м. Дрібні додаткові електричні поля, які ми створюємо для тестування властивостей тканин, не в змозі вплинути на робоче електричне поле. Тому замість зарядки-

перезарядки, про яку йшла мова зі схеми (рис.7.1), буде невелика, ледве помітна зміна робочих потенціалів (припливи-відпливи додаткових іонів на мембрані), що не приводить до деполаризації або реполаризації мембран.

Таким чином, можна говорити про електроємність тканин як про деяку суму електроємностей клітинних мембран.

Величина електроємності будь-якого провідника прямо пропорційна величині діелектричної проникності ϵ середовища. Чим більше ϵ , тим більшу діелектричну проникність мають біологічні тканини, що сильно залежить від частоти прикладеної напруги, особливо, у діапазоні низьких частот.

Наскільки відчутна мінливість величини ϵ , видно з наступної таблиці (дані отримані на кістякових м'язах):

Таблиця 1.1 – Залежність діелектричної проникності біологічних тканин від частоти

Частота, ν	20 Гц	100 Гц	1 кГц	25МГц
Діелектрична проникність, ϵ	2500	800	130	103-115

Коментарі до цих даних:

1. Настільки сильна залежність $\epsilon(\nu)$ характерна для живих тканин. Для різних видів тканин залежності $\epsilon(\nu)$ різні. Сам факт залежності діелектричної проникності від частоти зовнішнього поля називається дисперсією діелектричної проникності.

2. Більші значення діелектричної проникності на низьких частотах пояснюється мембранною структурою тканин. Але електричні коливання в складній системі мембран – процес порівняно інерційний, і з ростом частоти роль таких коливань зменшується. Фактори, що визначають діелектричну проникність тканин, у теоретичному розділі роботи розглянуті на основі електричної моделі електростатичного диполя.

3. Речовини неживої природи так само характерні дисперсією діелектричної проникності. Вона не настільки відчутна, але вона є, і приводить, наприклад, до дисперсії світла. Так що результат дисперсії діелектричної проникності для води на частотах, характерних для електромагнітних коливань у діапазоні частот видимого світла.

У діапазоні частот, у яких виконується дана робота, величина ємнісного опору

$$X_c = 1 / 2\pi\nu C$$

непостійна з двох причин:

А) З ростом частоти ν величина X_C зменшується.

Б) З ростом частоти ν зменшується величина електроємності C , а це працює на збільшення X_C .

За допомогою даних табл. 1.1 оцінюється, який вплив частоти ν на X_C буде більш сильним: прямо по А або непрямо по Б.

7.1.5 Електрична модель ділянки тіла

Ділянкою тіла, на якій має бути виконаний вимір, буде ліва або права рука, область поблизу зап'ястя. У якості електричної моделі такої ділянки пропонується розглянути модель загального виду:

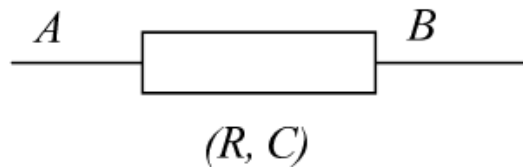


Рисунок 1.5 - Електрична модель ділянки тіла

Ця модель близька до моделі «чорного ящика».

«Чорний ящик» – базова модель кібернетики. Її основні особливості:

А) Модельований об'єкт має кілька входів (по числу незалежних параметрів, на які він реагує зміною своїх властивостей) і один або кілька виходів.

Б) Про зміни властивостей об'єкта роблять висновок за значеннями параметрів, які реєструються на його виході.

В) Априорна інформація, за якими законами або правилам зміни вхідних параметрів впливають на зміни вихідних параметрів – відсутня.

Класична, далеко не оптимальна стратегія вивчення «чорних ящиків» – почергове дослідження впливу кожного вхідного параметра на всі вихідні. Альтернативою цьому тривалому процесу є одночасна контрольована зміна всіх вхідних параметрів «ящика» по деяких оптимальних програмах; цей підхід одержав назву «планування експерименту».

Дослідження властивостей такого «ящика» у ході виконання даної роботи буде виконуватися у два етапи:

1. Прикладаючи постійну напругу U_{AB} , можна виміряти виникаючий струм I_{AB} , і по них визначити опір $R_I = U_{AB}/I_{AB}$ на постійному струмі.

2. Прикладаючи напругу U_{AB} змінної частоти ν , можна виміряти ряд значень I_{AB} , і по них обчислити ряд значень величини $Z = U_{AB}/I_{AB}$, яка називається *повним опором* на змінному струмі.

Повний опір Z змінному струму називають також електричним *імпедансом* (*Electrical impedance*). Терміни при аналізі властивостей технічних електричних кіл змінного струму. Елементами таких кіл є:

а) класичні резистори R – опір струму провідності, який від частоти прикладеної напруги не залежить, називається *активним* (іноді – *омічним*) опором. Біологічний еквівалент – як уже говорилося, опір крові, міжклітинної рідини.

б) конденсатори – їх опір X_C називають *ємнісним реактивним опором*. Біологічний еквівалент – клітинні мембрани. Як уже обговорювалося, величина X_C залежить від частоти, а у випадках живих тканин – ще й від дисперсії діелектричної проникності $\varepsilon(\nu)$.

в) котушки індуктивності, з їх індуктивним реактивним опором; структури, схожі на котушки, не виявлені.

Помітимо, що відсутність структур, що мають геометричну подібність із котушками індуктивності, не скасовує, а лише маскує наявність магнітних властивостей у біологічних тканинах. Тут корисно згадати, що кожний вид атомів має індивідуальні магнітні властивості.

Схема рис. 1.5 все-таки не зовсім «чорний ящик», оскільки деякі властивості цього «ящика» заявлені попередньо: це наявність у нього повного опору Z , що має активну складову R і реактивну X_C . Але ніякої схеми з'єднання резисторів і конденсаторів, еквівалентної живим тканинам, не наведено.

З ростом частоти ν $X_C \rightarrow 0$, повний опір «ящика» буде прагнути до деякої межі $Z \rightarrow R$:

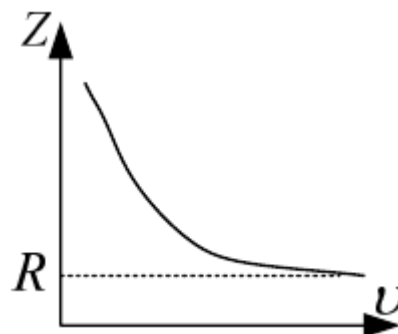


Рисунок 1.6 – Залежність повного опору від частоти

Елемент інтриги буде полягати в тому, що $R \neq R_I$, де R_I – опір тканин на постійному струмі.

Зв'язок повного опору (імпедансу) Z з його складовими R і X_C можна обговорювати, лише маючи конкретну схему з'єднання резисторів і конденсаторів; у нас її немає. Для згадуваних простих окремих випадків справи йдуть так:

для схеми рис. 1.1 $Z=X_C$

для схеми рис. 1.2 $Z=R_I$

У випадку з нашим «чорним ящиком», коливання сили струму й напруги будуть не такими, як на рис. 1.3 або рис. 1.4; вони будуть відбуватися в деякому проміжному варіанті:

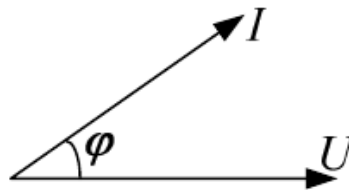


Рисунок 1.7 – Коливання сили струму й напруги

Величину φ зсуву по фазі між коливаннями сили струму I і коливаннями прикладеної напруги U , щодо до біологічних тканин, почали розглядати в якості цінної діагностичної ознаки стану тканин ще наприкінці 30-х років минулого століття. Міркування тут такі. Омертвілі тканини характерні тим, що на будь-яких частотах:

$$\varphi \approx 0; Z \approx R; \cos \varphi \approx 1.$$

Чим далі тканини від цього рівня значень їх електричних показників, тим вище рівень життєздатності тканин і органів.

Рівність $\varphi = 0$ ($\cos \varphi = 1$) означає втрату тканинами ємнісних властивостей. Якщо ж $\varphi \neq 0$, то оцінку ємнісних властивостей тканин можна вести по-різному. Варіанти:

1. Можна, провівши вимірювання Z на різних частотах ν , побудувати залежність $Z(\nu)$. Залежність $Z(\nu)$ називають *дисперсією імпедансу*. Далі напрошується порівняння одержуваних залежностей $Z(\nu)$ із залежностями, характерними для нормальних і не дуже нормальних тканин.

Замість ряду значень Z і графіка $Z(\nu)$ можна обговорювати ряд значень $\cos \varphi = R/Z$ і графік залежності $\cos \varphi$ від ν .

2. Можна, дотримуючись спрощеної методики, виміряти всього два значення повного опору:

$Z_{НЧ}$ – на низькій частоті $\nu_n = 100$ Гц;

$Z_{ВЧ}$ – на високій частоті $\nu_v \approx 106$ Гц

Відношення цих величин було названо *коефіцієнтом поляризації*:

$$K_{П} = \frac{Z_{НЧ}}{Z_{ВЧ}}$$

Життєздатна тканина має $K_{П} > 1$; чим вищий рівень обміну речовин у даній тканині і чим краще збережена її структурна цілісність, тим більше значення $K_{П}$.

1.2 Завдання та хід виконання роботи

Робота виконується у два етапи.

1.2.1 Визначення опору ділянки тіла на постійному струмі.

На руці закріплюються два електроди, під які попередньо повинні бути підкладені марлеві прокладки, змочені фізіологічним розчином. Електроди підключені до джерела постійного струму. Сила струму встановлюється підпороговою – не більш 10 мкА. Вимірюється значення сили струму при п'яти значеннях напруги. Результати вимірювань заносяться в таблицю 1.2.

Таблиця № 1.2 – Результати вимірювань

№	I (мкА)	U (В)	R_I (кОм)
1			
2			
3			
4			
5			

Значення опору R_I обчислюються за формулою $R_I = U/I$;

1 мкА = 10^{-6} А; 1 кОм = 10³ Ом.

За цими даними будується графік залежності $I(U)$, на підставі якого робиться висновок про виконуваність або виконуваність закону Ома в таких обставинах.

Примітка: Ділянка кола у вигляді ділянки тіла – ділянка незвичайна. Так що висновок про виконуваність закону Ома не слід вважати тривіальним. Визначити середньовибіркове значення опору R_l .

1.2.2 Визначення опору ділянки тіла на змінному струмі.

Електроди, закріплені на руці, підключаються до генератора змінного струму регульованої частоти.

