

621.38
К612



Міністерство освіти та науки України
Запорізька державна інженерна академія

Г.Г. Коломоєць
О.П. Посунько

МЕДИЧНІ СЕНСОРИ

Методичні вказівки
до виконання лабораторних робіт

*для студентів ЗДІА
спеціальності “Фізична та біомедична електроніка”
денної та заочної форм навчання*

Запоріжжя
2004

Міністерство освіти та науки України
Запорізька державна інженерна академія

Г.Г. Коломоєць
О.П. Посунько

МЕДИЧНІ СЕНСОРИ

Методичні вказівки
до виконання лабораторних робіт

для студентів ЗДІА
спеціальності “Фізична та біомедична електроніка”
денної та заочної форм навчання

Рекомендовано до друку
на засіданні кафедри ФБМЕ
протокол №18 від 24.06.04

Медичні сенсори. Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів ЗДІА спеціальності “Фізична та біомедична електроніка” денної та заочної форм навчання / Укл. Г.Г. Коломоєць, О.П. Посулько – Запоріжжя: Вид-во ЗДІА, 2004. – 39с.

Укладачі: *Г.Г. Коломоєць, к.ф.-м.н., доцент*
О.П. Посулько, асистент

Відповідальний за випуск : *зав. кафедрою ФБМЕ*
проф. Є.Я. Швець

ЗМІСТ

Стор.

Вступ

1. Лабораторна робота №1. Вимірювання температури за допомогою медичного електронного термометру.....	5
2. Лабораторна робота №2. Вимірювання температури за допомогою термоопору.....	10
3. Лабораторна робота №3. (віртуальна) Вимірювання температури за допомогою термоопору.....	13
4. Лабораторна робота №4. Вимірювання артеріального тиску та пульсу.....	16
5. Лабораторна робота №5. Вимірювання кислотності розчинів за допомогою рН-метрів.....	21
6. Лабораторна робота №6. Використання датчиків у кардіології.....	25
7. Лабораторна робота №7. Різниця електричних потенціалів в організмі людини.....	28
8. Лабораторна робота №8. Вивчення роботи датчиків інфрачервоної радіотермії.....	33
9. Лабораторна робота №9. Вивчення роботи біологічного мікроскопу	36

ВСТУП

Одним з напрямів прогресу біомедичної електроніки є удосконалення існуючих і створення нових засобів вимірювань біомедичних величин, зокрема медичних датчиків і сенсорів. Медичні датчики та сенсори як засоби вимірювань призначені для перетворювань різних величин медико-біологічної інформації в зручні для вимірювань або подальших перетворень вихідні сигнали. Вони знаходять усе більш широке застосування, як в електронній вимірювальній техніці медичної діагностики, реабілітації, життєзабезпечення, лікарського контролю, так і в автоматизованих системах керування лікувальними процесами. Подальший розвиток біомедичних досліджень, проведення вимірювань при високих та низьких температурах та тисках, вивчення тайн живого організму, боротьба з невідомими раніше хворобами, охорона оточуючого середовища та праці людини, при яких умови вимірювань стають ще більш складними, зумовлюють необхідність створення принципово нових засобів вимірювань у медицині, та, насамперед, медичних датчиків та сенсорів.

Даний цикл лабораторних робіт присвячений знайомству студентів з принципами вимірювань різних фізичних та медико-біологічних величин, які характеризують стан організму людини, за допомогою самих поширених видів медичних сенсорів. Виконання цих лабораторних робіт потребує знань загального курсу фізики та таких спецкурсів, як “Фізичні основи сенсоріки”, “Фізика твердого тіла” та “Теорія поля”. Лабораторні роботи з курсу “Медичні сенсори” є ілюстрацією цього курсу в практичному плані та сприяють більш вдалому засвоєнню студентами матеріалу, вивченому під час лекцій.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 1

Вимірювання температури за допомогою медичного електронного термометра

Мета роботи: Ознайомитись з принципом роботи медичного електронного термометра

Прилади та обладнання: медичний електронний термометр, ртутний термометр, лазня водна лабораторна, годинник

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 витoku напівпровідникових переходів. Останні використовуються для вимірювань температур від -50 до $+150^{\circ}\text{C}$.

Температурна шкала Цельсію, при якій вимірювання ведуться у градусах Цельсію, 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 показчика 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 термодінамічній 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 термодінамічною 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 1.1. перераховані 11 основних фіксованих точок МПТШ та вказані вимірювальні прилади, необхідні для відтворення температур в цих точках.

Таблиця 1.1.

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	-

Порядок виконання роботи

1. Підключити водну лазню до електричної мережі.
2. Ввімкнути електронний медичний термометр.
3. Поступово нагріваючи водну лазню від кімнатної температури до +40°C побудувати криві залежності показань ртутного та електронного медичного термометрів від часу на одному графіку.
4. Виключити водну лазню та провести аналогічні вимірювання під час охолодження лазні до кімнатної температури. Побудувати аналогічні криві охолодження.
5. Зробити висновки про точність вимірювання температури за допомогою медичного електронного термометру.

Контрольні питання

1. Що може виступати в якості чутливого елемента електронного медичного термометра?
2. У яких випадках доцільне використання електронного медичного термометра? Назвіть його переваги та недоліки.

3. Оцінити точність вимірювання температури за допомогою цифрових термометрів.
4. Які температурні шкали використовуються у світовій практиці? Якими з них найбільш зручно користуватися і чому?
5. Що таке Міжнародна практична температурна шкала?

Література:

К. Бриндли. Измерительные преобразователи. Справочное пособие.-М.: Энергоатомиздат, 1991.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №2

Вимірювання температури за допомогою термоопору

Мета роботи: *Навчитися вимірювати температуру за допомогою електричного термоопору*

Прилади та обладнання: *електричний термоопір, мідна пластина з нагрівачем, джерело постійного струму, омметр, термомпара*

Теоретичні відомості

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:

$$R_T = A \exp(B/T) \quad (2.1),$$

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

З формули (2.1) 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

$$R = R_1 \exp B \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_1} \right) \quad (2.2)$$

Для виготовлення термісторів звичайно в якості напівпровідникових матеріалів використовуються суміші сульфідів та селенідів, що спікаються, однак застосовуються також оксиди кобальту, міді, заліза, марганцю та урану. Ці матеріали оформлюються у вигляді кульок, дисків, стрижней 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.

