

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені Ігоря СІКОРСЬКОГО»

КІЛЬКІСНА ФІЗІОЛОГІЯ

ЛАБОРАТОРНИЙ ПРАКТИКУМ

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня «бакалавр»
за освітньою програмою «Медична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2021

Кількісна фізіологія: Лабораторний практикум [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студентів спеціальності 163 «Біомедична інженерія», освітньо-професійна програма підготовки «Медична інженерія» / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: С.І. Вовянко, Г.В. Овчаренко, С.В. Зубков. – КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,3 Мбайт). – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 131 с.

*Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського (протокол № 1 від 16.09.2021 р.)
за поданням Вченої ради факультету біомедичної інженерії (протокол № 1 від 30.08.2021 р.)*

Електронне мережне навчальне видання

КІЛЬКІСНА ФІЗІОЛОГІЯ

ЛАБОРАТОРНИЙ ПРАКТИКУМ

Укладачі:	<i>Вовянко Світлана Ігорівна, к.д.н., Овчаренко Ганна Романівна, Зубков Станіслав Володимирович</i>
Відповідальний редактор	<i>Беспалова О.Я., к.б.н., с.н.с., доцент кафедри трансляційної медичної біоінженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського</i>
Рецензенти:	<i>Козяр В.В., к.м.н, доцент кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського Сичик М.М. к.т.н., провідний інженер відділення лікування аритмій з рентгеноопераційною ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України</i>

Лабораторний практикум з дисципліни «Кількісна фізіологія» містить лабораторні роботи, що виконуються за допомогою використання сучасних діагностичних методів, що дозволить використовувати методи та засоби кількісної оцінки функціонування фізіологічних систем в практичній інженерній діяльності. Навчальне видання рекомендовано для вищих навчальних закладів України з викладанням спеціальності 163 «Біомедична інженерія».

© С.І. Вовянко, Г.В.Овчаренко, С.В. Зубков, 2021
© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021

ЗМІСТ

ВСТУП.....	5
1 АПАРАТУРА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ФІЗІОЛОГІЧНИХ ФУНКЦІЙ.....	7
1.1 Загальна структура медичної вимірювальної системи.....	7
1.2 Елементи систем для дослідження фізіологічних функцій.....	8
1.3 Основні правила експлуатації електронної апаратури.....	13
2 БІОЕЛЕКТРИЧНА АКТИВНІСТЬ КОРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ.....	16
2.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	16
2.2 Методичні вказівки та порядок виконання роботи.....	22
3 ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ.....	26
3.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	26
3.2 Методичні вказівки та порядок виконання роботи.....	38
4 ВИЗНАЧЕННЯ ТРИВАЛОСТІ СЕРЦЕВОГО ЦИКЛУ ЗА ПУЛЬСОМ.....	44
4.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	44
4.2 Методики вимірювання частоти серцевих скорочень за пульсом.....	46
5 ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ СИСТЕМНОЇ ГЕМОДИНАМІКИ ТА НАСОСНОЇ ФУНКЦІЇ СЕРЦЯ.....	51
5.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	51
5.2 Розрахунок параметрів системної гемодинаміки та насосної функції серця	53
5.3 Порядок виконання роботи.....	55
6 ФУНКЦІОНАЛЬНІ ПРОБИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ.....	58
6.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	58
6.2 Порядок виконання роботи.....	62
7 ФОРМЕНІ ЕЛЕМЕНТИ КРОВІ.....	66
7.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	66
7.2 Методики диференційованого підрахунку формених елементів.....	68
7.3 Методичні вказівки та порядок виконання роботи.....	71
8 ОЦІНКА ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ.....	78
8.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	78
8.2 Розрахункові показники вентиляційної функції легень.....	81
8.3 Методика вимірювання легеневих об'ємів за допомогою сухого спірометра.....	84

8.4 Методичні вказівки та порядок виконання роботи.....	85
9 ДОСЛІДЖЕННЯ КИСНЕВОТРАНСПОРТНОЇ ФУНКЦІЇ КРОВІ.....	91
9.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	91
9.2 Порядок виконання роботи.....	96
10 ВИЗНАЧЕННЯ ОСНОВНОГО ОБМІНУ ТА ОЦІНКА ЙОГО ВІДХИЛЕННЯ.....	100
10.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості.....	100
10.2 Методичні вказівки та порядок виконання роботи.....	102
ЛІТЕРАТУРА.....	107
ДОДАТКИ.....	111
Додаток 1. Основні одиниці вимірювання СІ.....	111
Додаток 2. Похідні одиниці СІ, які мають спеціальне найменування.....	112
Додаток 3. Одиниці, що не відносяться до СІ, але використання яких на даний час дозволено.....	113
Додаток 4. Співвідношення між традиційними одиницями та одиницями СІ.....	114
Додаток 5. Розрахунок площі поверхні тіла людини.....	115
Додаток 6. Основні фізіологічні константи людини.....	116
КРОВ.....	116
СЕРЦЕВО-СУДИННА СИСТЕМА.....	117
СИСТЕМА ОРГАНІВ ДИХАННЯ.....	118
ОБМІН РЕЧОВИН ТА ВИТРАТИ ЕНЕРГІЇ.....	120
Додаток 7. Розрахунок основного обміну у чоловіків та жінок за масою.....	120
Додаток 8. Розрахунок основного обміну у чоловіків за зростом та віком.....	121
Додаток 9. Розрахунок основного обміну у жінок за зростом та віком.....	123
Додаток 10. Витрати енергії при різних видах діяльності.....	124
Додаток 11. Хімічний склад та енергетична цінність харчових продуктів.....	125
Додаток 12. Прилади спеціального призначення.....	126
ТЕХНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ СПРОМЕТРА СУХОГО ПОРТАТИВНОГО ССП.....	126
ОПИС ТА НАЛАШТУВАННЯ МІКРОСКОПА «PRIMO STAR».....	127
Додаток 13. Визначення положення електричної осі серця за Дьєдом.....	131

ВСТУП

Метою практичних занять та лабораторних робіт з дисципліни «Кількісна фізіологія», що виконуються за допомогою використання сучасних діагностичних методів і з використанням відповідного обладнання та програмного забезпечення та Microsoft Windows для обробки експериментальних результатів лабораторних досліджень, є формування у студентів здатності використовувати методи та засоби кількісної оцінки функціонування фізіологічних систем в практичній інженерній діяльності. При виконанні лабораторних робіт студенти отримують безпосереднє підтвердження теоретичного матеріалу, який викладається в лекціях, та набувають навичок проведення досліджень та роботи з апаратурою.

Особливістю даного практикуму є те, що більшість запропонованих у ньому лабораторних робіт виконується на людині. У цьому випадку студенти самі стають дослідниками і випробуваними. Реєстрацію досліджуваних показників, що відображають діяльність різних систем організму, передбачається проводити в умовах спокою, або в умовах емоційного, інтелектуального чи фізичного напруження. При проведенні досліджень студенти мають враховувати, що необхідною передумовою для отримання чітких і тотожних результатів є однотипні умови проведення.

В результаті виконання лабораторних робіт студент повинен оволодіти практичними навичками вимірювання та розрахунків фізіологічних параметрів, а саме: записувати та аналізувати електроенцефалограму, описувати артефакти, які виникали під час реєстрації ЕЕГ сигналу; записувати електрокардіограму у трьох стандартних відведеннях та аналізувати її; розуміти причини появи завад при проведенні електрофізіологічних досліджень та як їх уникнути; визначати параметри системної гемодинаміки та насосної функції серця за показниками артеріального тиску та частоти серцевих скорочень; експериментально встановлювати основні параметри зовнішнього дихання та розраховувати показники вентиляційної функції легень; використовувати функціональні проби

для дослідження функції серцево-судинної та дихальної системи; визначати показники киснево-транспортної функції крові; вимірювати кількісні характеристики формених елементів крові. В процесі роботи студенту необхідно вміти застосовувати спеціалізоване програмне забезпечення для аналізу ЕЕГ та сучасне програмне забезпечення AxioVision аналізу зображень біологічних об'єктів.

Всі лабораторні роботи описані за єдиною схемою, що забезпечує чіткість і стислість викладу та істотно спрощує виконання роботи. Завдання на лабораторні дослідження розраховані на 2 академічні години. Результати проведених досліджень і вимірювань повинні бути задокументовані і в кінці заняття представлені викладачу. За виконаною лабораторною роботою складається звіт, який повинен містити:

1. Титульний аркуш звіту (назва дисципліни, № та назва роботи, виконавці (ПІБ, група).
2. Мету лабораторних досліджень.
3. Хід проведення лабораторної роботи (відмічають усі умови досліду).
4. Таблицю експериментальних вимірів.
5. Розрахунки основних експериментальних характеристик та аналіз результатів (бажано представляти у вигляді графіків або таблиць)
6. Висновки за результатами лабораторної роботи.
7. Відповіді на контрольні питання.

1 АПАРАТУРА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ФІЗІОЛОГІЧНИХ ФУНКЦІЙ

1.1 Загальна структура медичної вимірювальної системи

При дослідженні фізіологічних функцій з використанням апаратури формуються системи, які можна віднести до двох груп: 1) системи для реєстрації проявів життєдіяльності та аналізу отриманих даних, та 2) системи для впливу на організм або його структурно-функціональні одиниці. Основна відмінність такої системи полягає в тому, що джерелом сигналів є жива тканина або енергія, що подається на живі тканини.

На Рис.1.1 представлені блок-схеми, які відображають взаємодію між об'єктом дослідження та пристроями для реєстрації функцій.

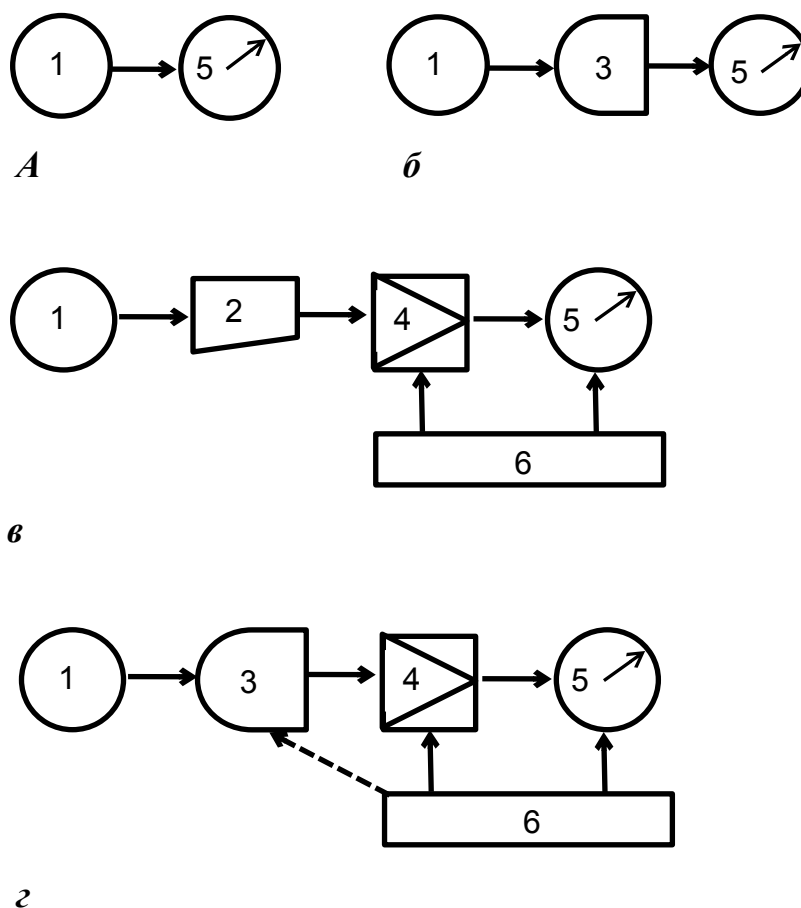


Рис.1.1 – Блок-схеми реєструючих систем:

1 – об'єкт дослідження, 2 – електроди, 3 – датчик, 4 – підсилювач,

5 – реєстратор, 6 – блок живлення (за Л.К. Щельцин, К.М. Кулланда, 1983)

Багато функцій організму можна досліджувати без електронної апаратури та реєструвати процеси або безпосередньо, або після деяких перетворень (Рис.1.1, а, б). Наприклад, вимірювання температури ртутним термометром, плетизмографія із застосуванням водяного плетизмографа, визначення пульсу, тощо.