У ході вимірювань контролюються: значення прикладеної напруги U , частота коливань цієї напруги ν і сила струму в тканинах I . Результати заносяться в табл. 1.3.

Таблиця 1.3 – Результати вимірювань

№ вимірювання	ν	$\lg \nu$	I	U	Z (кОм)	$\cos \varphi$
1	100					
2	200					
3	500					
4	700					
5	1000					
6	2000					
7	3000					
8	5000					
9	20000					
10	50000					
11	100000					
12	200000					

Значення повного опору Z (імпеданс тканин) обчислюються по формулі

$$R = \frac{U}{I}.$$

За даними цієї таблиці будується графік $Z(\lg \nu)$, аналогічний графіку на рис.1.6.

За графіком визначається граничне значення $Z = R$ при $\nu \rightarrow \infty$. Обрахувати ряд значень $\cos \varphi = R/Z$; побудувати графік залежності $\cos \varphi$ від $\lg \nu$.

Обчислити значення коефіцієнта поляризації тканин.

1.3 Структура звіту

Звіт по роботі повинен містити заповнені табл. 1.2 і 1.3, а також необхідні обчислення та графіки та обчислене значення коефіцієнта поляризації тканин.

У висновках по роботі необхідно обґрунтувати залежність опору шкіри людини від частоти та величини струму.

1.4 Контрольні питання

1. Реографічні методи діагностики.
2. Опір тканин при постійному струмові.
3. Змінний струм в колах, що містять конденсатор.
4. Ємнісні властивості тканин.
5. Коефіцієнт поляризації тканин.

Лабораторна робота №2

ДОСЛІДЖЕННЯ ДАТЧИКІВ ДЛЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ

Мета роботи: 1. Вивчити основні методи електрокардіографії. 2. Провести реєстрацію ЕКГ у трьох відведеннях. Побудувати середньою електричну вісь серця.

2.1 Основні теоретичні відомості

2.1.1 Електрична активність серця

Електрокардіографія (Electrocardiography) – метод реєстрації електричної активності міокарда в ході серцевого скорочення.

Реєструється деякий сумарний ефект активності клітин. На рівні окремої клітини, при її переході в збуджений стан, на мембрані відбувається зміна електричного потенціалу: негативний потенціал спокою переходить у позитивний потенціал дії. Цей процес сполучений з переносом іонів різного виду через мембрану. Клітинна мембрана в спокійному стані клітини поляризована в такий спосіб: усередині клітини – мінус, зовні – плюс. При переході клітини в збуджений стан ситуація на мембрані змінюється на протилежну: усередині клітини – плюс (переважають позитивні іони), зовні – мінус. Ці зміни на клітинній мембрані називаються *деполяризацією (Depolarization)*.

Після того, як збуджена клітина виконала свою природну функцію, вона повертається в спокійний стан; відновлюються її початкові концентрації іонів по обидві сторони мембрани. Цей процес називається *реполяризацією (Repolarization)*.

Переходи клітин у збуджений стан і наступне їх повернення в спокійний стан носить масовий характер, і в різних ділянках міокарда починається, відбувається й закінчується не одночасно. Тому можна говорити про *хвилі деполяризації і реполяризації*, що поширюються по серцю в цілому або по окремих його частинах – передсердях, шлуночках, перегородках.

Представленням про серце як орган, по якому поширюються хвилі деполяризації й реполяризації, добре відповідає модель, згідно з якою серце – це електричний диполь, електричне поле яке відчутне (завдяки провідним тканинам) далеко за межами серця, і може реєструватися за допомогою системи електродів, розміщених на поверхні тіла.

2.1.2 Електричний диполь як модель

Електричний диполь нас цікавить не як технічний пристрій, а як електрична модель складних процесів. Можна говорити про різні електричні моделі; розглянемо дві з них: електростатичний і струмовий диполі, для того, щоб вибір моделі для серця був обґрунтований.

Електростатичний диполь – це система із двох рівних по величині зарядів $+q$ і $-q$, розділених проміжком L . Дипольний момент – це вектор p , модуль якого $p = ql$, а напрямок – по прямій, що з'єднує заряди – полюси, «від мінуса до плюса». Ця система зарядів, як ціле, електрично нейтральна: $+q - q = 0$. Але чим більша величина дипольного моменту, тим відчутніше електричне поле поблизу диполя.

Електростатичний диполь виявився досить продуктивним модельним представленням при вивченні й описі властивостей діелектричних середовищ (жирові й кісткові тканини). Молекулу, у якої центри позитивних і негативних зарядів не збігаються в силу складності їх будови, можна розглядати як диполь і оцінювати величиною дипольного моменту. Тоді дипольний момент деякої кількості речовини – це векторна сума дипольних моментів окремих молекул. Подібні представлення досить продуктивні при розгляді поведінки діелектричних тканин у зовнішньому електричному полі, створюваному, наприклад, апаратами УВЧ або НВЧ.

Клітинні мембрани поляризовані як у спокійному, так і в збудженому стані, і можна говорити про величину електростатичного дипольного моменту окремих частин мембран. Але, що стосується векторної суми дипольних моментів по всій клітині, і по серцю в цілому, то очевидно така сума дорівнює нулю. Підтвердження тому – те, що електрокардіограф нічого не реєструє в проміжки часу між серцевими скороченнями.

Серце проявляє зовнішню електричну активність тільки на стадії скорочень, з випередженням м'язового скорочення на 0,02 – 0,04 с., і для опису цієї активності продуктивною виявилася модель струмового диполя.

Струмовий диполь має дипольний момент, де L – відстань між полюсами якими є збуджені й не збуджені ділянки міокарда; I – сила іонного струму в міжклітинному середовищі на таких проміжках. Напрямок вектора p – від негативного полюса (збуджена ділянка органа) до позитивного (незбуджена ділянка).

З погляду електрокардіографії *інтегральний електричний вектор серця* (ІЕВС) – це векторна сума дипольних моментів струмових диполів, з підсумовуванням по всьому об'єму серця. У ході серцевого скорочення ІЕВС змінюється як за величиною, так і за напрямком в просторі.

Відведенням в електрокардіографії називається система із двох електродів, встановлених на поверхні тіла пацієнта і під'єднаних до електрокардіографа. Різниця потенціалів, яка реєструється в будь-якому відведенні, є проекцією ІЕВС на лінію, що з'єднує електроди цього відведення.

Змінюється вектор – змінюються його проекції. Реєстровані електрокардіографом зміни електричного потенціалу відповідають деяким змінам ІЕВС як за модулем, так і за напрямком, в ході серцевого скорочення.

У ситуації «вектор–його проекції» можна говорити про пряме і зворотнє завдання. Пряме завдання – перехід від ІЕВС живого серця до його змінних у часі проекцій у відведеннях виконує електрокардіограф.

Зворотнє завдання – відтворення вектора ІЕВС по двох його проекціях для певної стадії серцевого скорочення необхідно буде розв'язати графічно ході виконання даної роботи.

Досвідчений кардіолог має навички пояснень ІЕВС і відхилення в його змінах від норми, аналізуючи лише його проекції – запису ЕКГ у відведеннях, і не звертаючись до графічних побудов. Але можливість спостерігати цей вектор у ході обстеження, та ще в режимі реального часу – досить цікава ідея.

Завдання про безперервне відтворення вектора ІЕВС по двом його мінливим проекціям – значенням потенціалу у двох відведеннях – має технічний розв'язок за допомогою *векторелектрокардіографів*.

Звернемо увагу на розповсюджену помилку. Досить розповсюджена думка, що зміни електричної активності серця, які реєструються на ЕКГ – наслідок змін його форми в ході скорочувальної діяльності. Але вимірювання показали, що його електрична активність починає проявлятися трохи раніше, ніж з'являються перші стадії скорочення, і в ході скорочувального циклу електрична активність випереджає механіку скорочень. Так що зміни електричного статусу клітин – первинні, скорочення міокарда – вторинні, а зміни ІЕВС – наслідок і того, і іншого.

2.1.3 Елементи практичної електрокардіографії

Стаціонарні електрокардіографи забезпечують одночасний запис на широкому папері електричних потенціалів у багатьох відведеннях. У даній роботі ми ознайомимося з портативним одноканальним приладом, застосовуваним при виїздах лікаря до пацієнта.

Прилад ЕК1Т–03 (рис. 6.1) може працювати як від мережі, так і від акумулятора. Оскільки він одноканальний, то він забезпечує послідовну реєстрацію потенціалів у відведеннях.

Схема стандартних відведень була запропонована засновником даного методу – В. Ейнтховеном. Згідно із цією схемою, на тілі пацієнта встановлюються три електроди: на передпліччях і на лівій гомілці. Вони утворюють три відведення.

Геометрична схема, названа «трикутник Ейнтховена», така: якщо пацієнт лежить, розкинувши руки й ноги, то закріплені на них електроди утворюють рівносторонній трикутник, у центрі якого – серце, рівновіддалене від сторін і від вершин цього трикутника. Графічні побудови ІЕВС проводяться в прив'язці до трикутника Ейнтховена.



Рисунок 2.1 – Електрокардіограф ЕК1Т–03

При реєстрації ЕКГ пацієнт може приймати й іншу позу. При цьому якщо згинаються руки або ноги, то змінюється і форма силових ліній електричного поля в провідних тканинах пацієнта. Так що зміни його пози практично не змінюють характеру записів у відведеннях. Інтерпретувати їх однаково можна в прив'язці до трикутника Ейнтховена.

Але плутанина в розміщенні й підключенні електродів не припускається, оскільки це призводить до помилок у діагностичних висновках. І взагалі, зняття ЕКГ – чітко регламентована процедура, у якій немає дрібниць.

Прийнята нумерація відведень:

I – (права рука – ліва рука)

II – (права рука – ліва нога)

III – (ліва рука – ліва нога)

Система позначень для піків електричної активності на кардіограмах також запропонована Ейнтховеном, використовується і зараз (рис. 2.2.).