Порядок виконання роботи

1. За допомогою омметра виміряти опір термістора при кімнатній температурі.
2. Ввімкнути нагрівач. Вимірювати опір термістора через кожні 5°C при підвищенні температури від кімнатної до $+80^\circ \text{C}$. Побудувати графік залежності опору термістора від температури.

3. Вимкнути нагрівач. Побудувати графік залежності опору термістора від температури при охолодженні термістора від $+80^{\circ}\text{C}$ до кімнатної температури.
4. Використовуючи графіки нагріву та охолодження, підрахувати похибку вимірювання температури за допомогою термоопору. Оцінити точність методу.

Контрольні питання

1. Що являє собою термістор?
2. Якою є точність вимірювання температури за допомогою термісторів?
3. Пояснити отримані температурні залежності. Чому опір термістора при збільшенні температури зменшується, і навпаки?
4. Чому температурний діапазон застосування термісторів є обмеженим ?

Література:

1. К. Бриндли. Измерительные преобразователи. Справочное пособие.- М.: Энергоатомиздат, 1991.
2. П. Хоровиц, У. Хилл. Искусство схемотехники. Т.2.- М.: Мир, 1986.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №3 (віртуальна)

Вимірювання температури за допомогою термоопору

Мета роботи: *Навчитися будувати схеми вимірювання температури за допомогою термоопору в електронному просторі Electronics Workbench*

Прилади та обладнання: *Персональний комп'ютер з програмним комплексом Electronics Workbench*

Теоретичні відомості

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

$$R_{\Theta} = R_0 (1 + A\Theta + B\Theta^2) \quad (3.1)$$

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

$$R_{\Theta} = R_0 [1 + A\Theta + B\Theta^2 + C(\Theta - 100)^3] \quad (3.2),$$

де C – сталий коефіцієнт.

Залежності (3.1) та (3.2) 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 $-50\dots+180^{\circ}\text{C}$. Температурний коефіцієнт опору міді $\alpha_{\Theta} = 1/234,7 \text{ 1/K}$, залежність електричного опору від температури – лінійна:

$$R_{\Theta} = R_0 (1 + \alpha_{\Theta}\Theta) \quad (3.3)$$

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 відтворюємість. У діапазоні температур – $50\dots+180^{\circ}\text{C}$ температурна залежність опору нікелю наступна:

$$R_{\Theta} = R_0 [1 + A\Theta + B\Theta^2 + C\Theta^3] \quad (3.4),$$

де A , B і C – сталі коефіцієнти.

Порядок виконання роботи

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

2. Змінюючи температуру від 20°C до 80°C за допомогою мультиметру виміряти значення термоопору з кроком 10°C. Побудувати відповідну графічну залежність.
3. Виміри повторити ще для двох типів терморезисторів. Побудувати графічні залежності.
4. Отримані в даній роботі результати порівняти із результатами, отриманими в попередній лабораторній роботі. Пояснити розбіжності між результатами двох робіт.

Контрольні питання

1. Пояснити послідовність побудови схеми для вимірювання термоопору в електронному просторі Electronics Workbench.
2. Яким чином Ви змінювали температуру, при якій працює термоопір?
3. За яким принципом Ви вибирали тип термоопору для вимірювань температури?
4. Які два основні типи термоопорів Ви знаєте? Поясніть, яка між ними різниця щодо застосування.

Література:

1. П. Хоровиц, У. Хилл. Искусство схемотехники. Т.2.- М.: Мир, 1986.
2. О.Ю. Небеснюк, З.А. Ніконова. Методичні вказівки до лабораторних робіт з дисципліни “Функціональна електроніка” для студентів напрямку “Електроніка” ЗДІА.- Запоріжжя, 2002.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №4

Вимірювання артеріального тиску та пульсу

Мета роботи: Навчитися вимірювати артеріальний тиск та пульс

Прилади та обладнання: автоматичний датчик пульсу, тонометр з механічною накачкою повітря, фонендоскоп, секундомір

Теоретичні відомості

В середині сімдесятих років з'явилися датчики пульсу та вимірювачі артеріального тиску, в яких в якості чутливого елемента використані різноманітні датчики тиску. З кожним роком вони удосконалювалися, і в останній час з'явилися мініатюрні вимірювачі пульсу, які відрізняються простотою у застосуванні і мають малу вагу.

1. Серцеві скорочення.

Серце являє собою порожній м'язовий орган, розділений на чотири камери: праве та ліве передсердя, правий та лівий шлуночки. В період між ритмичними скороченнями серце розслаблюється (діастола). Під час діастоли порожнини серця дістають максимальних розмірів та наповнюються насиченою киснем кров'ю, яка поступає з легенів, а також відпрацьованою кров'ю з він тіла. За розслабленням йде механічне скорочення (сістола). Цей період починається зі скорочення передсердь – кров із передсердь під тиском збирається у шлуночках. Потім починається стиснення шлуночків - тиск у порожнинах збільшується. При визначеному тиску передсердно-шлуночкові клапани закриваються – тиск у порожнині продовжує збільшуватися. Коли тиск у камерах перевищить тиск в аортах та артеріях, відкриваються аортний та легеневий клапани і починається період вигнання крові. У ході його у велике та мале (або легеневе) коло кровообігу виштовхується 60...70 см³ крові. Після цього починається розслаблення м'язової тканини камер, тиск у камерах падає і клапани, що примикають до них, закриваються. Наступає чергова діастола.

Пульс – періодичні коливання об'єму судин, пов'язані з динамікою їхнього кровонаповнення та тиску в них протягом одного серцевого циклу.

Розрізняють артеріальний, прекапілярний (капілярний) та вінний пульс.

Основна частина вчення про пульс, його походження та клінічне значення відноситься до артеріального пульсу.

Розрізняють центральний артеріальний пульс (пульс аорти, підключичних та сонних артерій) та периферичний, який визначається на артеріях кінцівок.