Блок-схема системи для реєстрації біоелектричних процесів, зображена на Рис.1.1, в. Вона складається з об'єкта дослідження, електродів, підсилювача, реєстратора та блока живлення. Системи такого типу використовують для електрокардіографії, електроенцефалографії, електроміографії та ін.

При дослідженні та реєстрації за допомогою електронної апаратури багатьох неелектричних процесів необхідно їх спочатку перетворити в електричні сигнали. Для цього використовуються різноманітні датчики (Рис.1.1, г). Величина сигналів датчика звичайно невелика, тому для реєстрації ці сигнали необхідно попередньо підсилювати. Системи із застосуванням датчиків використовують для плетизмографії, сфігмографії, реєстрації тиску крові, дихання, визначення газів у крові та у видихуваному повітрі.

1.2 Елементи систем для дослідження фізіологічних функцій

Вимірювана величина. Фізична величина, властивість або умова, яку вимірює система, називається вимірюваною величиною. Важливим чинником є доступність вимірюваної величини, оскільки вона може бути внутрішньою (артеріальний тиск), може бути на поверхні тіла (потенціал електрокардіограми), може виходити з тіла (інфрачервоне випромінювання), або бути отриманою із зразка тканини (наприклад, крові або біопсії), який видаляється з тіла. Більшість важливих з медичної точки зору вимірювань можна згрупувати у такі категорії: біопотенціал, тиск, потік, розміри (візуалізація), зміщення (швидкість, прискорення, сила), імпеданс, температура, концентрації хімічних речовин. Вимірювана величина може бути локалізована у певному органі або анатомічній структурі.

Електроди. Електроди служать сполучною ланкою між об'єктом дослідження і приладами. Існує багато різних форм електродів, особливості

яких визначаються їх призначенням.

При уніполярному методі відведення потенціалів, стимуляції та поляризації тканин розрізняють активний електрод (диферентний) та пасивний (індиферентний). Активний електрод розташовують в зоні відведення потенціалів або на тій ділянці тканини, яку необхідно піддати впливу. Пасивний електрод розміщують на деякій відстані від активного, зазвичай на ділянці тканини, що має низький і відносно постійний потенціал, або на змертвілій ділянці тканини, або в рідкому електропровідному середовищі, яке оточує об'єкт. При цьому в ряді випадків необхідно, щоб площа поверхні, що контактує з об'єктом, у пасивного електрода була в кілька разів більшою, ніж у активного.

Якщо електроди призначені для розташування на поверхні об'єкту (на поверхні м'яза, мозку та ін.), вони називаються поверхневими.

Для роботи з об'єктами, розташованими в глибині тканин, застосовують заглибні електроди. Конструктивна особливість цих електродів полягає в тому, що їх система проведення струму (металеві провідники або електроліт) захищена від контакту з навколишніми тканинами, які не є об'єктом дослідження. Часто при фізіологічних дослідженнях виникає необхідність застосовувати неполяризаційні електроди.

Існує ряд загальних вимог, які пред'являються до всіх електродів. Вони не повинні: 1) чинити на об'єкт шкідливого впливу, 2) змінювати свої властивості при проходженні через них струму і 3) самі ставати джерелом потенціалів. Останнє особливо важливо при електрофізіологічних дослідженнях, коли потенціали, які відводяться, малі і можуть бути значно спотворені поляризаційними потенціалами.

Датчики. Перетворення неелектричних процесів в електричні можна здійснювати за допомогою різних пристроїв, які отримали назву датчиків.

У поєднанні з певними електричними схемами ці прилади дозволяють перетворювати різні фізичні величини в еквівалентні електричні сигнали і потім записувати їх за допомогою реєстраторів.

У фізіологічному експерименті найчастіше використовують датчики, що перетворюють в електричні сигнали механічні процеси, зміни інтенсивності світла і звуку, коливання температури та інших факторів середовища тощо. Завдяки цьому стало можливим реєструвати такі функціональні показники, як скорочення м'язів, зміщення центру ваги тіла внаслідок перерозподілу крові, тиск крові і ступінь насичення її киснем, кровонаповнення судин, пульс, тони і шуми серця, температуру, рН середовища та ін. При цьому про динаміку досліджуваного процесу нерідко судять за пов'язаними з ним вторинними змінами електричних властивостей тканин, наприклад, їх електропровідності, опору. Саме на цьому заснована методика реографії.

Як правило, терміном «датчик» називають пристрій, який перетворює одну форму енергії на іншу, тоді як для більш складного пристрою, який конвертує фізичну вимірювану величину в електричну, використовують термін «сенсор». Сенсор повинен реагувати лише на ту форму енергії, яка пов'язана з вимірюваною величиною, виключаючи всі інші. При взаємодії з живою системою сенсор повинен отримувати від неї мінімум енергії та спричиняти мінімальні пошкодження, тобто бути малоінвазивним. Багато сенсорів мають первинний сенсорний елемент, наприклад, мембрану, яка перетворює тиск на зміщення. Далі, в сенсорі відбувається градуальне перетворення зміщення в електричний сигнал, у даному прикладі – тензодатчиками, розташованими на мембрані. В деяких випадках чутливість сенсора можна регулювати в широкому діапазоні шляхом заміни первинного сенсорного елемента. Чимало градуальних первинних сенсорних елементів для отримання електричного сигналу на виході датчика потребують зовнішнього електричного живлення.

Найпоширеніші типи датчиків:

Фотоелектричні датчики: фотоелементи із зовнішнім фотоефектом, фотодіоди, фотоелементи із внутрішнім фотоефектом, фоторезистори.

Термоелектричні датчики: термопари, терморезистори.

Механоелектричні датчики: п'єзоелектричні датчики, тензометричні датчики, індуктивні датчики, ємнісні датчики.

Механоелектронні датчики – механотрони.

Перетворення неелектричних процесів в електричні представляє широкі можливості для їх реєстрації. Це пояснюється не тільки чисто технічними перевагами, але і точністю вимірювання реєстрованих величин, зручністю зіставлення даних різних дослідів і можливістю їх комп'ютерної обробки. Важливо, що цей метод дозволяє в тих самих часових координатах вести синхронний запис електричних та неелектричних процесів, співставляти їх, виявляти існуючі між ними причинно-наслідкові зв'язки, тощо.

Підсилювачі. Електрична активність біологічних об'єктів і електричні параметри багатьох датчиків, що перетворюють неелектричні процеси в електричні, характеризуються відносно малими величинами: сила струму – мікро- і міліампери, а напруга – мікро- і мілівольти, тому реєструвати їх без попереднього підсилення надзвичайно важко або взагалі неможливо. Для попереднього підсилення електричних сигналів малої величини використовують підсилювачі. Вони необхідні для багатьох вимірювальних схем. Для фізіологічних досліджень використовують два типи підсилювачів: підсилювачі змінного струму та підсилювачі постійного струму.

Перетворювачі. Зазвичай, електричний сигнал, який генерується сенсором, неможливо безпосередньо подати на реєструючий пристрій. Перед цим його необхідно «кондиціонувати», тобто перетворити. Прості перетворювачі підсилюють та фільтрують сигнал, або просто узгоджують імпеданси виходу сенсора та входу монітора. Сучасною практикою є перетворення виходу сенсора в цифровий формат, після чого цифровий сигнал оброблюється спеціалізованим цифровим пристроєм або комп'ютером. Прикладом перетворювача є фільтр, який пригнічує паразитні електричні завади, що проникли на вихід сенсора. Крім того, перетворювач може усереднити декілька однотипних сигналів, та тим самим знизити електричний шум. Зрештою, перетворювач може радикально змінити вид сигналу сенсора шляхом переведення його з часової області у частотну (наприклад, шляхом перетворення Фур'є).

Реєструючі пристрої. Реєструючі пристрої призначені для трансформації електричних сигналів, що надходять до них від перетворювачів і підсилювачів,

в процеси, які сприймаються нашими органами чуття. Основна маса реєструючих пристроїв робить вимірювану величину або досліджуваний процес доступними зоровому або слуховому сприйняттю. Це може виражатися в різних формах: у відхиленні стрілки вимірювального пристрою, в графічній або цифровій реєстрації процесу на папері за допомогою різних друкарських пристроїв, у відхиленні променю на екрані осцилографа, у вигляді світлових або звукових сигналів та ін.

Найкращим способом відображення даних є їхнє відображення на дисплеї: цифрове або графічне, дискретне або безперервне, постійне або тимчасове – в залежності від вимірюваного показника та способу подальшої обробки інформації. Більшість дисплеїв орієнтовані на зорове сприйняття, хоча деяка інформація (наприклад, звукові сигнали ультразвукових приладів на ефекті Доплера) добре ідентифікується при прослуховуванні.

Сучасні реєструючі пристрої складні за конструкцією, багато з них пристосовані для одночасної реєстрації декількох процесів. У більшості випадків вони мають власні підсилювачі, калібратори часу і підсилення, механічні системи для протягування паперової стрічки, оптичні системи тощо. Однак всі перераховані частини (вузли, блоки системи) виконують в реєстраторі обслуговуючу функцію. Властивості і конструктивні особливості реєстраторів визначаються головним – характером вихідного реєструючого пристрою. Найбільшого поширення в медичній апаратурі отримали три види вихідних реєструючих пристроїв, заснованих на використанні трьох різних принципів.

Використання сили, що діє на провідник зі струмом або на феромагнетик в магнітному полі. Цей принцип лежить в основі конструкції різних систем гальванометрів, що застосовуються як в якості самостійних реєструючих приладів, так і в якості вихідних пристроїв в шлейфових і чорнильно-пишучих осцилографах.

Використання відхилення потоку електронів (електронного променю) в електричному полі. На цьому принципі заснований пристрій електронно-

променевих трубок, які є основною частиною електронних (катодних) осцилографів.

Використання властивості феромагнітних матеріалів намагнічуватися під впливом магнітного поля і зберігати цей стан. На даному принципі заснована магнітний запис електричних сигналів, що застосовується в різних магнітних реєстраторах (магнітні самописці).

До реєструючих пристроїв з безпосередньо видимим записом можна віднести пристрої, що використовують методи теплового запису (термопринтери) засновані на появі зображення на спеціальному папері під впливом нагріву її пишучим пристроєм, а також пір'яні гальванометри.

Пір'яний чорнильний запис широко застосовується. Суттєвою перевагою пір'яних гальванометрів є порівняно велика швидкість запису, яка становить 100–150 мм/с. Втім, пір'яні гальванометри мають і ряд суттєвих недоліків, головний з яких – їх інерційність, що не дозволяє вести реєстрацію в області частот, що перевищують 150 Гц. Отже, ці гальванометри незастосовні для реєстрації швидких процесів, таких, як біоструми нервів, нервових клітин тощо. Інший недолік – радіальні спотворення запису, обумовлені дугоподібним рухом кінця пера.