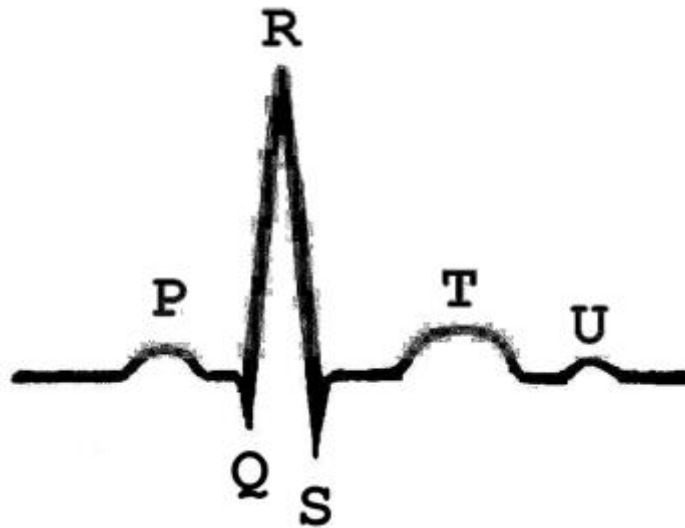


Рисунок 2.2 – Система позначень для піків електричної активності

У ході становлення й розвитку методу електрокардіографії були встановлені зв'язки між станом різних ділянок серця й записами його електричної активності на кардіограмі. Докладне обговорення цих зв'язків не входить у завдання лабораторної роботи, тому обмежимося констатацією зв'язків загального характеру:

Зубець P – збудження обох передсердь;

Зубець Q – збудження лівої половини міжшлуночкової перегородки;

Зубець R – збудження шлуночків;

Зубець S – збудження основи лівого шлуночка;

Зубець T – відповідає процесам реполяризації;

Зубець U – реєструється не завжди, і його походження не вивчене.

2.1.4 Електрокардіограф

До складу електрокардіографа такі наступні блоки:

1. Вхідний пристрій. Це система електродів, кабелів їх під'єднання до приладу; пристосувань для фіксації електродів.
2. Підсилювач біопотенціалів. Коефіцієнт підсилення – порядку 5000.

3. Реєструючий пристрій. У ньому відхилення пера, пропорційні біопотенціалам, записуються на спеціальній стрічці. У цьому випадку, кінчик пера – гарячий, а стрічка – термочутлива. Застосовуються значення швидкості протягання стрічки – 25 мм/с і 50 мм/с

4. Блок живлення.

5. Блок калібрування. При його короточасних включеннях, на вхід підсилювача замість пацієнта підключається калібрована напруга 1 мВ. Якщо підсилювач працює правильно, то на стрічці прописується прямокутний імпульс висотою 10 мм

Уся статистика по нормі й патології висоти зубців на ЕКГ – це дані в мілівольтах. Тому запис каліброваного сигналу перед обстеженням і після обстеження обов'язковий.

Сучасні дизайнерські рішення приладів такі, що виключається необхідність у докладних вказівках, де розміщені кнопки й клавіші перемикачів. Вклавши в просту символіку позначень, легко переконатися можливостях наступних перемикачів:

- перемикач відведень у прямій (∇) і зворотній (Δ) послідовності; світлова індикація цих перемикачів;
- включення заспокоювача пера («0»), зі світловою індикацією включення;
- включення калібровочної напруги 1 мВ;
- перемикач швидкості протягання стрічки на 25 мм/с («25») або 50 мм/с («50»).

2.2 Завдання та хід виконання роботи

Під контролем лаборанта встановити електроди на передпліччях і на лівій гомілці. Підключити електроди до кардіографа.

Ввімкнути електрокардіограф. Установити швидкість протягання стрічки 25 мм/с. Це означає, що при розшифруванні записів одному міліметру уздовж стрічки відповідає час $\Delta t = 1/25 = 0.04$ с/мм.

Записати калібровочний імпульс 1 мВ.

Виконати запис ЕКГ послідовно в трьох відведеннях. Знову записати калібровочний імпульс 1 мВ.

Переконайтеся, що висота калібровочного імпульсу на кардіограмі $h = 10$ мм, і отже при розшифруванні записів одному міліметру зсуву пера відповідає 0,1 мВ/мм.

За допомогою міліметрової сітки, нанесеної на стрічку типографським способом, виміряти висоту зубців і інтервали між ними. Результати занести в табл. 2.1 і 2.2.

Таблиця 2.1 – Амплітуда зубців у відведеннях

Відведення \ Зубці		P	Q	R	S	T
I	мм					
	мВ					
II	мм					
	мВ					
III	мм					
	мВ					
Норма, мВ		до 0,25	0 – 0,25	0,6 – 1,6	0–0,6	0,25 – 0,6

Таблиця 2.2 – Інтервали часу між зубцями у відведенні I.

Інтервал		R - R	P - Q	Q - T	Тривалість зубця T
Тривалість	мм				
	с				
Норма, з		0,8-1	0,12 – 0,21	0,25 – 0,40	0,12 – 0,16

За даними табл. 2.1 обчислити проєкції ІЕВС для деякого середнього положення серця в ході скорочення. Значення проєкцій обчислюються так:

$$OX = R - (Q + S),$$

де Q і S – додатні величини.

Обчислити значення проєкцій для першого й третього відведення: OX_1 і OX_3 . Побудова ІЕВС по двох проєкціях ведеться не у звичній прямокутній (декартовій) системі координат, а в гексагональній, пов'язаній із трикутником Ейнтховена. Ця особливість не міняє суті самих побудов. Побудови, які необхідно виконати, ілюструються схемою, зображеної на рисунку 2.3.

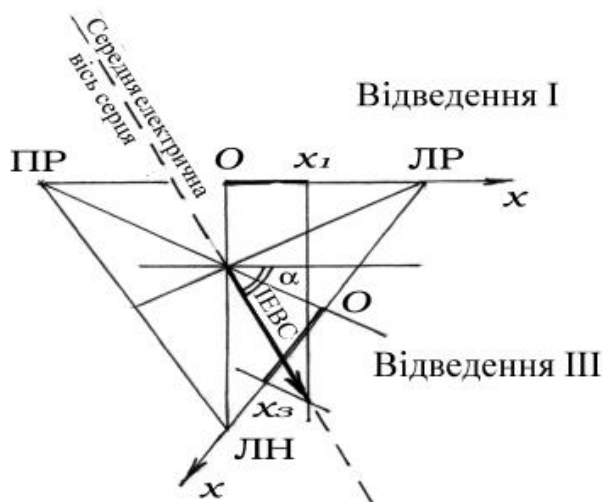


Рисунок 2.3 – Побудова ІЕВС по двох проекціях

Напрямок побудованого ІЕВС у медичній літературі часто називають *середньою електричною віссю серця*. Середня електрична вісь близька до анатомічної осі серця. Вважається нормою, коли кут α нахилу цієї осі лежить у межах $30-70^0$. Значення кута α , отриманого при побудовах, виміряйте за допомогою транспортира й порівняйте з показником норми.

2.3 Структура звіту

Звіт по роботі повинен містити заповнені табл. 2.1 і 2.2, а також необхідні обчислення та рисунок.

У висновках по роботі необхідно відзначити:

1. чи відповідають результати вимірювань у таблиці 2.1 показникам норми.
2. чи відповідають вимірювані тимчасові інтервали, представлені в таблиці 2.2, показникам норми.
3. чи в нормі кут нахилу середньої електричної осі серця.

2.4 Контрольні питання

1. Електрична активність серця. Електричний диполь як модель серця.
2. Електрокардіограф: призначення, принцип дії.
3. Інтегральний електричний вектор серця. Його проекції в трикутнику Ейнтховена.
4. Калібрування електрокардіографа. Калібровочний імпульс.
5. Зв'язок між зубцями ЕКГ і станом різних ділянок серця.

Лабораторна робота №3 ДОСЛІДЖЕННЯ БІОХІМІЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

3.1 Основні теоретичні відомості

Сьогодні внутрішлункова рН- метрія відіграє значну роль у діагностиці захворювань верхніх відділів шлунково-кишкового тракту. У шлунку прийнято виділяти дві зони, які розрізняються за своєю секреторною функцією: 1) **кислотоутворююча**, яка включає в себе дно (свод) та тіло шлунку. В цій зоні під впливом гастрину та ацетілхоліну відтворюється виробка соляної кислоти; 2) **нейтралізуюча**, до якої відносяться пілоричний та антральний відділи шлунку. Тут відтворюється секреція іонів гідрокарбонату HCO_3^- . Цей процес зумовлений обміном іонів Cl^- на іони HCO_3^- та процесом пасивної дифузії гідрокарбонат-іонів з крові. Секреція гідрокарбонатів у шлунку становить 2-10% від максимальної секреції соляної кислоти та стимулюється глюкагоном, холецистокиніном, агоністами холінергічних рецепторів, простагландінами та підвищенням кислотності у просвіті шлунку. Гідрокарбонат- іони концентруються поперед усього в слізі поблизу поверхні слизової оболонки, підтримуючи нейтральну середу біля апікальної мембрани клітин. При цьому в просвіті пілоричного відділу шлунку та проксимальної частини дванадцятьопалої кишки у нормі може спостерігатися слабокисла середа. Дослідження свідчать, що слизова оболонка дна шлунку також здатна секретувати іони HCO_3^- . Подавляють секрецію гідрокарбонатів у шлунку нестероїдні протизапальні препарати, жовчні солі та етиловий спирт.

Принцип дії гальванічних перетворювачі рН-метрів базується на залежності електродних потенціалів від активності водневих іонів, по якій можливо визначити властивості, зокрема концентрацію, водних розчинів. Сутність цього способу полягає в наступному. Молекули води частково дисоціюють на іони водню H^+ та іони гідроксилу OH^- . При цьому для дистильованої води та нейтральних розчинів активність $a(\text{H}^+)$ іонів водню дорівнює активності $a(\text{OH}^-)$ іонів гідроксилу, для водних розчинів кислот $a(\text{H}^+) \geq a(\text{OH}^-)$, та тим більше, чим більше концентрація, а для водних розчинів луг $a(\text{H}^+) \leq a(\text{OH}^-)$ та зменшується разом із збільшенням концентрації. У той же час для даної температури добуток цих активностей завжди лишається постійним як для води, так і для водних розчинів кислот та луг та характеризується так званим *іонним добутком* води:

$$K(H_2O) = a(H^+)a(OH^-) \quad (3.1)$$

Тобто, для оцінки властивостей водних розчинів достатньо виміряти, наприклад, активність водневих іонів. На практиці, для зручності обчислень, активність водневих іонів характеризують *водневим показчиком* рН, який визначається як від'ємний логарифм активності іонів водню:

$$pH = -\lg a(H^+) \quad (3.2)$$

Показчик рН для водних розчинів змінюється від 0 для сильно концентрованих водних розчинів кислот до 14 одиниць для концентрованих водних розчинів луг. У розчинах неводних розчинників показчик рН у залежності від концентрації буде змінюватися в інших межах, наприклад, в аміаці 0...32,7 од.