Походження артеріального пульсу пов'язане з циклічною діяльністю серця. Сістолічний об'єм крові, яка викидається в аорту, визиває розтяг її початкової частини та підвищення в ній тиску, який під час діастолі знижується. Коливання тиску розповсюджується по аорті та артеріям, які відходять від неї у вигляді хвиль, що розтягують та подовжують артеріальні стінки. Відповідно пульсуючим змінам тиску пульсуючий характер придбає також просування крові по артеріях: прискорення кровотоку під час систолі та уповільнення його під час діастолі. Амплітуда коливань та форма пульсової хвилі змінюється по мірі її просування від центру до периферії, а лінійна швидкість кровотоку поступово зменшується із-за опору кровотоку, який збільшується за мірою зменшення діаметру артерій. Швидкість розповсюдження пульсової хвилі (4-11 м/с) значно перевищує лінійну швидкість просування крові, яка в крупних артеріях не перевищує 0,5 м/с. На швидкість розповсюдження пульсової хвилі опір кровотоку майже не впливає.

Частота та амплітуда пульсацій впливають на тонус судин шляхом прямого механічного впливу на гладкі м'язи судинної стінки. При цьому рецептори можуть реагувати на зміну пульсового об'єму крові та на зміни пульсового тиску.

Пульсовим об'ємом називається кількість крові, яка протікає через даний відрізок артерії протягом кожного пульсового періоду. Його величина залежить від калібру артерії, об'єму циркулюючої крові, ударного об'єму, швидкості кровотоку. Між величиною пульсового об'єму та пульсовим тиском (різницею між систолічним та діастолічним тиском в судині) є прямий зв'язок.

Наповнення пульсу визначають за відчуттям пульсових змін об'єму артерії, що пальпується. На ступінь наповнення впливають кількість крові,

що виштовхується серцем під час систоли (ударний об'єм), загальна кількість крові в організмі та її розподіл. За нормальними умовами визначається повний пульс.

Напругу пульсу визначають за величиною зусилля, яке необхідно прикласти для повного здавлювання пульсуючої артерії. Розрізняють пульс напружений, або твердий, та пульс м'який. Ступінь напруження пульсу залежить від рівня артеріального тиску.

Висота пульсу або його величина дає уяву про амплітуду коливань артеріальної стінки під час проходження пульсової хвилі. Висота пульсу прямо пропорційна величині пульсового тиску. Зміна артеріального тиску в часі показана на рис. 4.1.

Систолічний тиск крові нормальної дорослої людини 95...140 мм.рт.ст. Ці значення можуть значно змінюватися в залежності від віку, клімату, традицій харчування та інших факторів. Нормальний діастолічний тиск 60...90 мм.рт.ст., при чому середнє значення приблизно 80 мм.рт.ст. Цей тиск звичайно вимірюється на променевій артерії руки.

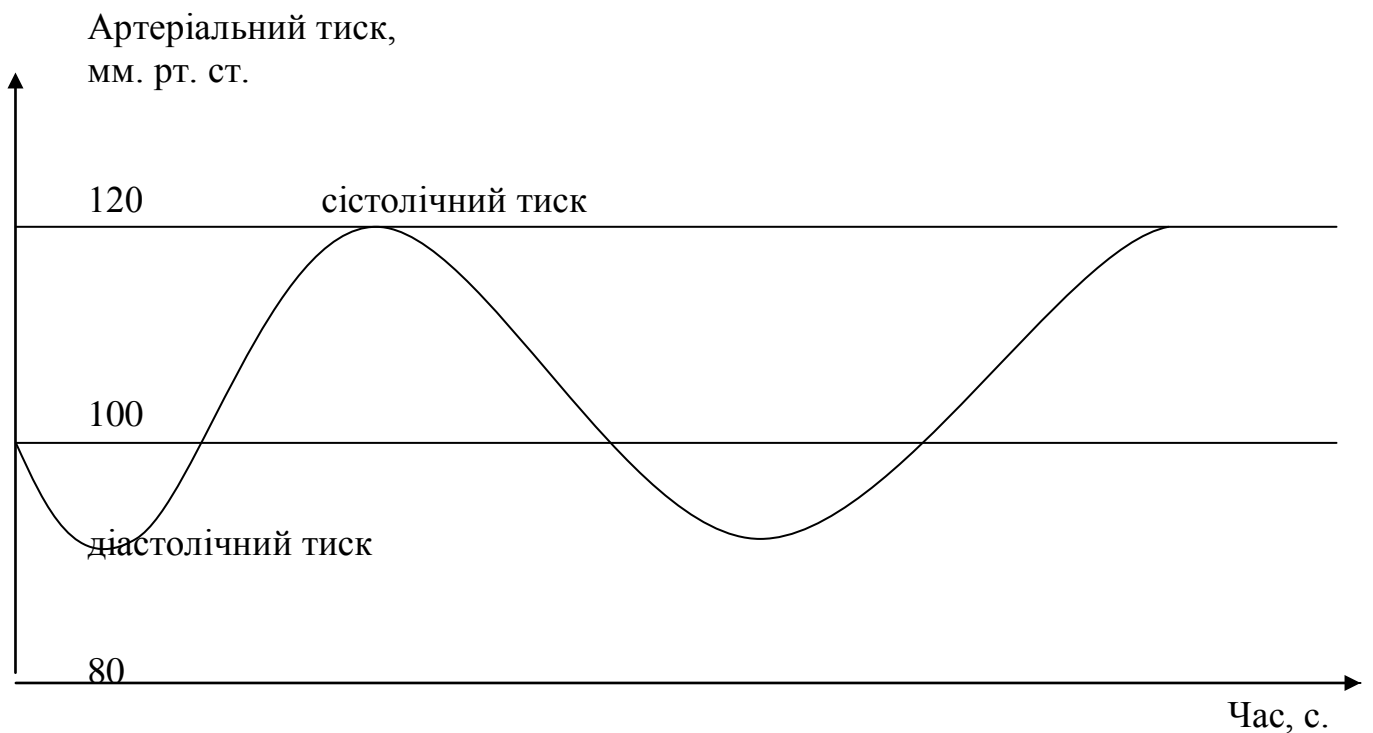


Рис. 4.1.

Зміна артеріального тиску в часі

2. Методи вимірювання.

Пальпаторний метод.