1.3 Основні правила експлуатації електронної апаратури

До включення приладу в мережу необхідно:

1) переконатися, що напруга мережі відповідає тій напрузі, на яку розрахований прилад або на яку переключено в даний момент його силовий трансформатор;

2) заземлити прилад, тобто з'єднати клему (або гніздо «земля») з шиною контуру заземлення або водопровідною мережею (в жодному разі не можна заземлювати прилади на елементи проводки газу);

3) перевірити всі дроти мережевого струму (справність ізоляції та наявність вилок), категорично забороняється включати в розетки живлення оголені кінці дротів;

4) перевірити дроти, призначені для комутації приладів та складання робочої схеми (вони не повинні мати позбавлених ізоляції місць);

5) перевірити у всіх приладів тумблери і інші перемикачі мережі – вони повинні перебувати в положенні «Викл».

Включення приладів в мережу повинно проводитися перемикачами, розташованими на приладах.

Після включення приладів слід: 1) перевірити по світловим індикаторам, чи всі прилади отримали живлення (якщо індикатор не горить, необхідно звернутися до викладача і спільно встановити причину несправності; найчастіше це буває пов'язано з перегоранням запобіжника приладу або лампочки світлового індикатора); 2) лампові електронні прилади починають стабільно працювати тільки після попереднього прогріву протягом 15–30 хв; для більшості транзисторних приладів цей термін скорочується до 2–5 хв.

Крім загальних правил поводження з апаратурою, необхідно в кожному окремому випадку спочатку ознайомитися з правилами експлуатації незнайомого приладу і лише потім приступати до роботи з ним. Це набуває особливого значення в умовах клініки, оскільки деякі прилади при невмілому поводженні становлять небезпеку для пацієнта.

Правила техніки безпеки при роботі з електроконтактними приладами (приладами реєстрації електричних потенціалів з тіла людини)

Необхідно перевірити наявність захисного заземлення, підключеного до приладу класу I (електрокардіограф, електроміограф, енцефалограф, інші прилади, що живляться від мережі 220 В). З інженером лабораторії бажано перевірити електричний опір між проводами заземлення і нейтральним проводом електричної мережі. Він повинен бути не більше 8 Ом, а в лабораторії – 3 Ом.

Для виробів класу II заземлення не є захисним і на безпеку не впливає. Безпека при цьому забезпечується застосуванням подвійної або посиленої ізоляції.

Необхідно перевірити дату останньої повірки приладу, маркування на корпусі та ознайомитись з розділами безпеки в інструкції користувача.

Маркування «СЕ» означає відповідність виробу усім вимогам безпеки стандартів ІЕС 60601-2-30-1999 (Medical electrical equipment. Part 2-25. Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographs) та ДСТУ 3798-98 (Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги безпеки). Ці вимоги обумовлюють необхідність відповідності нормам таких параметрів електробезпеки виробу, як, насамперед, допустимі значення струмів витоку в колі пацієнта, на корпус та землю.

Таблиця 1.1 – Допустимі значення струмів витоку (*постійний струм/змінний*)

Тип виробу	Виріб типу В		Виріб типу ВF		Виріб типу CF	
	Нормальні	Поодинокі порушення	Нормальні	Поодинокі порушення	Нормальні	Поодинокі порушення
Струм витоку на землю, мА	0,5 (0,3)	1	0,5 (0,3)	1	0,5 (0,3)	1
Струм витоку на корпус, мкА	100	500 (300)	100	500 (300)	100	500(300)
Струм витоку на пацієнта, мкА	100	300 (500)	100	500 (300)	10	50

2 БІОЕЛЕКТРИЧНА АКТИВНІСТЬ КОРИ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

2.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета: Засвоєння методів реєстрації і аналізу ЕЕГ.

Прилади та матеріали: електроенцефалограф, персональний комп'ютер, фото- фоностимулятор, електроди для ЕЕГ, електродний гель.

Робоче завдання

1. Записати ЕЕГ у різних фізіологічних станах.
2. Описати артефакти, які виникали під час реєстрації ЕЕГ сигналу.
3. Виконати аналіз ЕЕГ.

Теоретичні відомості

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – метод графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку, який дозволяє проаналізувати його фізіологічний стан, наявність осередкових уражень, загально мозкових розладів та їхній характер. Полягає в реєстрації та аналізі сумарної біоелектричної активності головного мозку – електроенцефалограми (ЕЕГ). ЕЕГ може зніматися зі скальпу, з поверхні головного мозку, а також з глибоких структур мозку. Типово, під електроенцефалограмою розуміють поверхневий запис, тобто здійснений зі шкіри. Запис, здійснений за допомогою електродів з поверхні головного мозку, називають електрокортикограмою.



Рис.2.1 – Комплекс для реєстрації ЕЕГ

Реєстрація та аналіз ЕЕГ у сучасній науці та клініці здійснюється за допомогою комп'ютерних електроенцефалографічних комплексів (Рис.2.1), які складаються із кількох функціональних блоків (Рис.2.2, 2.3):

- блок реєстрації сигналу,
- блок фільтрів та підсилювачів,
- аналогово-цифровий перетворювач (АЦП),
- комп'ютерна програма для зберігання, візуалізації та математичного аналізу сигналу.

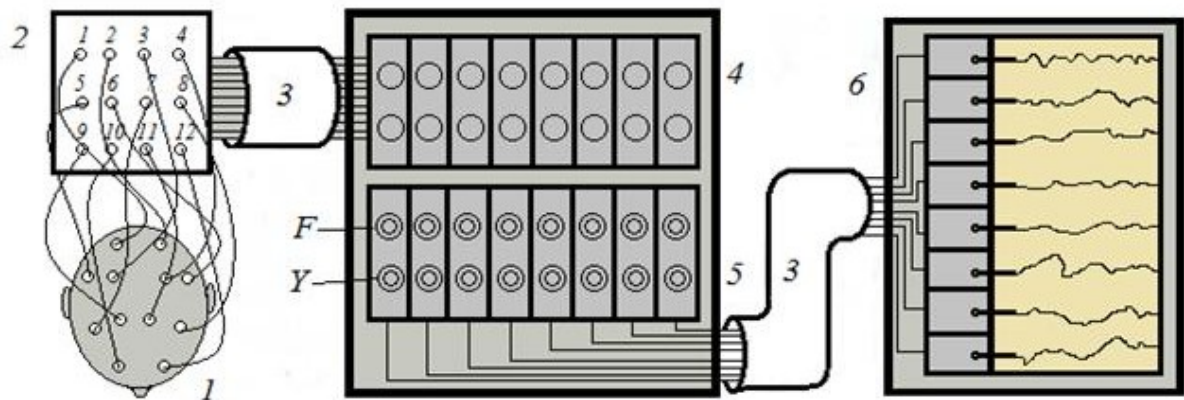


Рис.2.2 – Блок-схема електроенцефалографа

В електроенцефалографії використовують металеві електроди з хлорсрібним покриттям. Для забезпечення електричного контакту електроду з шкірою використовують електропровідний гель.

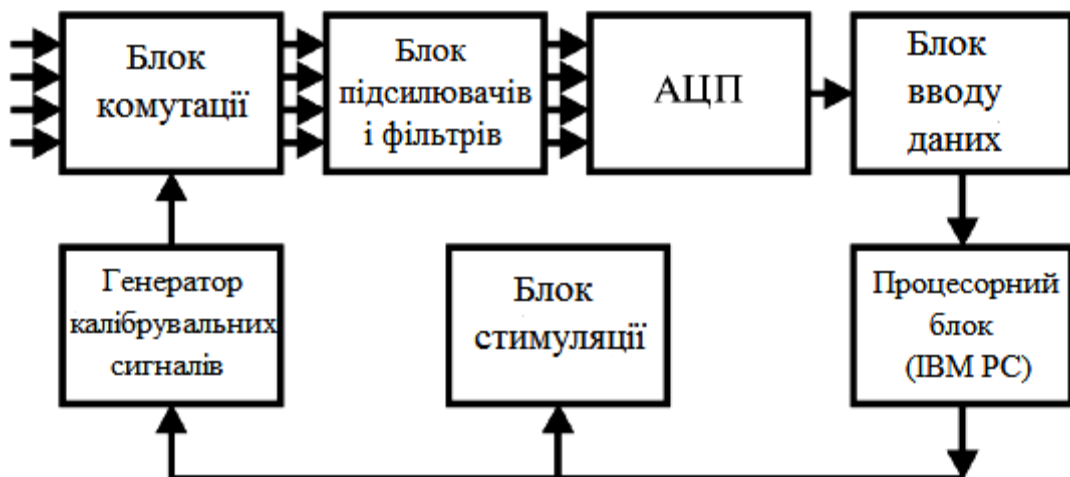


Рис.2.3 – Структурна схема цифрового електроенцефалографа

На рис. 2.4 показана схема розташування електродів на поверхні голови, яку називають монтаж. У клінічній та науковій електроенцефалографії стандартом є схема «10 – 20 %», яку було введено у 1950-х роках канадським нейрофізіологом Генрі Джаспером.

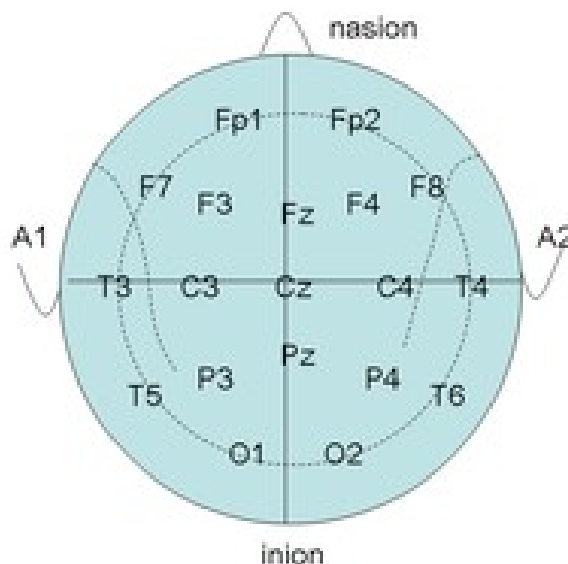


Рис. 2.4 – Схема розташування електродів

Для визначення місць накладання електродів через маківку (Vertex) проводяться два умовні меридіани – перший від перенісся (Nasion) до потиличного бугра (Inion), другий між зовнішніми слуховими проходами (див. схеми нижче). Через ці точки прокладають умовний меридіан, який діляться на відрізки по 10 і 20% загальної довжини. Поперечні меридіани відкладаються по осі, яка проходить між зовнішніми слуховими проходами через маківку. Електроди розміщуються у місцях перетину умовних ліній. Електроди, які розміщуються на лівій стороні голови, мають непарні індекси; на правій стороні – парні; електроди, розміщені на вертексній лінії, мають індекс z. Чим менше індекс електрода, тим ближче він розташований до основних меридіанів. Позначення електродів: *F* (*Frontalis*) – лобні; *T* (*Temporalis*) – скроневі; *C* (*Centralis*) – центральні; *P* (*Parientalis*) – тім'яні; *O* (*Occipitalis*) – потиличні; *A* (*Auricularis*) – вушні.

Кількість накладених електродів залежить від конкретної мети дослідження. В разі необхідності схему 10 – 20 % можна розширити шляхом проведення додаткових меридіанів між основними. Стандартизація схеми накладання електродів дозволяє дослідникам та лікарям зіставляти результати, отримані в різний час у різних лабораторіях. Для реєстрації ЕЕГ необхідна наявність двох електродів, між якими і буде вимірюватися різниця електричних процесів. Пара електродів, між якими реєструється різниця потенціалів, називається відведенням.

ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ

1. Накласти електроди випробуваному.
2. Включити електроенцефалограф, прогріти протягом 5 – 10 хвилин, провести перевірку працездатності та калібрування каналів.