Уперше водневий показчик рН запропонував використовувати Соренсен у 1909 році. За визначенням Соренсена рН являється логарифмом концентрації іонів водню у водному розчині, взятому із зворотнім знаком:

$$pH = -\lg a[H^+] \quad (3.3)$$

Таким чином, у нейтральному середовищі, де концентрація іонів водню складає 10^{-7} , рН складає 7 одиниць. У кислих розчинах, де концентрація іонів водню вище (наприклад, 10^{-2} або 10^{-3} моль/л) рН менше 7, а в лужних розчинах (наприклад, 10^{-8} або 10^{-9} моль/л) рН більше 7 одиниць.

Активність іонів водню дорівнює їхній концентрації тільки у тому теоретичному випадку, коли в розчині, що досліджується, відсутні інші іони. При додаванні у розчин одних іонів одночасно в нього додаються інші іони, протилежного знаку. Взаємодія між двома видами іонів призводить до зміни активності обох, хоча їхня концентрація не змінюється. Тому перерахунок показчиків рН, які відображують активність іонів водню, у концентрацію, може вестися тільки приблизно.

У 1909 році Соренсен вперше використовував для виміру рН електрохімічні електроди. Внутрішньошлункову рН-метрію вперше провів McCledon у 1915 році. Він виявив, що натщесерце у шлунку міститься нейтральна середа, а після пробного сніданку внаслідок виділення соляної

кислоти рН знижується до 1,5 одиниць. У нашій країні зонд з електродами для внутрішньошлункової рН-метрії створив Є.Ю. Лінар у 1957 році.

Прилад, який призначається для виміру рН, називається рН-метром. Гальванічні перетворювачі рН-метрів містять два напівелемента: скляний вимірювальний та допоміжний, електродний потенціал якого є відомим. В якості допоміжного напівелемента на практиці найбільш широке застосування отримали каломельні напівелементи.

Рівняння перетворення гальванічного перетворювача рН-метра може бути записане у вигляді:

$$E_x = E_0 + b\text{pH} \quad (3.4)$$

де E_0 - е.д.с. перетворювача при $\text{pH} = 0$, b – коефіцієнт, який залежить від типу використаних електродів та температури розчину.

Існують наступні різновиди внутрішньошлункової рН-метрії:

- короткочасна внутрішньошлункова рН- метрія;
- довготермінова (24-годинна) внутрішньошлункова рН- метрія;
- рН-метрія з використанням радіокапсул;
- ендоскопічна рН-метрія.

3.2 Порядок виконання роботи

1. Включити рН-метр в електричну мережу.
2. Налаштувати рН-метр за допомогою буферного розчину.
3. Провести рН-метрію сьоми розчинів соляної кислоти, які були надані. Виміри на кожному розчині повторити тричі.
4. Зробити висновки щодо точності даного методу вимірювань концентрації іонів водню.
5. Перевести отримані значення величин рН у концентрацію іонів водню.

3.3 Контрольні питання

1. Пояснити принцип дії рН-метру.
2. Які величини можливо знайти за показником рН ?
3. Чим відрізняється визначення рН за Соренсеном від сучасного визначення рН?
4. Що таке іонний добуток ? Для чого він використовується?
5. У чому полягають сучасні методи внутрішньошлункової рН-метрії?

Лабораторна робота № 4

ДОСЛІДЖЕННЯ ДАТЧИКІВ ТА СЕНСОРІВ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ

Мета роботи: Ознайомитись з принципом роботи медичного електронного термометра

4.1 Основні теоретичні відомості

У нинішній час у ході діагностики захворювань в лікувальних закладах та кабінетах термодіагностики консультативно-діагностичних центрів велика увага приділяється інформації про температуру тіла пацієнта та його внутрішніх органів.

Традиційно температура вимірюється точними та простими ртутними термометрами, що відрізняються рівномірною шкалою, але мають такі недоліки, як великі габарити, масу, час, що затрачено на вимірювання, можливість вимірювати температуру тільки у визначених полостях тіла. Специфічними труднощами під час використання скляно-рідинних термометрів є також необхідність введення поправки на стовбчик, що виступає, чутливість термометрів до тиску та до змін параметрів скла ковби в часі. Цьому актуальним є використання в лікувальній практиці різноманітних медичних теплових сенсорів.

Сучасна приладобудівна промисловість випускає новітні електронні термометри, за своїми габаритами рівні мобільному телефонному апарату.

Напівпровідникові температурні чутливі елементи, що виконані у вигляді інтегральних схем, генерують на своїх виходах електричний струм, пропорційний абсолютній температурі. Такі вимірювальні перетворювачі мають достатньо добру лінійність та чутливість порядку 1мкА вихідного струму на один градус Кельвіна. Схема їхнього підключення до вимірювального ланцюга є аналогічною з термісторами, однак вони більш ефективні до роботи у дистанційних вимірювальних системах, у яких струм, що генерується чутливим елементом, не змінюється для будь-якої температури, що вимірюється. Тому опором з'єднуючих дротів та падінням напруги на них можна знехтувати.

Інші типи напівпровідникових чутливих елементів генерують на виході напругу, пропорційну температурі. Наприклад, один з таких приладів має вихідну напругу 10 мВ на один градус Кельвіна.

Напівпровідникові чутливі елементи ґрунтуються на принципі пропорційної зміни струму р-п переходів або напруги на р-п переході в

залежності від температури. Взагалі, усі найпростіші напівпровідникові діоди на основі германію, кремнію, арсеніду галію та інших матеріалів можуть бути використаними в якості чутливих елементів вимірювальних перетворювачів температури. Від'ємний температурний коефіцієнт р-п переходів означає, що напруга на переході падає приблизно на 2 мВ на кожний градус Кельвіна.

Характеристики транзисторів також змінюються в залежності від температури, і це дозволяє застосовувати їх для вимірювання температури. Верхній діапазон температур, що вимірюються, обмежується струмом витоку напівпровідникових переходів. Останні використовуються для вимірювань температур від -50 до $+150^{\circ}\text{C}$.

Температурна шкала Цельсія, при якій вимірювання ведуться у градусах Цельсія, це лише одна з декількох температурних шкал, що використовуються. З самого початку вона визначалася точками заморожування та кипіння води. **Термодинамічна шкала** згідно з міжнародною системою одиниць має декілька точок, що важко відтворюються. По-перше, це абсолютний нуль (0К – необхідно відмітити, що температура у термодинамічній шкалі виражається у градусах Кельвіна, які записують без показника знаку градуса), який являє собою теоретичний мінімум температури для будь-якої речовини, та, по-друге – **потрійна точка води** (273,16 К). Остання відповідає температурі рівноваги, при якій одночасно існують вода, льод та пара. У термодинамічній шкалі 0°C відтворюється при стандартному (атмосферному) тиску.

Використання 100 дискретних або рівномірних кроків температури між точками кипіння та заморожування води при стандартному атмосферному тиску в шкалі Цельсія є цілком довільним. Також довільним є використання 180 дискретних кроків за шкалою Фаренгейта. Звичайно, наявність 100 дискретних кроків за температурною шкалою Цельсія робить її децимальною та сприяє її міжнародному визнанню разом із термодинамічною шкалою. Міжнародна практична температурна шкала (МПТШ), яка була рекомендована міжнародним комітетом мір та ваги у 1983 році базується на певних значеннях температур сукупності рівноважних станів та стандартній апаратурі, яка прокалібрована на цих значеннях. Застосування температур станів рівноваги та стандартної апаратури в МПТШ гарантує, що розбіг у вимірюваннях температури, зумовлений різними типами вимірювальних приладів, може бути зведений до мінімуму. В інтервалах між опорними точками точність вимірювання зберігається за рахунок використання

рівнянь інтерполяції. У таблиці 4.1. перераховані 11 основних фіксованих точок МПТШ та вказані вимірювальні прилади, необхідні для відтворення температур в цих точках.

Таблиця 4.1 – Основні фіксовані точки МПТШ, значення температури в них та використовані для цього вимірювальні засоби

Назва	Температура, К	Вимірювальні засоби
Точка твердіння золота	1337,58	Оптичний пірометр (понад 1337,58 К)
Точка твердіння срібла	1235,08	Термопара (від 903,87К до 1337,58 К)
Точка твердіння цинку	692,73	-
Точка кипіння води	373,15	-
Потрійна точка води	273,16	-
Точка кипіння кисню	90,188	-
Потрійна точка кисню	54,361	-
Точка кипіння неону	27,102	Платиновий термометр опору (від 13,18 К до 903,89 К)
Точка кипіння рівноважного водню	20,28	-
Рівновага між жидкою та газовою фазами рівноважного водню під тиском 33330,06 Па	17,042	-
Потрійна точка рівноважного водню	13,81	-

4.1.1 Вимірювання температури за допомогою термоопору

Термістор являє собою по суті напівпровідниковий резистивний прилад, опір якого залежить від температури. Такі прилади мають звичайно від'ємний температурний коефіцієнт, тобто їхній опір зменшується при збільшенні температури. Термістори використовують у діапазоні температур від -50 до $+300^{\circ}\text{C}$, хоча за рахунок спеціальних інтерфейсних рішень можливим стає вимірювання температури за вказаними границями. Основним чинником такого вузького діапазону термісторів є істотна нелінійність їхніх характеристик.

Опір термістора визначається наступним виразом:

$$R_T = A \exp (B/T) \quad (4.1)$$

де R_T – опір, A – стала, значення якої різне для різних матеріалів; B – характеристична температура приладу; T – температура в Кельвінах.

З формули (4.1) видно, що опір термістору зменшується із збільшенням температури, тобто температурний коефіцієнт опору термістора є від'ємним.

Термісторні перетворювачі з від'ємним температурним коефіцієнтом опору відомі як NTC – термістори (negative temperature coefficient). Треба відмітити, що існують термістори з додатнім коефіцієнтом опору, які позначаються як PTC – термістори (positive temperature coefficient). Останні більше застосовуються не для вимірювання температури, а для попередження перегріву.

Іншою більш зручною формулою для опису характеристики термістора у випадку, коли відомим є його опір R_1 при деякій температурі T_1 є вираз

$$R=R_1\exp B(1/T-1/T_1) \quad (4.2)$$

Для виготовлення термісторів звичайно в якості напівпровідникових матеріалів використовуються суміші сульфідів та селенідів, що зпикаються, однак застосовуються також оксиди кобальту, міді, заліза, марганцю та урану. Ці матеріали оформлюються у вигляді кульок, дисків, стріжней або шайб, які потім укладаються у капсулу із скла, пластика або металу, а іноді просто накриваються цими матеріалами. Невеликі розміри чутливих елементів забезпечують їхню високу динамічну реакцію, а деякі мініатюрні типи елементів мають динамічну реакцію усього декілька мікросекунд..