Основними величинами артеріального тиску, що вимірюються, є систолічний, діастолічний та середній або середньодинамічний тиск. Звичайно вимірюють тиск у плічовій артерії, у який він є близьким до аортального. У ряді випадків вимірюють тиск в артеріях пальців рук, стегна, голені та інших областей тіла. Існує ряд методів вимірювання тиску. Пульсові методи зосновані на зміні внаслідок компресії характеру пульсації артерії в її дістальній частині. Методи використовують для оцінки систолічного артеріального тиску. Найпростішим є пальпаторний метод. Вимірювання здійснюється наступним чином. На середню частину плеча надягають компресійну манжету та швидко підвищують в ній тиск до рівня, який заздалегідь перевищує очікуваний систолічний тиск. При цьому артерія пережимається, і пульсація в ній припиняється. Потім, повільно випускаючи повітря з манжети, пальпаторно визначають появу пульсу в променевої артерії та по манометру відмічають рівень тиску в манжеті в цей момент. Воно відповідає систолічному артеріальному тиску. Інструментальним варіантом цього методу є сфігмоманометрія, при якій замість суб'єктивної пальпації використовується об'єктивна реєстрація пульсу в дістальному відрізку артерії, а також зовнішнього тиску.

Аускультативний метод.

Звуковий, або аускультативний метод, має в своїй основі відкритий у 1905 році Н.С. Коротковим феномен звучання артерії при стисненні її зовні. Коротков встановив, що якщо на артерію подати зовнішній тиск, який перевищує діастолічний, в ній виникнуть звуки (тони, шуми), які припиняються, як тільки зовнішній тиск перевищить систолічний рівень. Аускультативне вимірювання артеріального тиску крові людини здійснюється за допомогою манжети, яка стискує плечеву артерію, ртутного або стрілочного манометру, який показує тиск повітря у манжеті, та фонендоскопу, який використовується для прослуховування тонов Короткова в плечевій артерії. Прослуховуючи за допомогою фонендоскопу плечеву

артерію у локтєвому згибі у процесі її декомпресії, визначають моменти появи та припинення звуків та відмічають по манометру відповідні цим моментам рівні зовнішнього тиску. Цей метод має інструментальні варіанти, в яких аускультация замінена об'єктивним сприйняттям звукових явищ мікрофоном. В таких приладах сигнал мікрофону візуалізується світловим індикатором або управляє стрілочним або цифровим показником систолічного та діастолічного тиску. Метод вимірювання тиску по тонах Короткова в нинішній час поєднують в електронних приладах з осцилометричним методом.

Волюмометричний метод.

Волюмометричний метод базується на зміні кровонаповнення дістальної ділянки кінцівки при стисненні відповідної артерії. Зміни наповнення визначають за допомогою плетізографії. У ході компресії артерії реєструють рівень тиску в компресійній манжеті. На плетізограмі спочатку з'являється підйом, зумовлений припиненням венозного відтоку з кінцівки. Коли ж пережимається і артерія, кров у кінцівку перестає поступати та підйом на плетізограмі припиняється, що відповідає досягненню систолічного тиску в артерії. Волюмометричний метод більш чутливий, ніж сфігмографічний, та використовується для виміру кров'яного тиску переважно в експериментальній практиці.

Осцилометричний метод.

Осцилометричний метод використовується переважною більшістю електронних приладів. Метод зоснований на тому, що за допомогою електронного датчика та мікропроцесора аналізуються коливання повітря у манжеті, викликані пульсаціями артерій. Результати вимірювання тиску крові та пульсу, які отримуються достатньо об'єктивно, висвітлюються на дисплеї приладу, або передаються на центральну машину (якщо вимірювач тиску – це модуль якої-небудь моніторної системи). У порівнянні з методом, зоснованим на тонах Короткова, цей метод не забезпечує точних вимірювань при порушеннях ритму серця (пульсу). Але за винятком цього недоліку він

має ряд переваг: вивод результату на індикацію, автоматична обробка даних, автоматичне нагнітання повітря у манжету та автоматичне зтравлювання. Крім цього, таким методом можна виміряти тиск з помилкою, яка не перевищує помилки, встановленої ГОСТом у достатньо великому діапазоні частоти пульсу. Вимірювачі артеріального тиску можуть бути виконані у вигляді окремого приладу, який видає результати на сьомисегментний індикатор, або у вигляді модулів, які вбудовані у моніторну систему. З модуля результати вимірювань передаються в головну машину у вигляді цифрових даних. Це здійснюється за допомогою стандартних інтерфейсних портів введення-виведення – послідовних або паралельних.

Порядок виконання роботи

1. Виміряти пульс та систолічний та діастолічний тиск у будь-якого з членів студентської групи а) пальпаторним методом; б) аускультативним методом; в) осцилометричним методом.
2. Отримані дані записати у робочій зошит. Пояснити розбіжності між величинами, отриманими за різними методами.
3. Через деякий час вимірювання повторити двічі. Вивести найбільш імовірні результати досліджень.

Контрольні питання

1. Пояснити принцип діяльності серцево-судинної системи організму людини.
2. Пояснити поняття систолічного та діастолічного тиску.
3. Описати сучасні методи вимірювання пульсу та тиску.
4. Пояснити поняття наповнення пульсу, напруги пульсу та висоти пульсу.

Література:

1. Р. Рашмер. Динамика сердечно-сосудистой системы.- М.: Медицина, 1995.
2. В.И. Гуткин, Л.А. Осипович. Датчик пульса // мед. Техника – 1991.- №4 – с.44-45.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №5

Вимірювання кислотності розчинів за допомогою рН-метра

Мета роботи: *Ознайомитись з принципом дії рН-метра*

Прилади та обладнання: *рН-метр, буферний розчин, досліджувані розчини*

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 пілорічний 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

апикальної мембрани клітин. При цьому в просвіті пілоричного відділу шлунку та проксимальної частини дванадцятьопалої кишки у нормі може наблюдатися 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:

$$K(\text{H}_2\text{O}) = a(\text{H}^+) a(\text{OH}^-) \quad (5.1)$$

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:

$$\text{pH} = - \lg a(\text{H}^+) \quad (5.2)$$

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:

$$\text{pH} = - \lg [\text{H}^+] \quad (5.3)$$

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 використував 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:

$$E_x = E_0 + b\text{pH} \quad (5.4),$$

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.

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.

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?