Причини появи перешкод:

- Наявність потужних джерел електромагнітних полів мережевого струму, таких, як розподільні трансформаторні станції, рентген апаратура, фізіотерапевтична апаратура та ін., при відсутності відповідного екранування приміщення лабораторії.
- Відсутність заземлення електроенцефалографічної апаратури і обладнання (електроенцефалографу, стимулятора, металевого крісла або ліжка, на яких розташовується обстежуваний, та ін.).
- Поганий контакт між відвідним електродом і тілом обстежуваного або між заземлюючим електродом і тілом обстежуваного, а також між цими електродами і вхідною коробкою електроенцефалографу.

3. Провести комп'ютерну реєстрацію ЕЕГ у стані спокою при закритих і відкритих очах.

Для отримання точної інформації при електроенцефалографічному дослідженні необхідно дотримуватися певних загальних правил. Оскільки ЕЕГ відображає рівень функціональної активності мозку і дуже чутлива до змін рівня уваги, емоційного стану, впливу зовнішніх факторів, пацієнт під час

дослідження повинен знаходитися в світло- і звукоізовьованому приміщенні. Найкращим є положення обстежуваного напівлежачи в зручному кріслі, м'язи розслаблені. Голова спочиває на спеціальному підголівнику. Необхідність розслаблення, крім забезпечення максимального спокою обстежуваного, визначається тим, що напруга м'язів, особливо голови і шиї, супроводжується появою артефактів ЕМГ в запису. Очі пацієнта під час дослідження повинні бути закриті, так як при цьому спостерігається найбільша вираженість нормального альфа-ритму на ЕЕГ, а також деяких патологічних феноменів у хворих. Крім того, при відкритих очах обстежувані, як правило, рухають очними яблуками і здійснюють мигальні рухи, що супроводжується появою на ЕЕГ окорухових артефактів.

4.Провести комп'ютерний аналіз ЕЕГ за доданою програмою.

АНАЛІЗ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

Числові дані формуються у вигляді таблиці числових значень ритмів з урахуванням кожного окремого каналу, всіх відведень, значення для лівої та правої півкулі, асиметрію у процентному відношенні та медіальну частоту (Рис.2.5).

Числовые данные по ритмам(U)

	Дельта	Тета	Альфа	Бета1	Бета2	Медианная частота
Левые	24,74	44,62	26,02	24,51	39,40	12,56
Правые	38,99	60,21	47,87	41,49	57,71	13,16
Все каналы	86,53	142,80	100,00	89,48	132,04	12,91
Асимметрия, %	57,59	34,95	83,99	69,28	46,49	4,80
Fp1	698,92	985,55	606,01	471,02	852,92	12,17
Fp2	929,80	1117,72	652,30	541,98	641,80	7,40
F3	549,75	599,77	583,58	502,19	682,20	13,05
F4	508,41	802,43	437,27	408,18	627,75	12,95
F7	355,80	682,98	636,77	502,52	703,17	13,29
F8	331,04	896,37	427,40	438,72	689,09	12,93
T3	373,82	698,05	525,66	425,75	671,50	14,17
T4	345,41	812,64	404,93	423,28	752,46	13,42
C3	458,34	749,31	444,49	392,02	589,43	13,05
C4	464,94	798,49	491,99	444,74	713,51	12,25
T5	646,50	830,19	689,21	569,87	710,68	12,44
T6	438,20	510,65	479,68	399,10	647,52	13,00
P3	394,25	668,82	613,85	702,04	766,17	13,51
P4	568,37	615,12	724,54	515,98	691,00	12,78
O1	552,06	862,67	1026,56	979,89	1423,04	16,10
O2	530,38	686,85	834,15	572,40	800,47	13,52

Рис.2.5 – Приклад запису числових даних, що згенеровано програмою

Вклади ритмів представлені у вигляді таблиці числових значень ритмів з урахуванням кожного окремого каналу, всіх відведень, значення для лівої та правої півкулі, асиметрію у процентному відношенні та суми всіх каналів (Рис.2.6).

Вклады ритмов					
	Дельта	Тета	Альфа	Бета1	Бета2
Левые	15,16	27,34	15,94	15,02	24,14
Правые	15,47	23,90	19,00	16,47	22,90
Fp1	18,77	26,47	16,28	12,65	22,91
Fp2	22,43	26,96	15,74	13,08	15,48
F3	18,29	19,95	19,41	16,71	22,70
F4	17,77	28,05	15,28	14,27	21,94
F7	12,09	23,21	21,64	17,07	23,89
F8	11,60	31,40	14,97	15,37	24,14
T3	13,58	25,35	19,09	15,46	24,39
T4	12,28	28,90	14,40	15,05	26,76
C3	16,93	27,69	16,42	14,48	21,78
C4	15,42	26,48	16,31	14,75	23,66
T5	18,36	23,57	19,57	16,18	20,18
T6	17,19	20,03	18,81	15,65	25,40
P3	12,21	20,72	19,02	21,75	23,74
P4	17,82	19,28	22,71	16,17	21,66
O1	11,13	17,40	20,70	19,76	28,69
O2	15,19	19,67	23,89	16,39	22,93
Сумма всех каналов	15,35	25,33	17,74	15,87	23,42

Рис.2.6 – Приклад запису вкладу ритмів на ЕЕГ

Попарна кореляція вираховується як коефіцієнт кореляції ЕЕГ для всіх пар відведень (помножене на 1000) та аналізується сила кореляції по абсолютному значенню і градуюється по п'ятизначній шкалі, з визначенням максимуму та мінімуму (Рис.2.7).

Попарная корреляция каналов:															
	O2	O1	P4	P3	T6	T5	C4	C3	T4	T3	F8	F7	F4	F3	Fp2
Fp1	-168	-95	-451	-268	-284	56	-318	-45	-322	242	-174	508	33	202	-116
Fp2	-216	-231	-235	-369	-188	-332	83	-299	-139	-322	24	-269	-35	-131	
F3	-530	-442	-482	-404	-388	-229	189	366	-18	57	225	403	783		
F4	-514	-470	-414	-500	-207	-434	263	293	190	-160	533	152			
F7	-316	-170	-433	-105	-438	275	-303	119	-384	659	-161				
F8	-164	-227	-112	-447	225	-466	54	-102	419	-314					
T3	-174	12	-260	207	-357	611	-292	141	-402						
T4	-18	-194	124	-175	387	-253	290	75							
C3	-416	-403	-58	108	-355	-113	541								
C4	-380	-450	67	-71	-142	-337									
T5	111	240	-33	516	-107										
T6	494	179	521	17											
P3	246	307	443												
P4	447	210													
O1	613														

слабая (0..300)

умеренная (300..500)

значительная (500..700)

тесная (700..900)

очень тесная (900..1000)

минимум

максимум

Рис.2.7 – Приклад запису таблиці кореляції каналів

Для обраної ділянки запису за допомогою спектрального аналізу визначається відносна потужність кожного з ритмів та представляється у вигляді зображення на кругових гістограмах у відсотках з урахуванням заданих каналів. На рис.2.8 представлені значення для лівої та правої півкулі.

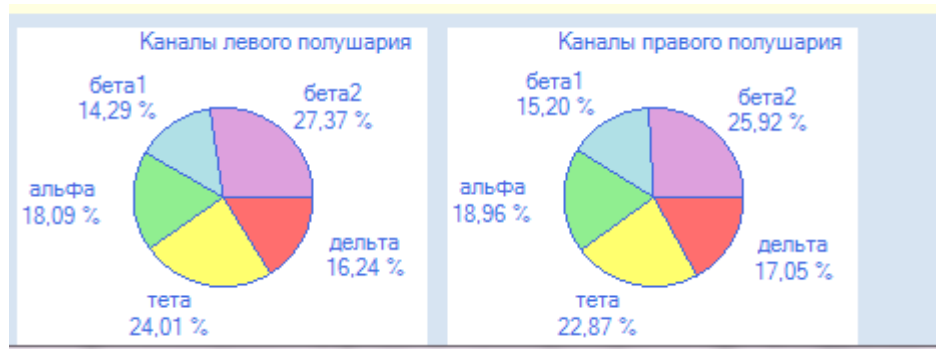


Рис.2.8 – Приклад запису відносної потужності ритмів у правій та лівій півкулі

2.2 Методичні вказівки та порядок виконання роботи

Завдання 1. Запис ЕЕГ у різних фізіологічних станах.

1. Описати характеристики досліджуваних (вік, стать, право- / ліворукість)
2. Описати протокол запису ЕЕГ (назва та послідовність проб, час впливу).
3. Описати та навести приклад стимулів під час візуальної стимуляції.
4. Описати та навести приклад стимулів під час аудіостимуляції.
5. Описати та навести приклад стимулів під час інтелектуального навантаження.

За необхідністю, для кожного досліджуваного окремо.

6. Описати артефакти, які виникали під час реєстрації ЕЕГ сигналу (Табл. 2.1)

Таблиця 2.1 – Опис артефактів

Відносний час (хв./с.)	Опис артефакту
Досліджуваний №1	
05:41 – 05:45	Гучний сторонній шум
Досліджуваний №2	

Покрокова інструкція роботи з програмою Expert Net.

1. Програму відкривати від імені адміністратора.
2. Для вивантаження будь-якої інформації із програми спочатку потрібно сформувати документ **Отчет**: відкрити запис із бази даних – вкладка **Word** – **Перейти к отчету**. Відкривається документ Word, який зберігається у папці, у якій збережено файл із записом ЕЕГ. (C:\Program Files (x86)\Expert_Net\Protocol\ФИО).
3. Швидке переміщення записом: вкладка **Навигация** – **Время и метки** – **По меткам** – обрати необхідну пробу – **Перейти**.
4. Формування автоматичного опису: вкладка **Автоматическое описание** – **Текущая проба**.
5. Формування таблиці вкладу ритмів: вкладка **Дополнительные обработки** – **Таблицы** – перейти у кінець сформованого файлу.
6. Формування графіків спектру: вкладка **Дополнительные обработки** – **Графики** – вкладка **Представление** – **Графики спектров** – вкладка. **Каналы** – **Сумма всех каналов**. Вікно **Графики спектров** необхідно розмістити посередині екрану – вкладка **Отчет** – **Вставить в WORD картинку экрана** – рисунок вивантажиться в документ сформований у пункті №2.

Увага! **Дополнительные обработки** аналізують частину ЕЕГ, що розташована на екрані. Для коректного аналізу ЕЕГ необхідно:

- ✓ обирати частину запису через 5-10 с після початку певної проби;
- ✓ впевнитися, що частина запису, яка аналізується, вільна від артефактів;
- ✓ виконувати одночасно заповнення таблиці 2 та формування рисунків із графіками спектрів. Показники часу у Табл. 2 (відносного часу та часу проби) повинні співпадати із показниками часу на Рисунках пункту № 5 Завдання 2.

Завдання 2. Аналіз отриманих результатів.

1. Сформувати таблицю зміни суми вкладів ритмів всіх каналів (Табл. 2.2)

Таблиця 2.2 – Вклади ритмів

№	Проба	Час		Дельта		Тета		Альфа		Бета 1		Бета 2	
		Від-ний	Проби	Дос. №1	Дос. №2	Дос. №1	Дос. №2	Дос. №1	Дос. №2	Дос. №1	Дос. №2	Дос. №1	Дос. №2
1	Фон	03:24	00:14	12,33		21,16		29,16		14,18		19,02	
2	Віз. С.												
3	Фон												
4	Ауд. С.												
5	Фон												
6	Інт. С.												
7	Фон												

2. Побудувати графіки зміни вкладів ритму досліджуваних №1 та №2 для: Дельта ритму; Тета ритму; Альфа ритму; Бета 1 ритму; Бета 2 ритму.