Термісторний метод вимірювань порівнянні з іншими методами є більш простим і точним, але термістори чутливі до саморозігріву, крихкі та пристосовані для вузької температурної області.

4.1.2 Тезморезистивні сенсори

Принцип дії терморезистивних сенсорів базується на властивості провідників або напівпровідників змінити свій електричний опір під дією зміни температури. Чутливість таких сенсорів у значній мірі визначається величиною температурного коефіцієнту опору (ТКО). Медичні датчики температури повинні мати лінійну залежність опору від температури, бути бистродіючими, їхні параметри мають бути стабільними в часі.

Для терморезистивних медичних сенсорів використовують резистивні матеріали, які мають високу стабільність ТКО, високу відтворюємість електричного опору для даної температури, значний питомий електричний опір та високий ТКО, стабільність хімічних та фізичних властивостей при нагріві, інертність до дії середовища, що досліджується.

З провідникових матеріалів широке застосування отримала платина. Платина навіть при високих температурах в окислювальному середовищі не змінює своїх фізичних та хімічних властивостей. Температурний коефіцієнт опору в діапазоні від 0 до 100°C дорівнює приблизно $1/273 \text{ град}^{-1}$, питомий опір при 20°C дорівнює 0,105 Ом мм²/м, діапазон температур, що перетворюються дорівнює -260 + 1300°C.

Температурна залежність опору платини в діапазоні від 0 до 650°C описується рівнянням Каллендара

$$R_{\Theta} = R_0(1 + A\Theta + B\Theta^2) \quad (4.3)$$

де R_{Θ} , R_0 опори перетворювача при Θ та 0°C; A та B – сталі коефіцієнти.

В інтервалі температур від 0 до -200°C залежність опору платини від температури має вигляд

$$R_{\Theta} = R_0 [1 + A\Theta + B\Theta^2 + C(\Theta - 100)^3] \quad (4.4)$$

де C – сталий коефіцієнт.

Залежності (4.3) та (4.4) є достатньо точною апроксимацією функції перетворення платинових сенсорів температури в широкому інтервалі.

Мідь завдяки своїй низькій вартості та достатньо високій стійкості до корозії знайшла широке застосування в перетворювачах температури в діапазоні -50...+180°C. Температурний коефіцієнт опору міді $\alpha_{\theta} = 1/234,7 \text{ 1/K}$, залежність електричного опору від температури – лінійна:

$$R_{\Theta} = R_0(1 + \alpha_{\theta}\Theta) \quad (4.5)$$

Окрім платини та міді для чутливих елементів сенсорів температури застосовують нікель, вольфрам та інші чисті метали.

Нікель має складну залежність опору від температури та невисоку її відтворюєаємість. У діапазоні температур – 50...+180°C температурна залежність опору нікелю наступна:

$$R_{\Theta} = R_0 [1 + A\Theta + B\Theta^2 + C\Theta^3] \quad (4.6)$$

де А, В і С – сталі коефіцієнти.

4.2 Порядок виконання роботи

1. Підключити водну лазню до електричної мережі. Ввімкнути електронний медичний термометр. Поступово нагріваючи водну лазню від кімнатної температури до +40°C побудувати криві залежності показань ртутного та електронного медичного термометрів від часу на одному графіку. Виключити водну лазню та провести аналогічні вимірювання під час охолодження лазні до кімнатної температури. Побудувати аналогічні криві охолодження.

2. Зробити висновки про точність вимірювання температури за допомогою медичного електронного термометру.

3. За допомогою омметра виміряти опір термістора при кімнатній температурі.

4. Ввімкнути нагрівач. Вимірювати опір термістора через кожні 5° С при підвищенні температури від кімнатної до +80°C. Побудувати графік залежності опору термістора від температури. Вимкнути нагрівач. Побудувати графік залежності опору термістора від температури при охолодженні термістора від +80°C до кімнатної температури.

5. Використовуючи графіки нагріву та охолодження, підрахувати похибку вимірювання температури за допомогою термоопору. Оцінити точність методу.

6. За допомогою програмного комплексу Electronics Workbench побудувати схему вимірювання термоопору.

7. Змінюючи температуру від 20°C до 80°C за допомогою мультиметру виміряти значення термоопору з кроком 10°C. Побудувати відповідну графічну залежність. Виміри повторити ще для двох типів терморезисторів. Побудувати графічні залежності.

8. Отримані в даній роботі результати порівняти із результатами, отриманими в попередній лабораторній роботі. Пояснити розбіжності між результатами двох робіт.

4.3 Контрольні питання

1. Що може виступати в якості чутливого елемента електронного медичного термометра?

2. Оцінити точність вимірювання температури за допомогою цифрових термометрів.

3. Що таке Міжнародна практична температурна шкала?

4. Що являє собою термістор?

5. Пояснити отримані температурні залежності. Чому опір термістора при збільшенні температури зменшується, і навпаки?

6. Пояснити послідовність побудови схеми для вимірювання термоопору в електронному просторі Electronics Workbench.

7. За яким принципом Ви вибирали тип термоопору для вимірювань температури?

8. Які два основні типи термоопорів Ви знаєте? Поясніть, яка між ними різниця щодо застосування.

Лабораторна робота №5
ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ПОВІРКА ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ
ПСА-02, ПАК-02 ТА ППВ-02

Мета роботи: провести дослідження та повірку механічних перетворювачів для проведення механокардіографічних вимірювань та провести порівняльний аналіз їх характеристик.

5.1 Основні теоретичні відомості

5.1.1 Сфігмографія

Каротидограма (каротична сфігмограма) знімається під правою сонною артерією (a.carotis) сфігмографічним зчитуванням. Іноді її знімають над a.femoralis (стегнова артерія). Тиск зчитування не повинен перевищувати діастолічного тиску. Технічно задовільні результати (за сучасною літературою) не можуть бути отримані для 5–10 % досліджуваних пацієнтів.

На рис. 5.1 (разом з ЕКГ) наведена каротидограма з arteria carotis, а над нею зі стегнової артерії (arteria femoralis).

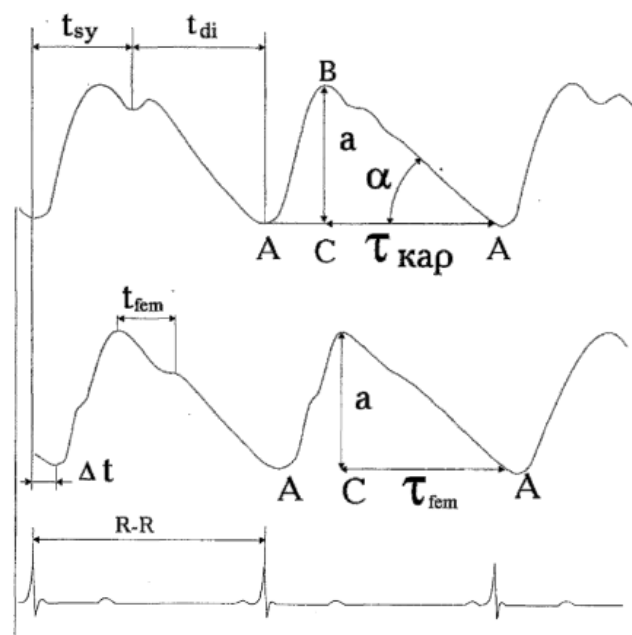


Рисунок 5.1 – Каротидограма з arteria femoralis та arteria carotis

На сфігмограмі в нормі є швидкий підйом (анакротична частина), далі настає спадна частина, на якій є дікротичний злом.

Дікротичний злом – додаткова хвиля на сфігмограмі, що має меншу амплітуду, ніж основна; на кінці систоли іде після аортальної складової у II відгуці ФКГ через 10-50 мс. Це спізнєння залежить від періода еджекції.

Період еджекції (ЕП) – це інтервал часу між базою А каротидограми (початок підйому каротичної пульсової хвилі) та дікротичним зломом. На рисунку 2.1 цей період позначено символом t_{sy} . Для більш точного вимірювання часу витіснення з лівого шлуночка використовують коригований період еджекції (рівняння Базетта, 1924 рік):

$$EP_{кор} = EP + 1,6 SF \text{ (мс або ударів/хв)}$$

де SF – серцева частота.

Нормальні значення $EP_{кор}$ дорівнюють (395 ± 13) мс для чоловіків і (415 ± 11) мс для жінок.

Період передеджекції – це інтервал між початком QRS-комплексу та базою каротидограми. Щоб уточнити значення передеджекційного інтервалу, використовують співвідношення

$$PEP_{кор} = PEP + 0,4 SF \text{ (мс або ударів/хв)}$$

Зазвичай $PEP_{кор} = (131 \pm 13)$ мс.

Іноді використовують індекс Вейслера, який визначають відношенням передеджекційного періоду до періоду витіснення (еджекції).

З рівнянь зрозуміло, що максимальна затримка діакротичного злomu каротидограми по відношенню до початку QRS-комплекса в нормі становить 380 мс, в патології – до 500 мс.

5.1.2 Апекскардіографія

Це механографічний метод, в якому реєструються коливання стінки грудної клітки над вістрям серця. Для реєстрації використовують зчитуючий пристрій (чутливий до інфразвукових вібрацій від 1 до 20 Гц), який розташовують на поверхні грудної клітки у 5-му міжреберному інтервалі. Щоб одержати сигнал з максимальною динамікою, пацієнта кладуть на лівий бік, і, крім того, треба дуже ретельно відшукати місце ударів.

Цей метод дає цінну інформацію про зміни тиску та об'єму у лівій частині серця. Тому його застосовують для досліджень пацієнтів з інфарктом міокарда, стенокардією та для кардіоміопатії.

Приклад часового ходу апекскардіограми зображений на рисунку 5.2. Мала хвиля «а» виникає під час активного наповнення лівого шлуночка у пресистолі. Після дікротичного зламу (**Dz**) є підйом великої систолічної

хвилі, за час vz . Пік апекскардіограми позначають літерою **Е** (точка еджекції). Він визначає відкриття артеріального клапану. Далі настає перше зменшення даної хвилі. Найглибша точка позначена літерою **О** (точка відкриття), вона відповідає відкриттю атріовентрикулярних клапанів. Повільна заповнююча хвиля закінчується перед хвилею «а», і репрезентує повільне наповнення шлуночка.