Література:

1. Е.С. Полищук. Измерительные преобразователи. Киев.-“Вища школа”.- 1981.
2. А.Н. Ремизов. Медицинская и биологическая физика. М.: «Высшая школа».- 1999.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 6

Використання датчиків у кардіології

Мета роботи: Вивчити принцип дії тензорезистивного датчика

Прилади та обладнання: Досліджуваний зразок, генератор електромагнітних коливань, допоміжний магніт, тензорезистивний датчик, омметр

Теоретичні відомості

У кардіології застосовують різні датчики, наприклад: дротяні диференційні, напівпровідникові тензодатчики, волокнооптичні датчики, терморезистори, провідні електроди-виведення та т.і. Таким чином, датчики в кардіології знаходять широке вживання. Їх використовують для вимірювання тиску венозної та артеріальної крові, для визначення швидкості потоку крові у венах, артеріях, серці. За допомогою напівпровідникових тензодатчиків досліджують параметри механічних коливань серця, міряють пульс. Крім цього, датчики використовують для зйомок електрокардіограм (ЕКГ).

У клінічній практиці найширше використовують 12 відведень ЕКГ, запис яких обов'язковий при електрокардіографічному дослідженні хворого. Це три стандартні відведення, три посилені однополюсні відведення від кінцівок і шість грудних відведень. На рис.1 показане формування трьох

посилених однополюсних відведень, при цьому в якості негативного електроду застосовують об'єднаний електрод Гольденбергера, який утворюється при з'єднанні двох кінцівок через додатковий опір. У якості додаткових опорів використовують тензорезистивні датчики, зосновані на явищі тензоефекту, який полягає в зміні електричного опору провідникового матеріалу при його механічній деформації.

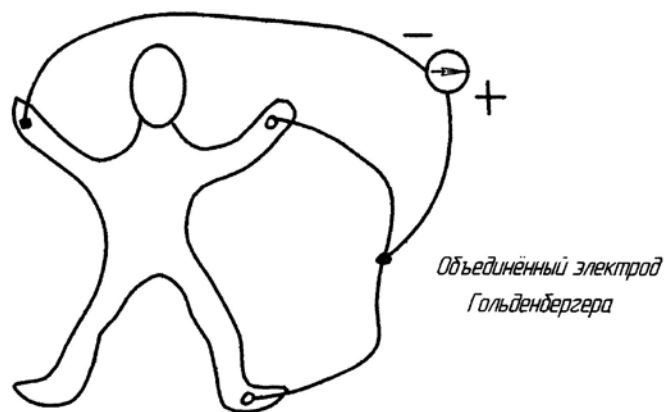


Рис.1.

Формування трьох посиленних однополюсних відведень від кінцівок

З різних видів тензорезисторів в якості електродів у кардіографії використовують перетворювачі контактного опору, принцип дії яких зоснований на зміні під дією тиску електричного опору між провідниковими елементами, що розділені шаром резистивного матеріалу. Такі перетворювачі мають великі похибки гістерезису і лінійності, але дуже прості в конструкції та мають високу надійність. Їх виконують у вигляді стовпчика з ряду шарів електропровідного паєру, електропровідної гуми або металеві пластини, на який шляхом напилення наноситься високоомний шар. На рис. 2 показана конструкція датчику контактного опору.

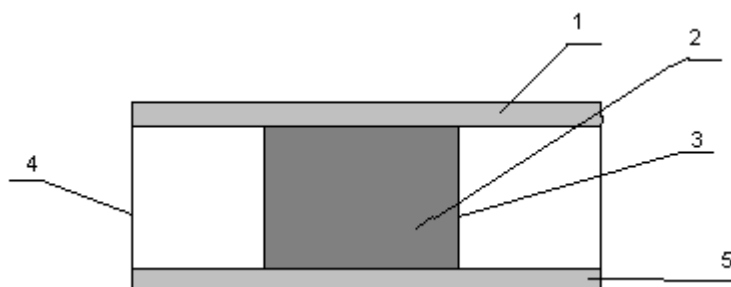


Рис.2

Конструкція контактної опору:

1,5 – гнучкі виведення; 2- резистивний матеріал; 4 – гумовий ізолятор; 3 – клей

При грудних відведеннях реєструють різницю потенціалів між позитивними електродами, встановленими на поверхні грудної клітини та негативним об'єднаним електродом Вільсона. Останній утворюється при з'єднанні через додатковий опір трьох кінцівок (правої руки, лівої руки, лівої ноги). Об'єднаний потенціал цих трьох електродів дорівнює нулю.

Порядок виконання роботи

1. Встановити тензорезистивний датчик та допоміжний магніт на закріпленій у держаці досліджуваній зразок.
2. Подати на досліджуваній зразок електромагнітний сигнал з фіксованою амплітудою та частотою. За допомогою омметра виміряти електричний опір тензорезистора.
3. Змінюючи амплітуду та частоту коливань зразка, вимірювати величину електричного опору тензорезистора.
4. Побудувати графічні залежності величини електричного опору тензорезистора від амплітуди та частоти коливань досліджуваного зразка.

Контрольні питання

1. Пояснити результати вимірювань. Як змінюється величина електричного опору тензорезистора зі зміною амплітуди та частоти коливань зразка?
2. Пояснити принцип зйомки електрокардіограми.

3. Які датчики застосовуються у кардіології?
4. Пояснити сутність явища тензорезистивного ефекту.

Література:

1. В.И. Бойко, В.А. Смоляк. Основы биомедицинских электронных систем. Киев, ИСМО, 2000.
2. А.Н. Ремизов. Медицинская и биологическая физика. М.: Высшая школа.- 1999.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №7

Різниця електричних потенціалів в організмі людини

Мета роботи: *Ознайомитись з принципом дії гальванічного елемента*

Прилади та обладнання: *Набір гальванічних елементів, мікровольтметр*

Теоретичні відомості

Для багатьох поколінь психофізіологів в основі аналітичних процедур нервових клітин виявився закладеним цілком матеріальний носій – різниця електричних потенціалів по обидві сторони клітинної мембрани, яка дістає 70-80 мВ. Короткочасні зсуви мембранного потенціалу, або нервові імпульси, які розповсюджуються по відросткам нервових клітин, можливо зареєструвати за допомогою звичайних вольтметрів з каскадом попереднього посилення електричного сигналу. Таким чином, динаміка станів нейронів може передаватися на електричні регістратори без будь-якої затримки. Для досліджень на людині важкість цього експериментального підходу містилась тільки в тому, що електричну активність мозку треба було зареєструвати неінвазивно, тобто без пошкодження біологічних тканин. Кіркові електричні потенціали, якщо і проникають на поверхню черепу, то у тисячі разів ослабленому вигляді, в ітозі не перевищуючи одного-двох десятків мільйонних частин вольта. При цьому що в сотні разів більші потенціали наводяться на

тілі людини від зовнішніх природних та техногенних електромагнітних полів.