3. Сформувати автоматичний опис для всієї проби та визначити відповідні параметри (Табл. 2.3)

Таблиця 2.3 – Результати автоматичного опису

№	Проба	Дослід-жуваний	Фон	Віз. С.	Фон	Ауд. С.	Фон	Інт. С.	Фон
1	Домінуючий ритм, Гц	№ 1	9,63						
		№ 2							
2	Субдомінуючий ритм, Гц	№ 1	3,75						
		№ 2							
3	Міжпівкульна асиметрія, %	№ 1	6,71						
		№ 2							
4	Медіальна частота, Гц	№ 1	11,5						
		№ 2							

4. Побудувати графіки зміни показників досліджуваних №1 та №2 для: домінуючого ритму; субдомінуючого ритму; міжпівкульної асиметрії; медіальної частоти.

5. Сформувати графіки спектрів каналів лівої і правої півкуль та суми всіх каналів для кожної проби.

6. Проаналізувати (Табл.3) зміни домінуючого ритму та міжпівкульної асиметрії у початковій та фінальній фоновій пробі. Описати виявлені закономірності.

7. Проаналізувати зміни спектрів ЕЕГ сигналу під час візуального, аудіального та інтелектуального навантаження. Описати виявлені закономірності.

8. Проаналізувати зміни вкладу двох (на вибір) ритмів під час усіх проб протоколу. Описати виявлені закономірності.

9. Сформулювати висновки до лабораторної роботи.

Контрольні питання.

1. Які ритми ЕЕГ в нормі у дорослих переважають у наступних фізіологічних станах: сон, неспання із закритими очима, неспання з відкритими очима, інтенсивне інтелектуальне навантаження?
2. Які зовнішні подразники можуть викликати артефакти під час запису ЕЕГ?
3. Для чого використовують попередньо сформований протокол запису ЕЕГ?
4. Розкрийте поняття: домінуючий та субдомінуючий ритми, міжпівкульна асиметрія.
5. Розкрийте поняття: вклад ритму, медіальна частота спектру ЕЕГ сигналу, картування ЕЕГ.
6. Діагностичне значення наступних показників: домінуючий та субдомінуючий ритми, міжпівкульна асиметрія.
7. Діагностичне значення наступних показників: вклад ритму, медіальна частота спектру ЕЕГ сигналу, картування ЕЕГ.

3 ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

3.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета: Засвоєння методів реєстрації і аналізу електрокардіограми людини.

Прилади та матеріали: Електрокардіограф, електроди, електродний гель або 10% розчин хлориду натрію, марлеві серветки або ватні диски.

Робоче завдання

1. Ознайомитись з приладом для реєстрації електрокардіограми.
2. Записати ЕКГ.
3. Провести розшифровку ЕКГ.
4. Визначити положення електричної осі серця
5. Проаналізувати ЕКГ та порівняти показники з нормою

Теоретичні відомості.

Метод електрокардіографії широко застосовується в клініці для оцінки стану провідної системи серця і робочого міокарда.

Електрокардіографія – метод графічної реєстрації змін різниці потенціалів серця, що виникають протягом процесів збудження міокарда.

Електрокардіограма (ЕКГ) – це графічне відображення динаміки різниці потенціалів між двома точками в електричному полі серця під час його збудження.

У тілі знаходяться іонізовані рідкі середовища, які забезпечують електропровідність. Це дає можливість отримати вимірювання електричної активності всередині і навколо серця з поверхні шкіри (за умови, що за допомогою електродів встановлено хороший електричний контакт з провідними середовищами тіла). Це також дозволяє рукам і ногам служити продовженнями точок на тулубі. Вимірювання з ноги є близькими до

вимірювань з паху, а вимірювання з рук відповідають вимірам з відповідного плеча.

Апаратура для реєстрації електрокардіограми.

Реєстрація ЕКГ виконується за допомогою електрокардіографа. Електрокардіографи складаються з вхідного пристрою, підсилювача біопотенціалів та реєструючого пристрою. Різниця потенціалів, що виникає на поверхні тіла при збудженні серця, реєструється за допомогою системи металевих електродів, закріплених на різних ділянках тіла. Електричні коливання перетворюються в механічні зміщення якоря електромагніту та записуються на спеціальній рухомій паперовій стрічці тим чи іншим способом. Використовують як механічну реєстрацію за допомогою дуже легкого пера, до якого підводиться чорнило, так і тепловий запис ЕКГ за допомогою пера, яке при нагріванні випалює відповідну криву на термопапері.

Незалежно від технічної конструкції, кожен електрокардіограф має пристрій для регуляції та контролю підсилювача. Для цього на підсилювач подається стандартна калібрувальна напруга 1 мВ. Можна встановити підсилення електрокардіографа, при якому ця напруга викликає відхилення реєструючої системи на 5 мм, 10 мм або 20 мм. Стандартно, підсилення електрокардіографа встановлюється таким чином, щоб напруга 1 мВ викликала відхилення реєструючої системи на 10 мм. Таке калібрування підсилення дозволяє порівнювати між собою ЕКГ, що були зареєстровані у пацієнта в різний час та /або різними приладами.

Стрічкопротяжні механізми в електрокардіографах забезпечують рух паперу з різною швидкістю: 12,5, 25, 50 мм/с тощо. Найчастіше в практичній електрокардіології швидкість реєстрації ЕКГ становить 25 або 50 мм/с.

Сучасні електрокардіографи дозволяють здійснювати як одноканальний, так і багатоканальний запис ЕКГ.

Методика реєстрації електрокардіограми.

Зміни різниці потенціалів на поверхні тіла, що виникають під час роботи серця, записуються за допомогою різних систем відведень ЕКГ. Терміном «відведення» позначають розташування двох електродів на тілі. Кожне відведення реєструє різницю потенціалів, що існує між двома певними точками електричного поля серця, в яких встановлені електроди. Таким чином, різні електрокардіографічні відведення відрізняються між собою, перш за все, ділянками тіла, на яких вимірюється різниця потенціалів.

Електроди, встановлені в кожній з обраних точок на поверхні тіла, підключаються до гальванометра електрокардіографа. Один з електродів приєднують до позитивного полюсу гальванометра (позитивний, або активний електрод відведення), другий електрод – до його негативного полюса (негативний електрод відведення).

В клінічній практиці найбільш широко використовують 12 відведень ЕКГ: 3 стандартні двополюсні відведення, 3 посилені однополюсні відведення від кінцівок та 6 грудних відведень.

Три стандартні двополюсні відведення утворюють рівносторонній трикутник (трикутник Ейнтховена), вершинами якого є права і ліва руки, а також ліва нога, з встановленими на них електродами. Гіпотетична лінія, що з'єднує два електроди, які беруть участь в утворенні електрокардіографічного відведення, називається віссю відведення. Осями стандартних відведень є сторони трикутника Ейнтховена (Рис. 3.1).

Перпендикуляри, проведені з геометричного центру серця до осі кожного стандартного відведення, ділять кожну вісь на дві рівні частини. Позитивна частина звернена в бік позитивного (активного) електрода відведення, а негативна – до негативного електроду. Якщо електрорушійна сила (ЕРС) серця в якийсь момент серцевого циклу проектується на позитивну частину осі відведення, на ЕКГ записується позитивне відхилення (позитивні зубці R, T, P), а якщо на негативну – на ЕКГ реєструються негативні відхилення (зубці Q, S, інколи негативні зубці T або навіть P).

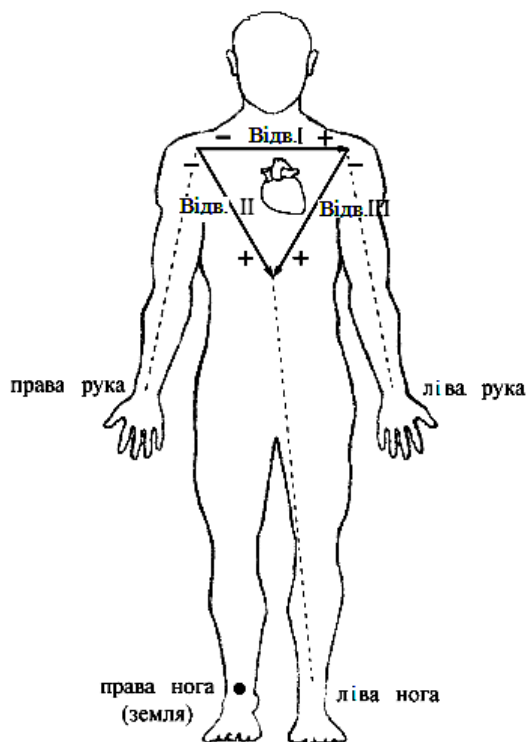


Рис. 3.1 – Стандартні відведення від кінцівок, що утворюють трикутник Ейнтховена у фронтальній площині.

Для запису цих відведень електроди накладають на правій руці (червоне маркування), лівій (жовте маркування), а також лівій нозі (зелене маркування). Ці електроди попарно підключаються до електрокардіографа для реєстрації кожного з трьох стандартних відведень. Стандартні відведення від кінцівок реєструють попарно, підключаючи електроди:

I відведення – права (-) і ліва (+) рука,

II відведення – права рука (-) і ліва нога (+),

III відведення – ліва рука (-) і ліва нога (+).

Закон Ейнтховена математично представлений наступною формулою, що впливає з другого закону Кірхгофа:

$$\text{відведення I} + \text{відведення III} = \text{відведення II}$$

Отже, якщо два будь-яких відведення відомі на даний момент, третє може бути визначено математично.

Важливо зауважити, що через те, що тіло не є дуже хорошим

провідником, а електроди не надто щільно прилягають до шкіри (це тільки дві з багатьох причин), вимірювання ЕКГ з поверхні шкіри лише наближені до фактичної активності серця.

Враховуючи характеристики ЕКГ (Табл.3.1), дослідження бажано проводити в спеціальному екранованому приміщенні, щоб уникнути впливу сторонніх електричних полів. Також необхідно мінімізувати спотворення ЕКГ сигналу м'язовим сигналом.

Таблиця 3.1 – Порівняння амплітудних та частотних параметрів електрокардіограми та електроміограми

Електрограма	Діапазон частот в гармонічному спектрі	Амплітуда, мВ	Коефіцієнт підсилення, необхідний для реєстрації
ЕКГ	0,5 – 120	0,1 – 5,0	500 – 1000
ЕМГ	1,0 – 1000	0,01 – 50,0	$10^3 - 10^5$

Для мінімізації спотворення ЕКГ сигналу м'язовим сигналом (ЕМГ) та зміщення базової (ізоелектричної, або ізометричної) лінії, пацієнт під час реєстрації повинен бути абсолютно розслабленим, не повинен розмовляти чи сміятися; дихання має бути спокійним, щоб зменшити ЕМГ сигнал з області грудної клітини під час реєстрації. Для зменшення опору переходу «шкіра-електрод» шкіру пацієнта необхідно знежирити, видалити зайве волосся, дрібним наждачним папером видалити мертві частинки шкіри і накласти електроди або крізь тампони, змочені 1–10 % розчином натрію хлориду, або з використанням електродного гелю або пасти (знежирена поверхня шкіри має опір не більше 20 кОм, жирна шкіра – 40 кОм і більше).

Дані можуть бути невірними, якщо:

- електрод відійшов від шкіри, викликавши великі коливання базової лінії;
- у пацієнта занадто сильний м'язовий (ЕМГ) артефакт.

Зауваження: невеликі коливання базової лінії при вдиху / видиху пацієнта допустимі і не вказують на некоректність даних.

Аналіз електрокардіограми.