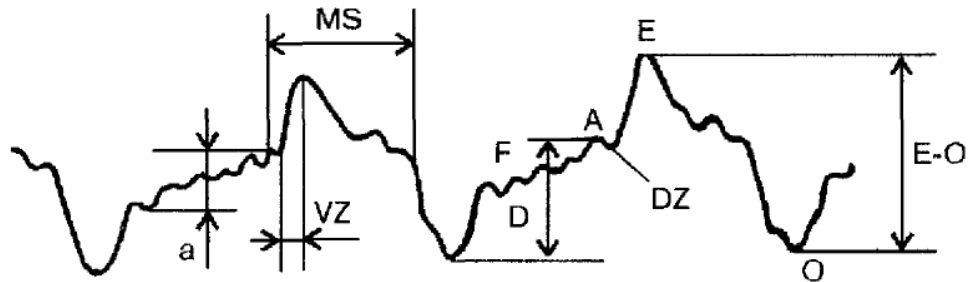


Рисунок 5.2 – Приклад часового ходу апекскардіограми

Перетворювачі типів ПСА-02, ПАК-02 і ППВ-02 застосовуються при непрямому визначенні параметрів функціонування серцево-судинної системи організму шляхом вимірювання сили (ПСА-02 і ПАК-02) і перемінного тиску повітря в компресійній манжеті (ППВ-02), що виникають при цьому функціонуванні і впливають на відповідні датчики. Чуттєвий елемент датчиків, виконаний у формі диска з п'єзокераміки й вкесний у пластмасовий корпус, перетворює вхідний вплив у пропорційний електричний аналоговий сигнал, що підсилюється проміжним підсилювачем і передається на вторинний прилад.

Зовнішній вигляд кожного з датчиків показаний на відповідному рисунку.

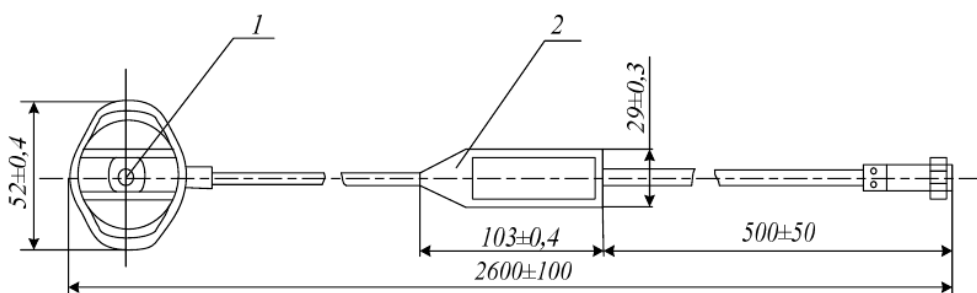


Рисунок 5.3а – Перетворювач для сфігмоартеріографії ПСА-02:

1 – пелот, 2 – узгоджуючий підсилювач

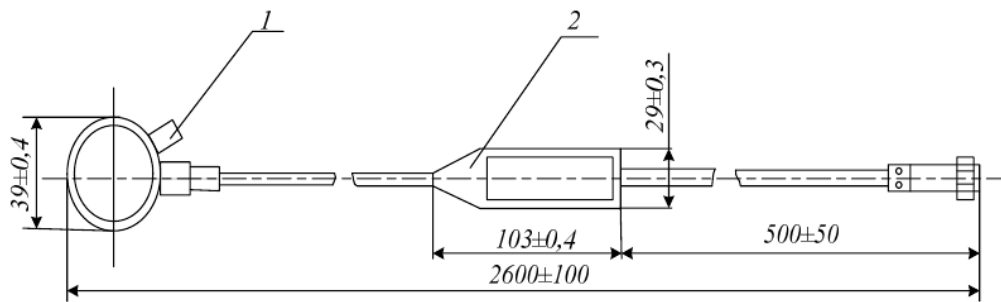


Рисунок 5.3б – Перетворювач для плетизмовазографії ППВ-02:
1 – штуцер, 2 – узгоджувачий підсилювач

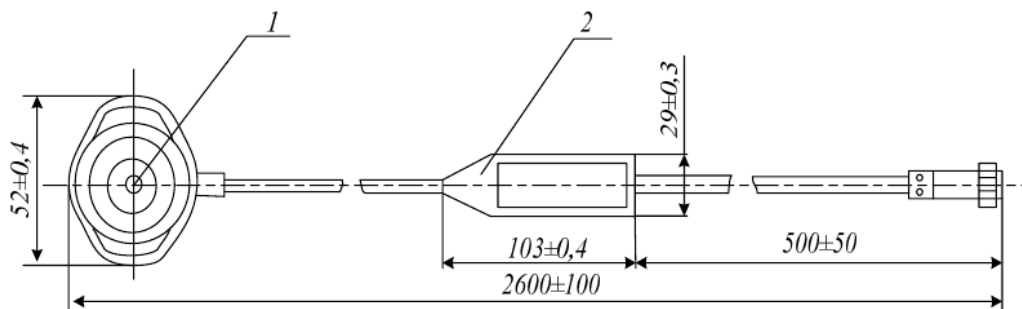


Рисунок 5.3в – Перетворювач для апекскардіографії:
1 – пелот, 2 – узгоджувачий підсилювач

Перетворювач ПСА-02 являє собою електромеханічний перетворювач, у якому як чутливий елемент застосований диск із п'єзокерамічного матеріалу ЦТС-19. Коливання стінки артерії сприймаються пелотом.

Узгодження чутливого елемента з вторинним приладом по опорі виконується за допомогою підсилювача, що погодить. Електрична принципова схема перетворювачів представлена в на рисунку 5.4.

Коливання стінки артерії сприймаються пелотом і перетворюються в зміни тиску повітря в порожнині перетворювача, що у свою чергу перетворюється за допомогою п'єзоелемента в електричний сигнал. Після попереднього посилення електричний сигнал передається у вторинний прилад.

Перетворювач ППВ-02 являє собою електроакустичний перетворювач, у якому як чуттєвий елемент застосований диск із п'єзокерамічного матеріалу ЦТС-19. Узгодження чуттєвого елемента з вторинним приладом по опорі виконується за допомогою підсилювача.

Електрична схема і призначення її елементів аналогічно, як і для перетворювача ПСА-02. Штуцер служить для з'єднання перетворювача з манжетою приладу манометричного мембранного типу ПММ.

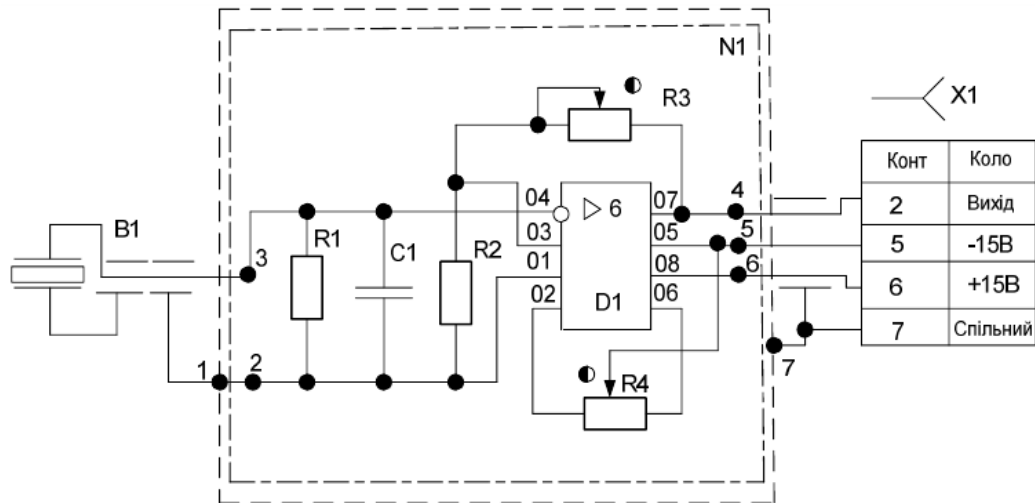


Рисунок 5.4 – Схема електрична принципова с перетворювачів ПСА-02, ППВ-02, ПАК-02: В1 – п’єзоелемент ЕПЧД-21-34 ОДО-339.190; X1 – розетка РС-7ТВ з кожухом АВО.364.04; N1 – плата тЕ6-730.639; D1 – мікросхема К140 УД8А 6КО.348.150 ТУ; С1 – конденсатор К73-9-100 В-4700 пФ±10% ОЖО.461.087 ТУ; R1 – резистор КИМ-0,125-220 МОм±10% ОЖО-467.080 ТУ; R2 – резистор МЛТ-0,125-1 кОм±10%) ОЖО.467.180 ТУ; R3 – резистор СП5-3ВА-1Вт-6,8 кОм±5%-ОЖО.468.539 ТУ; R4 – резистор СПЗ-19а-0,5-10 кОм±10% ОЖО.468.372 ТУ

Коливання тиску повітря в манжеті приладу манометричного мембранного типу ПММ, викликані змінами обсягу кінцівки тіла пацієнта, перетворюються п’єзоелементом в електричний сигнал, що після попереднього посилення передається у вторинний прилад,

Пристрій і призначення елементів перетворювача ПАК-02 аналогічні перетворювачеві ПСА-02. Робота перетворювача ПАК-02 аналогічний перетворювачу ПСА-02.

5.2. Опис лабораторної установки та порядок виконання

5.2.1 Опис лабораторної установки

Структурні схеми лабораторних стендів наводяться в кожному пункті виконання лабораторної роботи. Нижче приводиться перелік пристроїв та компонентів, що використовуються в лабораторній роботі.

1. Генератор Г6-26. Діапазон частот від 0,001 Гц до 10 кГц;
2. Вольтметр універсальний В7-28- Діапазон вимірювання напруги від 10 мкВ до 1000В, діапазон частот від 20 Гц до 10 кГц;
3. Джерело живлення Б5-8. Вихідна напруга (0–50) В;

4. Частотомір електронний ЧЗ-38. Діапазон частот від 10 Гц до 50 МГц;
5. Швидкодіючий самописний прилад НЗ38-1П. Робочий діапазон частот (0–150) Гц. Статична похибка у межах $\pm 4\%$ від ширини запису вимірювального каналу;
6. Мікроманометр мм Н-240. Діапазон вимірювання тиску (0–2350) Па; похибка вимірювання не більш 5%;
7. Гири загального призначення, ДСТУ 7328-82.

5.2.2 Завдання та порядок виконання роботи

Визначення значень коефіцієнтів перетворення перетворювачів ПСА-02 і ПАК-02

Працездатність перетворювачів ПСА-02 і ПАК-02 перевіряють ввімкнувши їх, як показано на рисунку 5.5.