Таким чином, всі електрохімічні процеси, які відбуваються в організмі людини, базуються на наявності окислювально-відновних реакцій, які відбуваються на клітинному рівні. Клітина, яка генерує будь-яку різницю електричних потенціалів, подібна до електролітичної комірки.

Якщо процеси окислення та відновлення просторово розділити, то будь-яку окислювально-відновну реакцію можна використувати для отримання електричної енергії. Такі прилади називають хімічними джерелами току (ХДТ). Найпростіший ХДТ – гальванічна комірка (рис.7.1) - містить посудини, в яких два електроди, поміщені в розчин відповідних електролітів, поєднані сольовим містком (провідником другого роду), який являє собою скляну трубку, заповнену розчином такого електроліту, катіони та аніони якого характеризуються однаковою рухливістю. При замиканні зовнішнього ланцюга провідником першого роду починається окислювально-відновна реакція, про що свідчить виникнення електрорушійної сили (ЕРС).

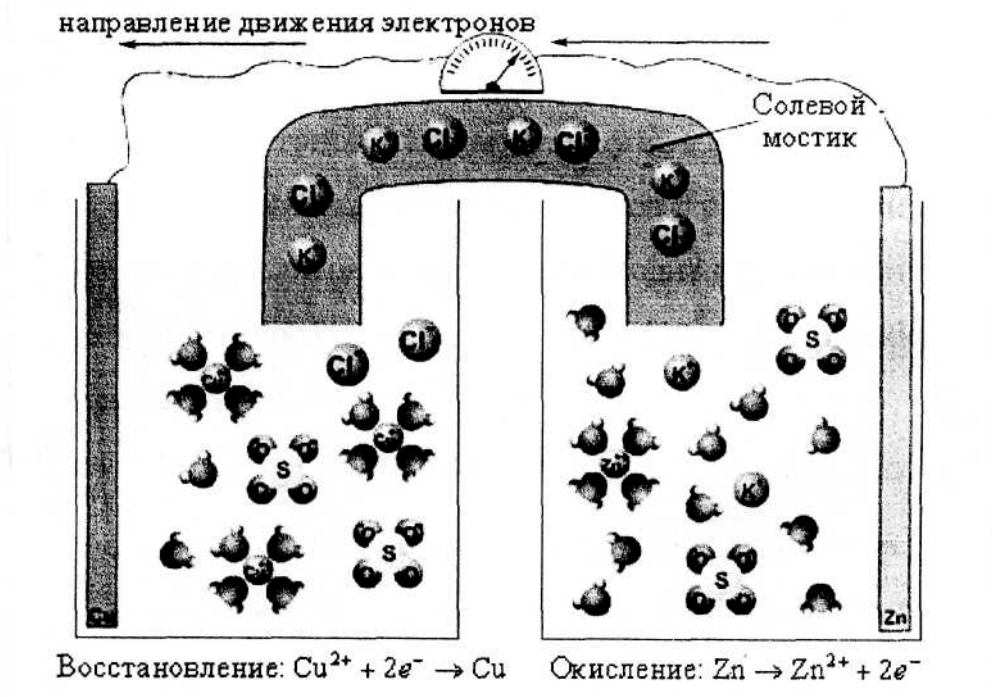


Рис. 7.1.

Гальванічний елемент Данієля-Якобі

У провідниках другого роду носіями заряду являються іони, на відміну від електронів у провідниках першого роду.

Реакція $\text{CuSO}_4 + \text{Zn} = \text{Cu} + \text{ZnSO}_4$ у електрохімічному варіанті є основою гальванічного елементу Данієля-Якобі, схема якого



відображує сучасну систему позначень для гальванічних елементів. Зліва записується анод $\text{Zn}|\text{Zn}^{2+}$, на якому виникає надлишок електронів і відбувається процес окислення – негативний полюс (-). Зправа – катод $\text{Cu}^{2+}|\text{Cu}$ – електрод з недоліком електронів, позитивний полюс (+). Одна вертикальна межа зображає фазовий розділ між металом і розчином електроліту. Подвійна вертикальна межа відділяє анодний простір від катодного.

Електрони по зовнішній ділянці ланцюга, металевому провіднику, переходять від негативного полюса до позитивного. Зовнішній ланцюг на схемі не зображують. У круглих дужках знаками плюс і мінус позначають полюси електродів.

Розглянемо системи метал-розчинник та метал-електроліт. В цих гетерогенних системах в залежності від природи металу та електроліту можливий перехід іонів металу в розчин або іонів металу із розчину на поверхню металу. Ці процеси визначаються відношенням ентальпії відриву іона від кристалічної ґратки металу та ентальпії сольватації цього іону. У результаті на фазовій межі метал-електроліт встановлюється рівновага.

Якщо концентрація іонів металу в розчині менша за рівноважну, то при зануренні металу в розчин рівновага зміщується вправо, що веде до негативного заряду на металі по відношенню до розчину. Якщо малоактивний метал занурений у розчин солі з концентрацією, більшою, ніж рівноважна, то відбувається перехід іонів із розчину на метал, заряджений позитивно (рис.7.2).

У будь-якому випадку виникає подвійний електричний шар, та з'являється різниця електричних потенціалів, або гальвані-потенціал.

Система, що складається з металу, зануреного в розчин електроліту, називається електродом, тобто електроди в електрохімії – це системи з двох струмопровідних тіл – провідників першого та другого роду. Абсолютне значення різниці потенціалів на межі двох фаз різної природи метал/електроліт виміряти неможливо, однак можливо виміряти різницю потенціалів двох різних електродів.