Аналіз ЕКГ дозволяє оцінити сумарну електричну активність серця, в тому числі частоту і ритмічність генерації імпульсів у водія ритму, його локалізацію в серці, послідовність проведення збудження по серцю протягом серцевого циклу, амплітуду сумарних електричних потенціалів, швидкість проведення збудження по провідній системі і робочому міокарду.

Висновок про проведення збудження по серцевому м'язу складається з двох частин: висновок про функціональну цілісність провідної системи серця, та про положення електричної осі серця.

На електрокардіограмі розрізняють зубці P, Q, R, S, T, з яких P, R, T спрямовані вгору відносно ізоелектричної лінії (позитивні), зубці Q і S – донизу (негативні). Розрізняють також сегменти P-Q, S-T, T-P; інтервали P-Q, Q-T, R-R; комплекси QRS і QRST (Рис. 3.2).

Амплітуду зубців вимірюють в мілівольтах (мВ). При цьому прагнуть встановити підсилення так, щоб 1 мВ відповідав відхиленню від ізоелектричної лінії на 1 см. Ширину зубців та тривалість інтервалів вимірюють в секундах. При швидкості руху стрічки 50 мм за секунду, 1 мм відповідає 0,02 с (5 мм – 0,1 с), а при швидкості стрічки 25 мм/с, 1 мм відповідає 0,04 с (5 мм – 0,2 с). Ширину зубців та тривалість інтервалів оцінюють за тим відведенням, де ці параметри мають найкращу вираженість (переважно за II відведенням).

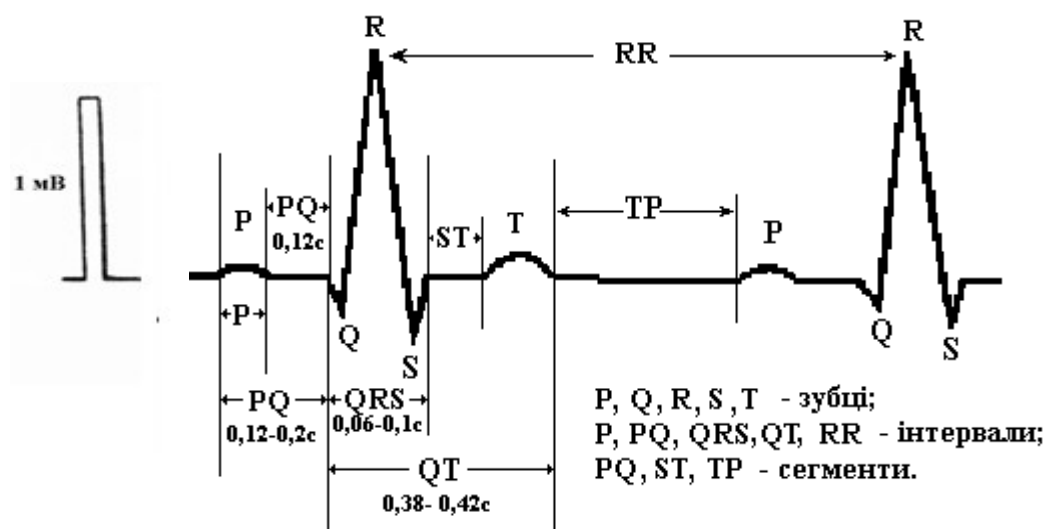


Рис. 3.2 – Основні зубці та інтервали електрокардіограми.

Зубець Р відображає збудження передсердь. В нормі зубець позитивний (спрямований вгору) у II відведенні і, як правило, позитивний у I відведенні. За амплітудою він, як правило, не перевищує 0,25 мВ, а за тривалістю – 0,06 – 0,11 с.

Інтервал Р-Q (Р-R) відлічується від початку зубця Р (тобто включає в себе ширину останнього) до початку зубця Q (при його відсутності – до початку зубця R). Цей інтервал відображає час, який необхідний для деполяризації передсердь (зубець Р), проведення імпульсу крізь атріовентрикулярне з'єднання, пучок Гіса та його гілки (інтервал від кінця зубця Р до початку комплексу QRS, що називається також сегментом Р-Q). Таким чином, інтервал Р-Q характеризує проходження імпульсу по найбільшій ділянці провідної системи серця. Тривалість інтервалу Р-Q прямо пропорційно залежить від частоти серцевого ритму, однак, в нормі він не повинен бути коротшим 0,12 с і не повинен перевищувати 0,2 с (табл.3.2).

Таблиця 3.2 – Залежність тривалості інтервалу Р-Q від частоти серцевого ритму в нормі.

Число серцевих скорочень, уд/хв	Тривалість інтервалу Р-Q, с	Число серцевих скорочень, уд/хв	Тривалість інтервалу Р-Q, с
40	0,2	90	0,145
50	0,19	100	0,135
60	0,175	110	0,13
70	0,16	120	0,125
80	0,15	130-160	0,12

Зубець Q є першим спрямованим донизу зубцем шлуночкового комплексу, який передує зубцю R.

Зубець Q відображає деполяризацію міжшлуночкової перегородки. Цей зубець є не обов'язковим елементом ЕКГ. У багатьох людей він відсутній.

У нормі зубець Q не перевищує за глибиною 25% амплітуди зубця R (амплітуда зубця Q до 0,25 мВ), а тривалість не повинна перевищувати 0,03 с.

Наявність зубця Q, який має відмінні параметри, як правило, вказує на патологічні зміни міокарду.

Зубець R – будь-який позитивний зубець комплексу QRS (розташований вище ізоелектричної лінії). Цей зубець відображає деполяризацію верхівки, передньої, задньої та бокової стінок шлуночків серця. Висота зубця R в нормі варіюється в широких межах: 0,5–2,5 мВ. Розщеплення зубця R на два або більше зубців є патологічною ознакою.

Важливе значення для аналізу ЕКГ має показник «час внутрішнього відхилення» (інтервал Q-R), який вимірюється проміжком від початку шлуночкового комплексу (зубця Q) до проекції вершини зубця R на ізоелектричну лінію. Час внутрішнього відхилення для грудних відведень становить в нормі 0,03–0,05 с.

Зубець S визначається як будь-який наступний за зубцем R негативний зубець комплексу QRS. Цей зубець відображає процес збудження основи шлуночків серця. Його амплітуда змінюється в широких межах (від 0 до 0,6 мВ) в залежності від відведення, розташування електричної осі серця та інших факторів. Максимальна глибина зубця S у відведенні, де він найбільш виражений, в нормі не повинна перевищувати 2,5 мВ.

Комплекс QRS відображає процес деполяризації шлуночків. Тривалість комплексу QRS вимірюють від початку зубця Q до кінця зубця S (в нормі він від 0,06 до 0,1 с). Максимальна амплітуда комплексу QRS у нормі не перевищує 2,6 мВ.

Сегмент S-T (R-T) – це відрізок від кінця комплексу QRS до початку зубця T. Він відповідає періоду згасання збудження шлуночків і початку повільної реполяризації. В нормі сегмент S-T, як правило, розташований на ізоелектричній лінії, хоча може спостерігатись незначне (0,1 – 0,2 мВ) його зміщення. Тривалість сегмента S-T варіюється від 0 до 0,15 с і залежить від всього шлуночкового комплексу.

Зубець T відображає процес швидкої реполяризації шлуночків. Зубець у більшості відведень в нормі позитивний (у III відведенні може бути негативним). Амплітуда зубця T знаходиться у певному співвідношенні з

амплітудою зубця R. В нормі амплітуда зубця T, як правило, становить 1/ 8 – 2/3 амплітуди зубця R, хоча можуть спостерігатись коливання у той чи інший бік. Тривалість зубця T варіюється від 0,1 до 0,25 с.

Інтервал Q-T вимірюється від початку зубця Q (R) до кінця зубця T. Він відповідає електричній систолі шлуночків. Тривалість інтервалу залежить від частоти серцевих скорочень та ряду інших факторів.

Для визначення нормальної тривалості інтервалу Q-T, тобто належної електричної систоли, при певній частоті серцевих скорочень запропоновані різноманітні формули, номограми, розрахункові та емпіричні таблиці.

Значного поширення набула формула Базета:

$$[QT] = K \times \sqrt{[RR]},$$

де K – коефіцієнт, який у чоловіків становить 0,37, а для жінок 0,40, [QT] – належна електрична систола (у секундах), [RR] – тривалість R-R інтервалу (у секундах).

Для практичної роботи доцільніше скористатись даними таблиці усереднених величин тривалості інтервалу Q-T (належної електричної систоли) в нормі при різній частоті серцевин скорочень (не передбачається врахування несуттєвих в практичній роботі відмінностей для дітей, чоловіків та жінок) (Табл.3.3).

Для нормального стану серця відмінності між фактичною (експериментально встановленою) та належною (розрахованою за таблицею або формулою) систолою становлять не більше 15 % у той чи інший бік, що свідчить про нормальне поширення хвиль збудження по серцевому м'язу.

Поширення хвиль збудження по серцевому м'язу характеризує також систолічний показник (СП), який є відношенням тривалості електричної систоли до тривалості всього серцевого циклу (у відсотках):

$$СП = \frac{[QT]}{[RR]} \times 100 \%$$

Відхилення від норми, яка визначається за тією ж формулою з використанням Q-T належної, не повинне перевищувати 5 % в обидва боки.

Таблиця 3.3 – Усереднені значення тривалості інтервалу Q –T в нормі при різних ЧСС.

ЧСС, уд/хв	Тривалість Q-T, с	ЧСС, уд/хв	Тривалість Q-T, с
40-41	0,42-0,51	80-83	0,3-0,36
42-44	0,41-0,5	84-88	0,3-0,35
45-46	0,4-0,48	89-90	0,29-0,34
47-48	0,39-0,47	91-94	0,28-0,34
49-51	0,38-0,46	95-97	0,28-0,33
52-53	0,37-0,44	98-100	0,27-0,33
54-55	0,37-0,44	101-104	0,27-0,32
56-58	0,36-0,43	105-106	0,26-0,32
59-61	0,35-0,42	107-113	0,26-0,31
62-63	0,34-0,41	114-121	0,25-0,3
64-65	0,34-0,4	122-130	0,24-0,29
66-67	0,33-0,4	131-133	0,24-0,28
68-69	0,33-0,39	134-139	0,23-0,28
70-71	0,32-0,39	140-145	0,23-0,27
72-75	0,32-0,38	146-150	0,22-0,27
76-79	0,31-0,37	151-160	0,22-0,26

Інтервал T-P – це відрізок електрокардіограми від кінця зубця T до початку зубця P. Цей інтервал відповідає стану спокою міокарда. У більшості випадків цей інтервал співпадає з ізоелектричною лінією.

Інтервал R-R відображає тривалість серцевого циклу в секундах.

Електрична вісь серця (ЕОС) – це сумарний напрямок електричної хвилі, яка проходить по шлуночках в момент скорочення. ЕОС визначають як проекцію результуючого вектора збудження шлуночків у фронтальній площині. Напрямок ЕОС виражається в «градусах кута альфа». Кут альфа утворюють ЕОС і горизонтальна лінія, проведена через умовний електричний центр серця, тобто зміщена до центру трикутника Ейнтховена вісь I відведення. За точку відліку кута альфа приймається позитивний полюс I відведення. Кути,

розташовані донизу від точки відліку, позначаються знаком «плюс», згори від неї – знаком «мінус». Усереднена ЕОС у нормі має напрям $+59^\circ$ (від -30° до $+90^\circ$). Загалом, розрізняють три варіанти конституціонально обумовленого положення ЕОС: нормальне (від $+30^\circ$ до $+69^\circ$), горизонтальне (від 0° до $+29^\circ$), вертикальне (від $+70^\circ$ до $+90^\circ$). Інші варіанти розглядають як відхилення ЕОС вліво або вправо.