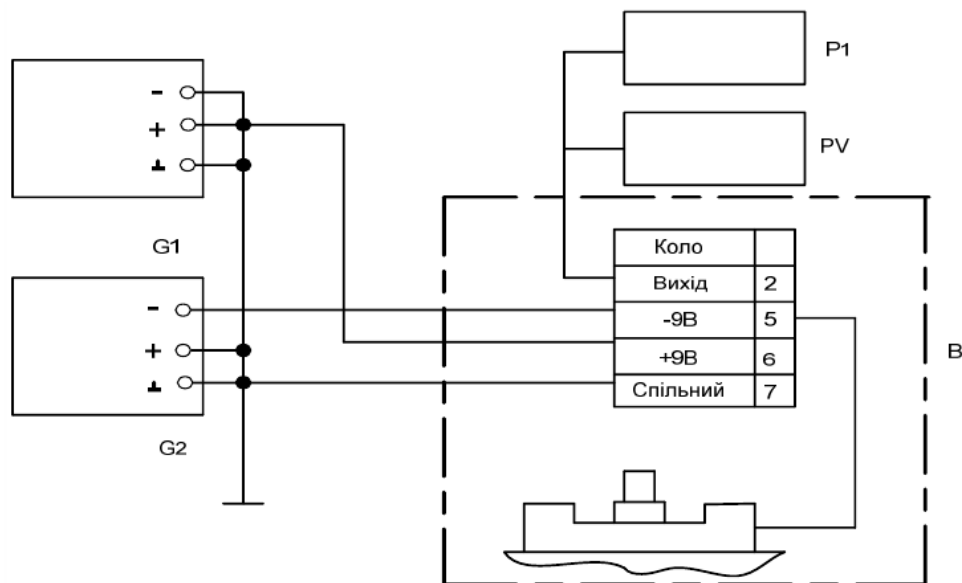


Рисунок 5.5 – Схема визначення коефіцієнтів перетворення перетворювачів: G_1 і G_2 – джерело живлення Б5-8; P_1 – швидкодіючий самописний прилад НЗ38-1П; P_U – вольтметр універсальний В7-28; V – перетворювач ПСА-02 або перетворювач ПАК-02.

Значення коефіцієнта перетворення перетворювачів ПСА-02 і ПАК-02 визначають у наступному порядку:

1. Збирають схему (рис. 5) для визначення коефіцієнтів перетворення перетворювачів, ПСА-02 і ПАК-02. Установлюють на виході джерел живлення G_1 і G_2 рівною ± 9 В з припустимим відхиленням $\pm 5\%$;

2. Калібрують швидкодіючий прилад Н338-1П відповідно до схеми включення (рис. 6). При цьому на виході генератора G установлюють напругу $(500+50)$ мВ_{еф}, що контролюється вольтметром PU у режимі «НЧ». Частота каліброваної напруги (25 ± 5) Гц контролюється за допомогою частотоміра P₂. Калібрування швидкодіючого самописного приладу P₁ здійснюються при його чутливості 0,8 В/см. Розмах запису каліброваної напруги встановлюється рівним $2A = 20$ мм.

3. Швидкість руху діаграмної стрічки встановлюють рівної 100 мм/с;

4. Підключають перетворювач ПСА-02 або ПАК-02;

5. Навантажують пелот перетворювача вантажем масою (10 ± 1) м;

6. Вимірюють значення вихідної напруги перетворювача виникаюче при розвантаженні пелота перетворювача. При цьому значення вихідної напруги визначають за формулою:

$$U_B = \frac{n \times U_k}{2A} \quad (5.1)$$

де U_B – значення вихідної напруги перетворювача, мВ;

U_k – значення розмаху каліброваної напруги, мВ;

n – значення розмаху запису вихідної напруги перетворювача, мм;

$2A$ – значення розмаху запису каліброваної напруги, мм.

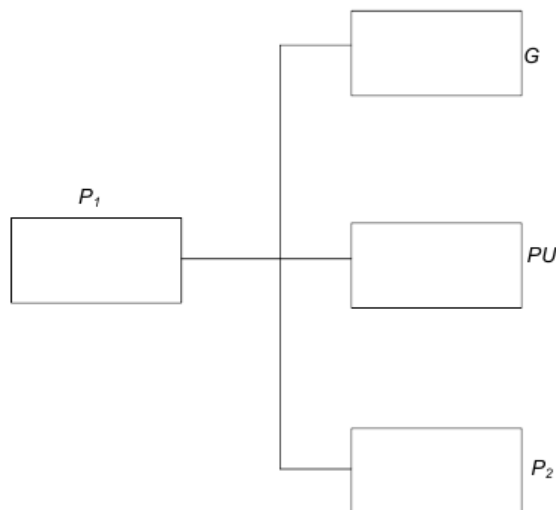


Рисунок 5.6 – Схема включення: P₁ – швидкодіючий самописний прилад Н338-1П; G – генератор сигналів спеціальної форми Г6-26; PU – вольтметр універсальний У7-28; P₂ – частотомір електронний ЧЗ-38

Значення коефіцієнта перетворення, K , мВ/Н, визначають за формулою:

$$K = \frac{U_B}{mg} \quad (5.2)$$

де m – значення маси гирі, кг;

g – значення прискорення вільного падіння, м/с^2

Відхилення коефіцієнта перетворення від номінального значення, ΔK , мВ/Н, визначають за формулою:

$$\Delta K = K - K_n \quad (5.3)$$

де K и K_n – відповідно дійсне і номінальне значення коефіцієнта перетворення, який дорівнює: для перетворювача ПСА-02 – $(13 \pm 2,6) \times 10^3$ мВ/Н, а для перетворювача ПАК-02 – $(15 \pm 3) \times 10^3$ мВ/Н.

Визначення значення нижньої граничної частоти перетворювачів ПСА-02 і ПАК-02

Значення нижньої граничної частоти перетворювачів ПСА-02, ПАК-02 визначають разом з перевіркою коефіцієнта перетворення в наступному порядку:

1) По швидкості руху діаграмної стрічки швидкодіючого приладу НЗ38-1П и відстані між відповідними крапками запису, вихідної напруги визначають час протягом якого вихідна напруга перетворювача ПСА-02 або ПАК-02 зменшується у 2,7 рази;

2) Значення нижньої граничної частоти визначають за формулою:

$$f_n = \frac{0,33}{T} \quad (5.4)$$

де f_n – значення нижньої граничної частоти, Гц;

T – час зменшення вихідної напруги перетворювача в 2,7 рази, с. Значення нижньої граничної частоти, обумовленої на рівні 0,7 стосовно значення вихідної напруги на частоті 1 Гц, повинне бути не більше 0,2 Гц.

Визначення рівня сигналу на виході перетворювачів ПСА-02 і ПАК-02

Рівень сигналу на виході перетворювача ПСА-02 або ПАК-02 вимірюють вольтметром РU в режимі вимірювання напруги постійного струму згідно схеми (див. рис. 5.5).

Рівень сигналу на виході перетворювача ПСА-02 та ПАК-02 повинний бути в межах ± 150 мВ.

Визначення значення коефіцієнта перетворення перетворювача ППВ-02

Значення коефіцієнта перетворення перетворювача ППВ-02 визначають у наступному порядку:

Збирають схему показану на рис. 5.7 для визначення коефіцієнта перетворення перетворювача ППВ-02.

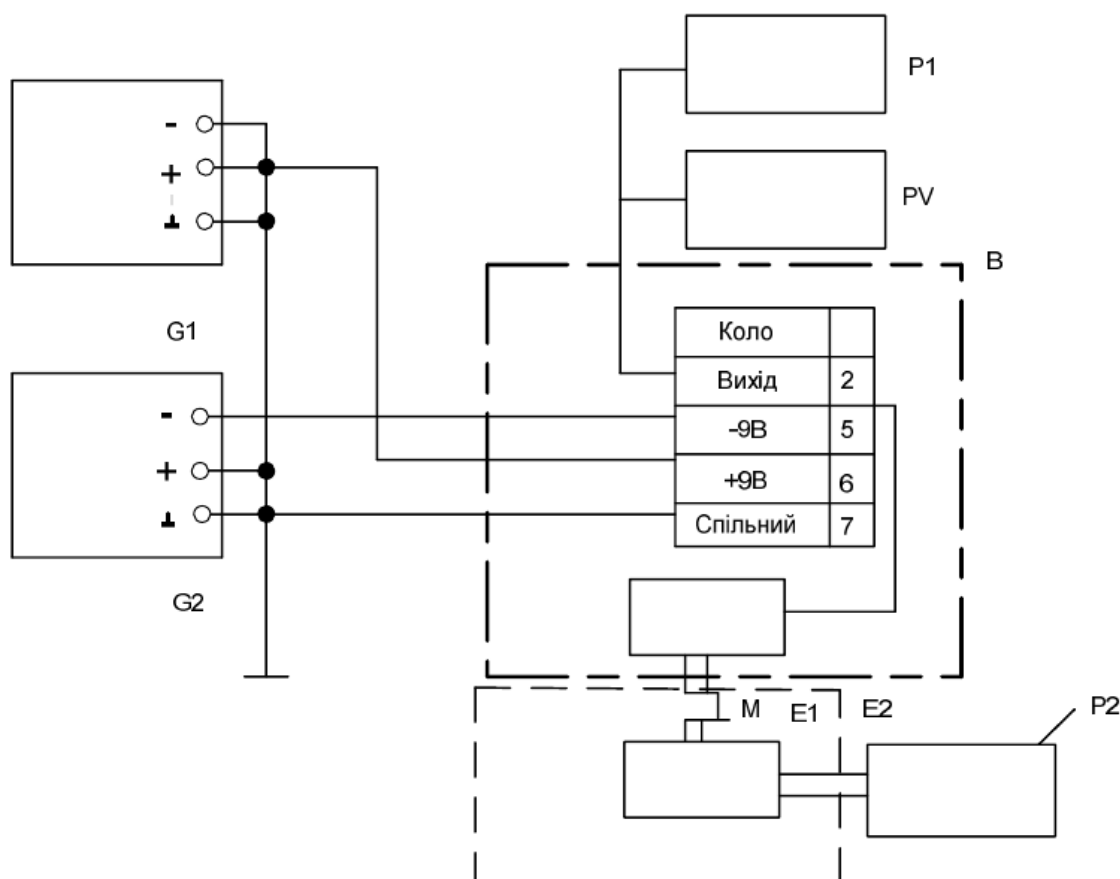


Рисунок 5.7 – Схема включення для визначення коефіцієнта перетворення перетворювача ППВ-02: G_1 і G_2 – джерела живлення Б5-8; РU – вольтметр В7-28; P_1 – швидкодіючий самописний прилад Н338-1П; E_1 – нагнітач пневматичний з комплекту приладу манометричного мембранного типу ПММ; М – муфта конусна з комплекту приладу манометричного приладу мембранного типу ПММ; 2 – прилад манометричний мембранний типу ПММ з комплекту перетворювача ППВ-02 без манометра і манжети; P_2 – мікроманометр типу ммН-240, ДСТ 11161-84; В – перетворювач ППВ-02

2) Установлюють напругу живлення на виході джерел живлення G_1 і G_2 рівною ± 9 В з припустимим відхиленням $\pm 5\%$;

3) Калібрують швидкодіючий самописний прилад згідно схемі включення (рис. 2.6). При цьому встановлюють на виході генератора напругу (900 ± 50) мВ_{еф}, що контролюють вольтметром у режимі «НЧ». Частоту каліброваної напруги 25 ± 5 Гц контролюють частотометром Р₂.