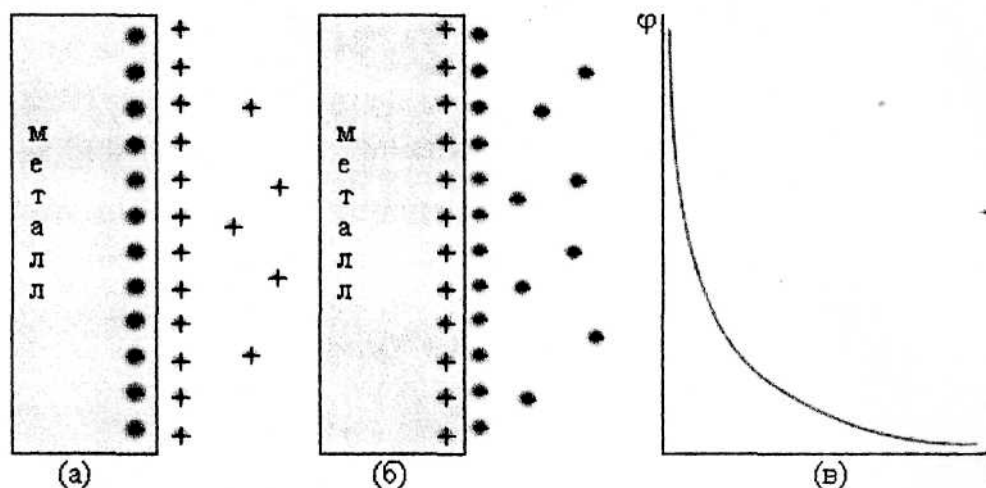


Рис. 7.2.

Схема подвійного електричного слоя (а) та (б);
розподіл заряду в об'ємі електроліту (в).

Значення електродних потенціалів визначаються відносно деякого електроду, потенціал якого умовно прийнятий за нульовий. Таким еталонним електродом вибраний водневий електрод при стандартних умовах. Його устрій такий: платиновий електрод, покритий мілкодисперсною платиною (платинова чернь), занурений в розчин сірчаної кислоти з активністю іонів водню 1 моль л^{-1} , обдувається струменем газоподібного водню під тиском 100 кПа.

Порядок виконання роботи

1. Виміряти е.р.с. різних типів гальванічних елементів, запропонованих викладачем.
2. Зробити висновки щодо хімічної активності різних типів металевих електродів, що входять до складу цих гальванічних елементів.

Контрольні питання

1. Що є джерелом електричної активності організму людини?
2. Наведіть приклади окислювально-відновних реакцій.
3. Поясніть будову гальванічного елементу.
4. Наведіть приклади гальванічних елементів на основі різних окислювально-відновних реакцій.
5. Для чого в електрохімію введено поняття водородного електроду?

Література:

А.Н. Ремизов. Медицинская и биологическая физика. М.: Высшая школа.- 1999.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 8

Вивчення роботи датчиків інфрачервоної радіотермії

Мета роботи: *Вивчити принцип дії інфрачервоного фотодіоду*

Прилади та обладнання: *Джерело постійного струму, амперметр, інфрачервоний світлодіод, інфрачервоний фотодіод, вольтметр, прилад для лінійного переміщення інфрачервоного фотодіоду*

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 більшій 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).

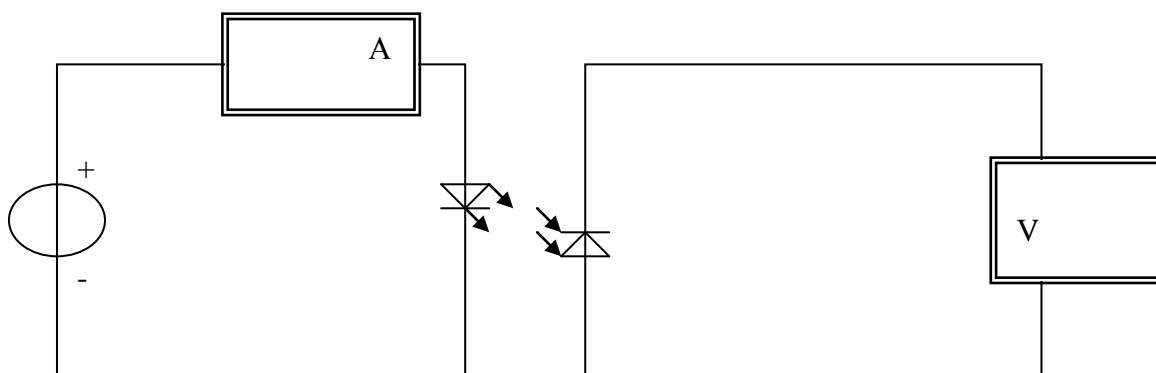


Рис. 8.1.
Схема вимірювань

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.

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?

Література:

В.И. Бойко, В.А. Смоляк. Основы биомедицинских электронных систем. Киев, ИСМО, 2000.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №9

Вивчення роботи біологічного мікроскопу

Мета роботи: *Навчитися отримувати зображення біологічних мікрооб'єктів за допомогою біологічного мікроскопу*

Прилади та обладнання: *Набір біологічних мікрооб'єктів, біологічний мікроскоп НУ-2*

Теоретичні відомості

Можливість розрізнення деталей предмету залежить від розмірів його зображення на сітчатці ока або від кута зору. Кут зору можливо збільшити, приближуючи предмет до ока, однак це пов'язано з деякими обмеженнями:

- 1) у ряді випадків з технічної точки зору неможливо суттєво змінити відстань між предметом та оком (наприклад, при розгляданні зірок або Сонця);
- 2) неможливо приблизити предмет на відстань меншу, ніж до найближчої точки ока, оскільки око має обмежені можливості акомодациї. У зв'язку з цим для збільшення кута зору використовують оптичні прилади: телескопи, лупи, мікроскопи та т.і. **Лупою називають оптичну систему, у передній фокальній площині якої або безпосередньо поблизу від неї розташований предмет, який наблюдають.**

Для отримання великих збільшень у якості лупи належить використовувати короткофокусні лінзи. Однак такі лінзи мають невеликі

розміри, їм притаманні значні аберації, що накладає обмеження на збільшення лупи.