Для визначення положення ЕОС використовують кілька способів: графічні – з використанням різних систем координат; за таблицями або діаграмами; візуальні.

Для графічного визначення положення ЕОС величину алгебраїчної суми кожного зубця одного шлуночкового комплексу QRS вимірюють в міліметрах, враховуючи при цьому, що зубці Q та S мають знак мінус (-), оскільки знаходяться нижче ізоелектричної лінії, а зубець R – знак плюс (+) (Рис.3.3).

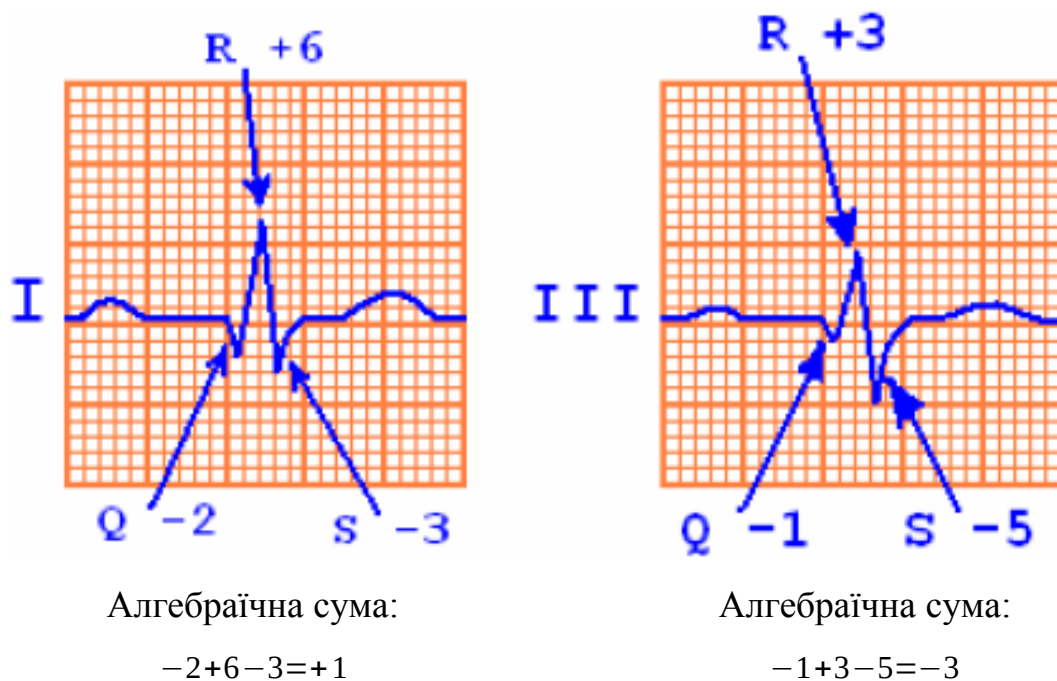


Рис. 3.3 – Алгебраїчна сума зубців I та III відведень.

На трикутнику Ейнтховена визначають нульову точку диполя (центр трикутника). З неї проводять перпендикуляри до I та III відведень, що визначають положення нуля на координатних осях відведень. Величина алгебраїчної суми зубців QRS, з урахуванням знаку (позитивна або негативна) в

довільно обраному масштабі відкладається на позитивну або негативну частину осі відповідного відведення. Ці величини (відповідні алгебраїчним суммам амплітуд зубців) фактично є проекціями шуканої ЕОС на осі I і III стандартних відведень. З кінців цих проекцій проводять перпендикуляри до осей відведень. Точка перетину перпендикулярів з'єднується з центром системи. Ця лінія і є електричною віссю серця (Рис.3.4).

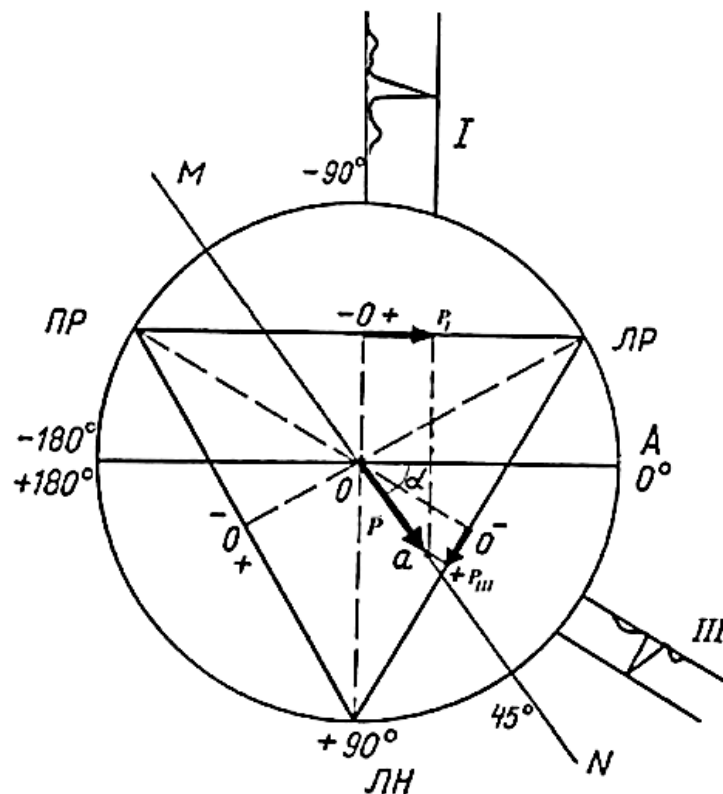


Рис. 3.4 – Побудова ЕОС за трикутником Ейнтховена.

Також висновок про положення електричної осі можна зробити при порівнянні амплітуд зубців R у трьох стандартних відведеннях ЕКГ. В нормі електрична вісь серця збігається з анатомічною. На ЕКГ це відображається співвідношенням зубців $R_2 > R_1 > R_3$ – нормограма.

При відхиленні електричної осі вправо на ЕКГ визначається правограма, для якої характерно співвідношення $R_3 > R_2 > R_1$. Правограма свідчить про вертикальний анатомічний зсув осі серця або про порушення проведення збудження по правому шлуночку.

При відхиленні електричної осі серця вліво на ЕКГ визначається лівограма, для якої характерно співвідношення $R_1 > R_2 > R_3$. Лівограма

свідчить про горизонтальний анатомічний зсув осі серця або про порушення проведення збудження по лівому шлуночку.

Також визначення ЕОС можна зробити за допомогою діаграми Дьєда (Додаток 13).

3.2 Методичні вказівки та порядок виконання роботи

Завдання 1. Запис електрокардіограми.

1. Ознайомитись з приладом для реєстрації електрокардіограми, перевірити наявність заземлення.

2. Ввімкнути прилад і при нульовому положенні перемикача відведень дати прогрітись 10-15 хв. Встановити підсилення так, щоб калібрувальному сигналу в 1 мВ відповідало відхилення реєструючої системи на 1 см.

3. Пацієнта розмістити на кушетці. Накласти електроди у відповідності з описаними видами накладання при біполярних відведеннях (червоний на праву руку, жовтий – на ліву, далі зелений на ліву ногу). Закріпити електрод заземлення (чорний) на правій нозі (Рис.3.5).

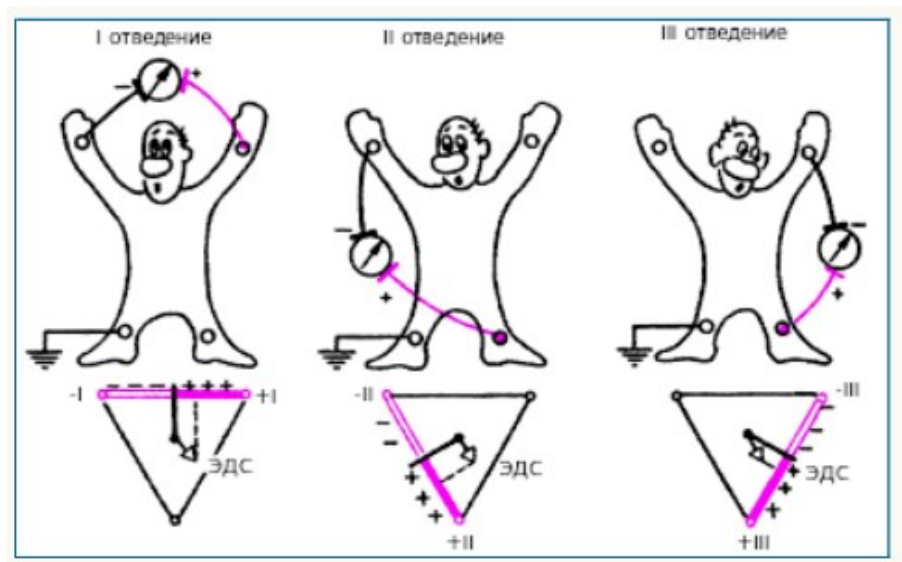


Рис. 3.5 – Схема відведень при електрокардіографії. Внизу – трикутник Ейнтховена, кожна сторона якого є віссю того чи іншого стандартного відведення

Для забезпечення доброго електричного контакту між електродами і шкірою місце накладання електродів знежирити та помістити на нього марлеві серветки, змочені 10% розчином NaCl, або використати електродний гель. Для найкращого прилягання електродів, їх слід розмістити на шкірі як мінімум за 5 хвилин до початку процедури калібрування. Розташуйте електродні дроти так, щоб вони не тягнули електроди. Затискач електродного кабелю (місце з'єднання кабелю з електродними дротами різних кольорів) розташуйте так, щоб послабити натяг кабелю (наприклад, закріпивши на одязі пацієнта). Пацієнт не повинен торкатися жодних металевих предметів (кранів, труб тощо) і повинен зняти будь-які браслети (на руках і ногах).

4. Записати калібрувальний сигнал.

5. Виконати запис у I, II та III відведеннях (по 3 або більше кардіоінтервали), відмічаючи на стрічці вид відведення.

Завдання 2. Розшифровка і аналіз ЕКГ.

1. Визначити локалізацію водія ритму. Оскільки в нормі водієм ритму є синусний вузол і збудження передсердь передують збудженню шлуночків, зубець Р повинен бути перед шлуночковим комплексом.

2. Оцінити ритмічність серцевих скорочень. Для цього слід виміряти не менше 5-ти інтервалів R-R (відстань між верхівками зубців двох послідовних серцевих циклів). Результати занести в таблицю 3.4. Розрахувати середню тривалість одного циклу. Зробити висновок, виходячи з того, що якщо тривалість кожного з взятих циклів не відрізняється від середнього значення більш ніж на 10%, то ритм вважається правильним. При більшому відхиленні роблять висновок про наявність неправильного ритму, або аритмії.

Примітка: Для отримання тривалості інтервалу R-R в секундах необхідно помножити число клітинок (1 мм), які розташовані всередині одного R-R інтервалу, на її часовий еквівалент:

0,02 с – при запису зі швидкістю стрічки 50 мм/с,

0,04 с – при запису зі швидкістю стрічки 25 мм/с.

Таблиця 3.4 – Результати вимірювання тривалості R-R інтервалів

№ R-R інтервалу	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Середнє значення
Тривалість, с										
Відхилення від середнього значення, %										

3. Розрахувати частоту серцевих скорочень (ЧСС). Для цього середню тривалість одного серцевого циклу (час інтервалу RR), виражену в секундах (з таблиці 3.4), підставити в формулу: $ЧСС = 60 / [RR]$. Якщо ритм серця правильний (див. п.2), отримана частка буде відповідати числу серцевих скорочень за хвилину. Зробіть висновки, виходячи з того, що ЧСС, яка дорівнює 60-90 уд/хв., свідчить про нормокардію, уповільнення ЧСС (менше 60 уд/хв.) – про брадикардію, прискорення ЧСС (більше 90 уд/хв.) – про тахікардію.