4) Калібрування швидкодіючого самописного приладу Р₁ здійснюють при його чутливості 0,8 В/см. Розмах запису каліброваної напруги встановлюють рівним $2A = 25$ мм. Швидкість руху діаграмної стрічки встановлюють рівної 100 мм/з;

5) За допомогою пневматичного нагнітача створюють надлишковий тиск повітря (980 ± 50) Па, що контролюють мікроманометром;

6) Визначають значення вихідної напруги перетворювача, що виникає в результаті підбурення повітря в атмосферу шляхом роз'єднання штуцера конусної муфти M . При цьому значення вихідної напруги U_B , мВ, визначають за формулою:

$$U_B = \frac{n \times U_k}{2A} \quad (5.5)$$

де U_B – значення вихідної напруги перетворювача, мВ;

U_k – значення розмаху каліброваної напруги, мВ;

n – значення розмаху запису вихідної напруги перетворювача, мм;

$2A$ – значення розмаху запису каліброваної напруги, мм;

Значення коефіцієнта перетворення, K , мВ/Па, визначають за формулою:

$$K = \frac{U_B}{P} \quad (5.6)$$

де P – значення тиску, Па.

Відхилення коефіцієнта перетворення від номінальні значення визначають за формулою (5.3).

Значення коефіцієнта перетворення перетворювача ППВ-02 повинно бути $(2,0 \pm 0,4)$ мВ/Па.

Визначення значення нижньої граничної частоти перетворювача ППВ-02

Нижню граничну частоту перетворювача ППВ-02 визначають разом з перевіркою коефіцієнта перетворення в наступному порядку:

1) По швидкості руху діаграмної стрічки швидкодіючого самописного приладу НЗ38-1П и відстані між відповідними крапками запису вихідної напруги визначають час, протягом якого вихідна напруга перетворювача зменшується в 2,7 рази;

2) Значення нижньої граничної частоти f_n , Гц, визначають за формулою:

$$f_n = \frac{0,33}{T} \quad (5.7)$$

де T – час зменшення вихідної напруги перетворювача в 2,7 рази; Значення нижньої граничної частоти, обумовлене на рівні 0,7 стосовно значення вихідного сигналу на частоті 1 Гц, повинне бути не більш 0,2 Гц.

Визначення рівня сигналу на виході перетворювача ППВ-02

Рівень сигналу на виході перетворювача ППВ-02 вимірюють вольтметром РУ у режимі вимірювання напруги постійного струму, згідно схеми включення (див рис. 5.7).

Рівень сигналу на виході перетворювача ППВ-02 повинний бути в межах ± 150 мВ.

5.3 Структура звіту

В звіт про виконання лабораторної роботи необхідно помістити всі розрахунки які були проведені в ході виконання лабораторної роботи. Отримані дані слід записати в таблицю приведену нижче.

Таблиця 5.1 – Результати розрахунків

Тип датчика	Розраховані дані				
	Вихідна напруга, U_v , мВ	Коефіцієнт перетворення, К, мВ/В	Відхилення коефіцієнта від номінального ΔK	Нижня гранична частота f_n , Гц	Рівень сигналу U_c мВ
ПСА-02					

ПАК-02					
ППВ-02					

В висновках необхідно провести порівняльний аналіз отриманих даних з номінальними та зробити висновок про можливість використання досліджуваних перетворювачів в клінічній практиці.

5.4 Контрольні питання

1. Які ви знаєте механокардіографічні вимірювальні методи?
2. Які датчики використовуються в механокардіографічних методах діагностики серцево-судинної системи?
3. Принцип роботи перетворювачів ПСА-02 та ПАК-02.
4. Які відмінності використання датчиків ПСА-02 та ПАК-02?
5. Яка роль первинного підсилювача?
6. В якому вимірювальному методі використовується перетворювач ППВ-02?
7. Що таке нижня гранична частота?

Лабораторна робота № 8

ДОСЛІДЖЕННЯ ДАТЧИКІВ ДЛЯ НЕРУЙНІВНОГО КОНТРОЛЮ ІМПЛАНТІВ

Мета роботи: Вивчити принцип дії датчиків для неруйнівного контролю імплантів.

8.1 Основні теоретичні відомості

Зі створенням оптичного приладу, чутливого до інфрачервоного випромінювання (термографу), у біомедичній практиці отримують термограми температурних полів тіла людини. Шкіра людини повністю поглинає інфрачервоні промені, що опинилися на ній, та має здатність до повного інфрачервоного випромінювання. У термографі інфрачервоне (ІЧ) випромінювання, яке виходить з поверхні тіла людини, сприймається (детектується) оптичним об'єктивом та прямує до чутливого елементу-сурмяністого індію, який під дією інфрачервоних променів змінює свою електропровідність. В залежності від інтенсивності ІЧ- випромінювання, що випускає тіло людини, виникають електричні сигнали різної величини, які відтворюються на екрані осцилоскопу у вигляді зображення з відповідною яскравістю (термограми). Термограф працює за принципом сканування, що застосовується в телебаченні – “розподіл” картини зображення по елементах.

У відповідності до цього детектор “проглядає” підряд елементи, що досліджуються, в горизонтальному рядку, передаючи отриманий сигнал, а потім переходить на ділянку, яка знаходиться на рядок нижче, подібно до читання тексту по рядках. Порядкову зйомку забезпечує подвійна система дзеркал. Шостигранне дзеркало швидко обертається, і детектор “проглядає” один горизонтальний рядок з поверхні тіла досліджуваного хворого. Одночасно обертається друге дзеркало, таким чином отримана перед цим картина зміщується у вертикальному напрямі. У результаті обертання двох дзеркал отримане приладом зображення розділяється приблизно на 4000 елементів. Таким чином, на екрані з'являється термограма, на якій більш світлі ділянки відповідають точкам з більш високою температурою, а більш темні ділянки – точкам з більш низькою температурою. Чутливий до ІЧ- випромінювання елемент – невеликий кристал сурмяністого індію з поверхнею $0,5 \times 0,5 \text{ мм}^2$. За допомогою жидкого азоту кристал охолоджують до температури - 196°C .

Розшифровку термограми часто ускладнює та обставина, що ділянки, які відображають різну температуру, на зображенні відрізняються одна від

одної лише відтінками сірого кольору. Кольорове телебачення відкрило перед термографією нові можливості. Використовуючи трубку кольорового телевізора, на екрані отримують багатоколірне зображення ділянок з різною температурою. Діагностична цінність термограми у відношенні її більшої інформативності зростає із зображенням ізотерм (поєднанням точок з однаковою температурою), які дають детальну картину температурного поля. Термографічні прилади мають високу чутливість та дозволяють визначати навіть різницю температур, що не перевищує $0,1^{\circ}\text{C}$.

Метод термографії дозволяє виявити різні запалювальні процеси, наприклад, запалення суглобів та застосовується в ортопедії, стоматології, офтальмології, а також у фармакологічних дослідженнях лікувальних ефектів медикаментозних засобів, особливо засобів, що впливають на кровообіг та температуру шкіри. В термографічних дослідженнях для отримання наочної картини про розподіл температури по різних частинах організму фотографують фотоапаратом системи “Полярїд” зображення з екрану монітору. Якщо необхідно простежити за змінами температури протягом певного часу, то використовується телевізійна кінокамера для зйомок з відеомонітору, а потім плівку проглядають за допомогою відеомагнітофону.

В даній лабораторній роботі джерелом інфрачервоного випромінювання являється ІЧ- світлодіод, а приймачем – ІЧ-фотодіод. Вимірювання відбуваються за наступною схемою (рис. 8.1).

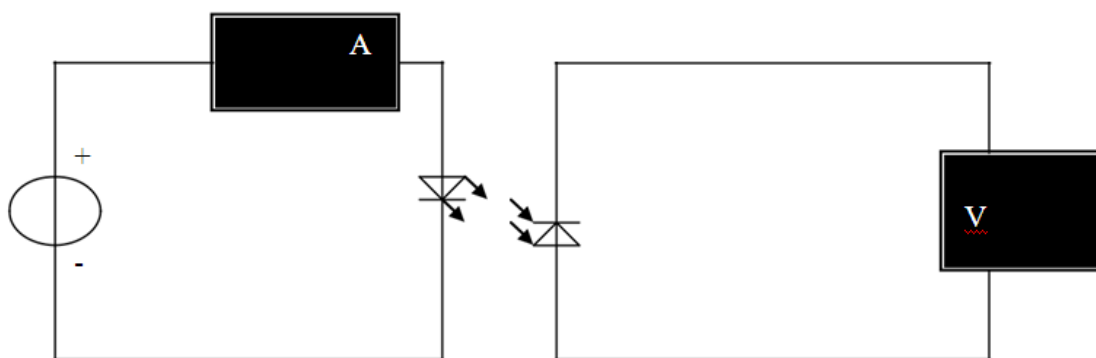


Рисунок 8.1 – Схема вимірювань

8.2 Порядок виконання роботи

1. Зібрати схему згідно з рисунком 8.1.
2. Задати відстань між світлодіодом та фотодіодом 30 мм.

3. Для дев'яти значень величини електричного струму через світлодіод виміряти величину е.д.с. фотодіоду.
4. Змінюючи відстань між світлодіодом та фотодіодом від 30 мм до 150 мм з кроком 30 мм повторювати виміри, зазначені у пункті 3.
5. Побудувати графічні залежності е.р.с. на фотодіоді від сили струму через світлодіод для п'яти різних відстаней.

8.3 Контрольні питання

1. Пояснити отримані графічні залежності.
2. У чому полягає принцип ІЧ- термографії?
3. Яким чином працює ІЧ- термограф?
4. Для чого застосовується ІЧ- термографія?

This project has been funded with support from the European Commission. This publication / communication reflects the views only of the author, and the Commission cannot be held responsibility for any use which may be made of the information contained therein.