Більш велике збільшення можливо здійснити, розглядаючи дійсне зображення предмету, що було створене додатковою лінзою або системою лінз. Таким оптичним приладом є **мікроскоп**; лупу у цьому випадку називають **окуляр**ом, а додаткову лінзу або систему лінз – **об'єктив**ом.

Для того, щоб око не було напруженим, прагнуть, щоб зображення, яке було створене об'єктивом, збігалось з фокальною площиною окуляра. На рисунку 9.1 показаний хід променів у мікроскопі, об'єктивом та окуляром якого є збираючі лінзи, та в оці.

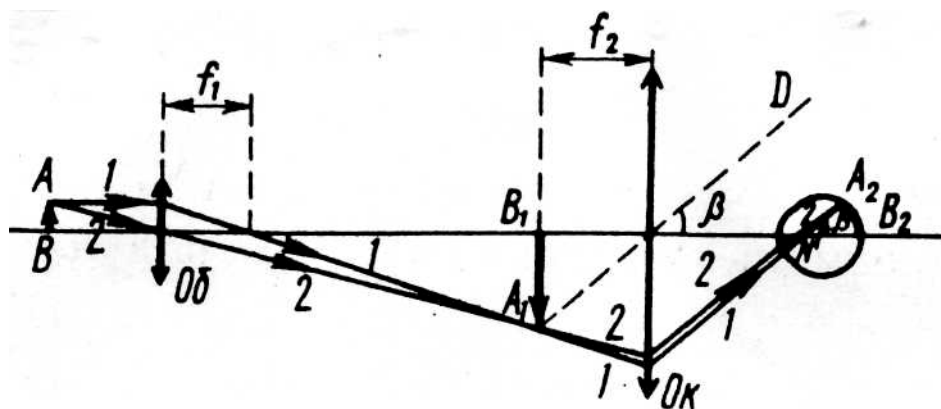


Рис. 9.1.

Схема ходу променів у мікроскопі

Зображення A_1B_1 предмета AB , створене лінзою об'єктиву $Об$, знаходимо згідно з правилом побудови зображення у тонкій лінзі; промінь 1, паралельний головній оптичній вісі, проходить після переломлення в лінзі через фокус, промінь 2 через центр лінзи йде без переломлення; A_1B_1 розташоване у передній фокальній площині окуляра.

Промені 1 та 2 доходять до лінзи окуляру $Ок$ та переломлюються в ній. Щоб показати хід цих променів після переломлення в окулярі, проведемо наступні міркування.

Усі промені, які йдуть з деякої точки фокальної площини (наприклад, A_1), після переломлення в лінзі повинні розповсюджуватися паралельно один одному. Проведемо із A_1 промінь A_1D через центр лінзи; промені 1 та 2 після переломлення в окулярі пройдуть паралельно A_1D до зустрічі з оком. Нехай промінь 1 пройде через об'єднану вузлову точку ока N і тому без переломлення дійде до точки A_2 сітківки. У ту ж точку зфокусується і промінь 2. На сітківці ока отримаємо зображення A_2B_2 предмету AB .

На рисунку 9.2 зображені загальний вигляд (а) та схема (б) біологічного мікроскопу МБР-1. Його головні частини: основа 8, коробка з мікрометричним механізмом 9, предметний столик 10, револьвер 11 з об'єктивами 5, конденсор 2 та окуляр 7. Оптична система містить дві

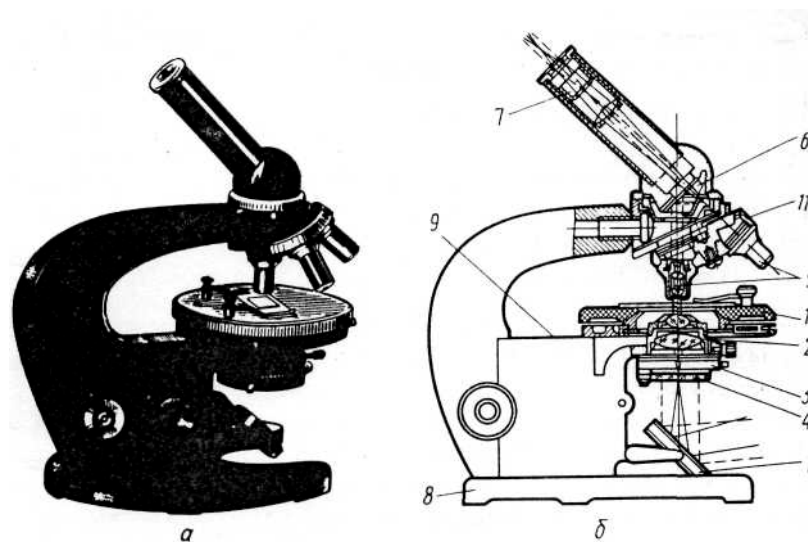


Рис. 9.2.

Зовнішній вигляд (а) та схема (б) біологічного мікроскопу МБР-1

частини: освітлювальну та спостережувальну. В освітлювальну систему входить дзеркало 1, конденсор з ірисовою апертурною діафрагмою 3 та зйомний світлофільтр 4, а у спостережувальну – об'єктив, призма 6 та окуляр, які поєднані у тубусі мікроскопу.

Промені від джерела світла падають на дзеркало, яке відображує їх до діафрагми, проходять через конденсор та досліджуваний препарат та попадають в об'єктив.

Порядок виконання роботи

1. Помістити біологічний препарат на предметний столик мікроскопу.
2. Отримати зображення біологічного препарату в окулярі мікроскопу при різних збільшеннях.
3. Замалювати отримані зображення у робочий зошит, зазначивши збільшення мікроскопу.

Контрольні питання

1. Як визначається збільшення мікроскопу?
2. Пояснити хід променів в оптичному мікроскопі.
3. Побудувати оптичне зображення довільного предмету в тонкій лінзі.
4. Що таке дійсне зображення та уявне зображення? Яким чином можливо їх отримати? Відповідь пояснити малюнками.
5. Який тип зображення можна отримати за допомогою біологічного мікроскопу?

Література:

1. А.Н. Ремизов. Медицинская и биологическая физика. М.: Высшая школа.- 1999.
2. А.Л. Суворов. Микроскопия в науке и технике. М.: Наука.- 1981.