4. Визначити вольтаж ЕКГ. Для цього вимірюють амплітуду зубців R у стандартних відведеннях. Якщо амплітуда найвищого зубця R у стандартних відведеннях не перевищує 0,5 мВ, або сума амплітуд цих зубців в усіх трьох відведеннях менша 1,5 мВ, то вольтаж ЕКГ вважається зниженим.

5. Провести вимірювання окремих елементів ЕКГ. Результати занести в таблицю 3.5.

Висоту зубців виміряти у II стандартному відведенні. Для цього на одному (типовому) кардіоциклі провести ізоелектричну лінію (як правило, співпадає з сегментом Т-Р; якщо мав місце дрейф нуля, зробити поправку), позначити зубці та виміряти їх висоту, враховуючи напрям (позитивні чи негативні); якщо негативні – значення слід заносити в таблицю зі знаком «-». Визначити напрям зубців у I та III відведеннях («+» або «-»).

Ширину зубців та тривалість сегментів та інтервалів оцінити за тим відведенням, де ці параметри мають найкращу вираженість (переважно, це II відведення), попередньо позначивши їх аналогічно Рис.3.2.

Ретельно проаналізувати форму шлуночкового комплексу в усіх відведеннях. Відзначити ізоелектричність сегмента S-T.

Таблиця 3.5 – Кількісні характеристики компонентів ЕКГ.

Компоненти ЕКГ	Значення у II відведенні	Напрямок у I та III відведеннях
P, мВ		
Q, мВ		
R, мВ		
S, мВ		
T, мВ		
Амплітуда комплексу QRS, мВ		—
Інтервал P-Q, с		
Тривалість комплексу QRS, с		
Q-T, с		
Належна систола, с	за формулою Базета: _____	за табл.3: _____
СП, %		
СП належний		

6. Визначити положення електричної осі серця: заповнити таблицю 3.6, виконати графічну побудову на трикутнику Ейнтховена (Рис. 3.6) та виміряти кут альфа.

Таблиця 3.6 – Результати аналізу комплексу QRS у I та III відведеннях.

Компоненти ЕКГ	I відведення	III відведення
Q, мВ		
R, мВ		
S, мВ		
Алгебраїчна сума, мВ		

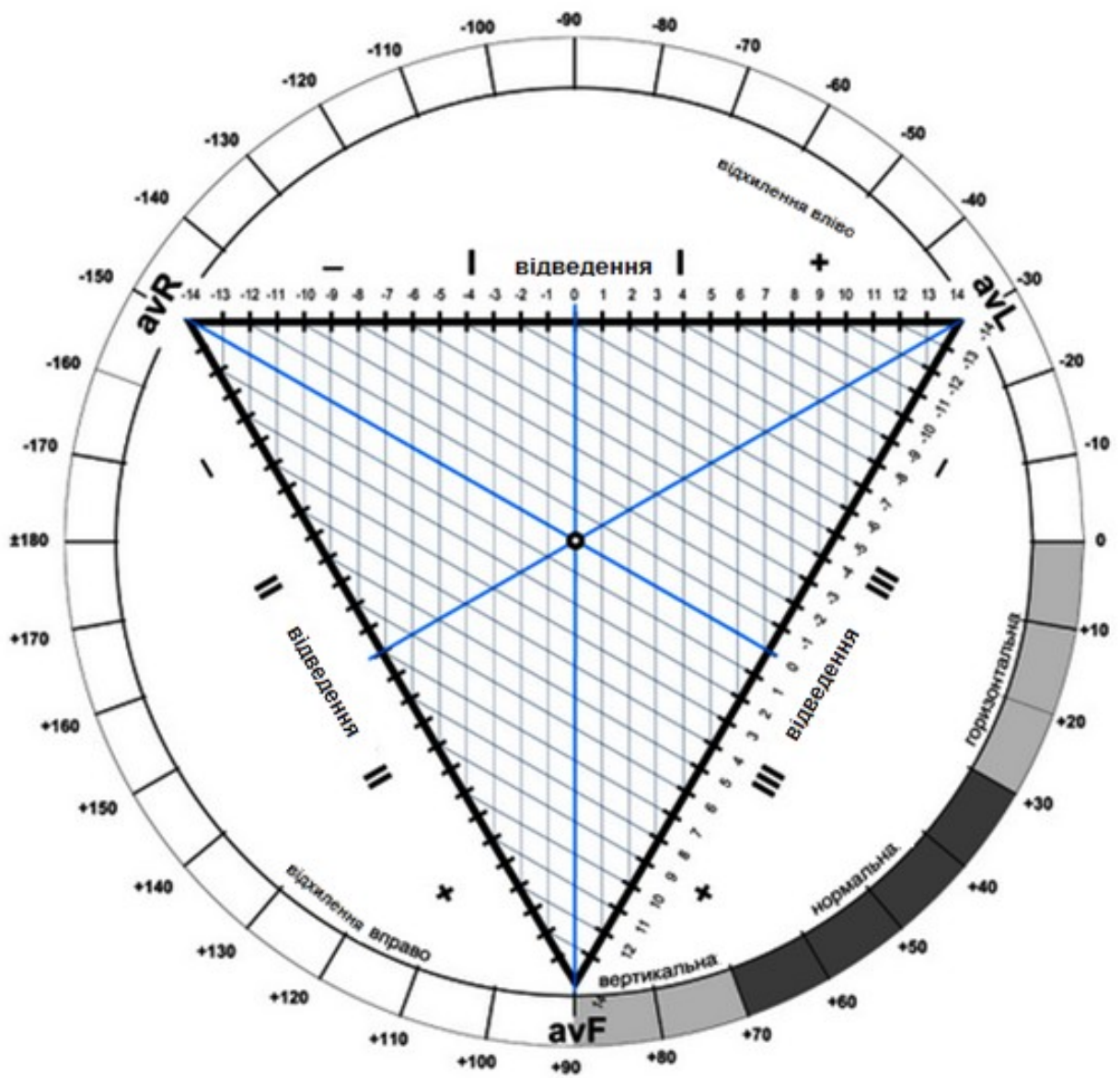


Рис. 3.6 – Шаблон для графічної побудови осі серця на трикутнику Ейнтховена.

7. Зробити висновки за пп.6.1 – 6.6 згідно алгоритму аналізу ЕКГ, порівняти власні показники з нормою.

Контрольні питання

1. Механізм автоматії серця. Як довести її наявність?
2. Перерахуйте елементи провідної системи серця в порядку поширення збудження

3. Що таке справжні і латентні водії ритму?
4. Яке фізіологічне значення має тривалий абсолютний рефрактерний період клітин робочого міокарда?
5. Поясніть механізм електромеханічного sprzęження в міокарді.
6. Що таке градієнт автоматії в провідній системі серця? Наведіть його кількісні характеристики та поясніть його фізіологічне значення.
7. Поясніть, що таке інтегральний електричний вектор серця.
8. Дайте визначення електрокардіограми. Які допущення приймають при моделюванні електрокардіограми?
9. Які відведення застосовують при проведенні електрокардіографії?
10. Дайте визначення трикутника Ейнтховена. Сформулюйте закон Ейнтховена.
11. Перевірте виконання закону Ейнтховена за своїми даними.
12. Розрахуйте інтегральний електричний вектор серця в момент кардіоциклу, що відповідає вершині R-зубця.
13. Які фактори можуть викликати спотворення ЕКГ сигналу? Як мінімізувати їхній вплив?
14. Який порядок проведення аналізу ЕКГ?
15. Чому відповідають зубці P, Q, R, S, T електрокардіограми, інтервали P-Q, Q-T, T-P, сегмент S-T?
16. У хворого знайшли уповільнення атріовентрикулярної провідності. Як це встановили?

4 ВИЗНАЧЕННЯ ТРИВАЛОСТІ СЕРЦЕВОГО ЦИКЛУ ЗА ПУЛЬСОМ

4.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета роботи: Визначити кількісні зміни ЧСС в стані спокою, при навантаженні та після відновлення. Порівняти ці зміни в групі людей

Прилади та матеріали: Секундомір.

Робоче завдання

1. Ознайомитись з методиками дослідження пульсу.
2. Визначити тривалість серцевого циклу
3. Визначити зміни ЧСС при фізичному навантаженні та після відновлення

Теоретичні відомості

Під час діяльності серця виникає ряд механічних, звукових і електричних явищ, реєструючи і аналізуючи які можна характеризувати стан серцево-судинної системи у людини.

Дослідження пульсу відноситься до основних клінічних і фізіологічних методів дослідження серцево-судинної системи у людини.

Артеріальний пульс – коливання артеріальної стінки, викликане систолічним підвищенням тиску в артеріях. Він відображає діяльність серця і функціональний стан артерій. Артеріальний пульс можна досліджувати шляхом пальпації будь-якої доступної артерії (Рис.4.1). Розрізняють центральний (на аорті, сонних артеріях) та периферичний (на променевій артерії, підколінній артерії, артерії тильного боку стопи) пульс.

При пальпації можна визначити ряд клінічних характеристик пульсу (частоту, ритмічність, амплітуду, напруження, швидкість).

Частота пульсу характеризує частоту серцевих скорочень. Коли серцебиття нормальне, то частота пульсу дорівнює частоті скорочень серця. У стані спокою частота пульсу коливається від 60 до 80 в хвилину. Зменшення частоти пульсу (менше 60) називається брадикардією, а почастищення (більше 80) – тахікардією.

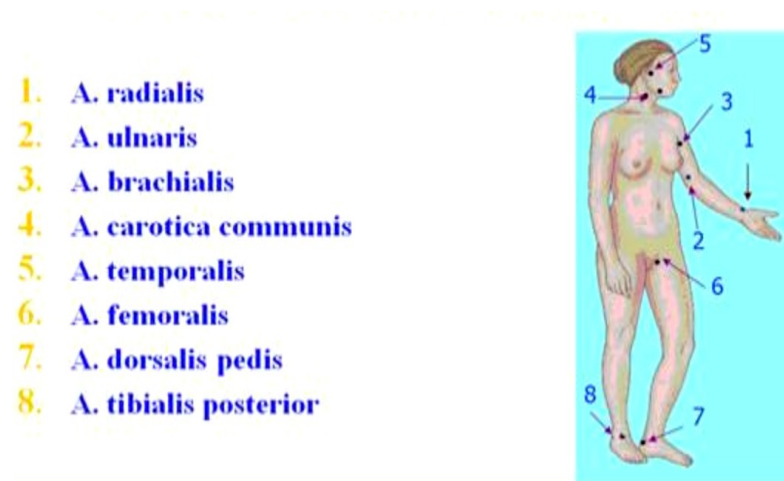


Рис.4.1 – Визначення пульсу на артеріях.

Ритмічність пульсу. У нормі серце скорочується досить ритмічно. Але разом з тим спостерігаються невеликі зміни ритму, пов'язані з фазами дихання. В кінці фази видиху частота скорочень серця зменшується, що пов'язано з підвищенням тону блукаючих нервів, а під час вдиху частота дещо зростає. Це дихальна аритмія. Найбільш виражені аритмії пульсу спостерігаються при патології серця. Наприклад, екстрасистолії або зменшення сили серцевих скорочень супроводжуються дефіцитом пульсу – станом, при якому число пульсових коливань менше числа серцевих скорочень. Це обумовлено тим, що відбувається випадання окремих пульсових коливань в результаті значного зменшення обсягу серцевого викиду, який не створює підвищення тиску крові в аорті, достатнього для поширення пульсової хвилі до периферичних артерій.

Амплітуда пульсу (наповнення пульсу) – це амплітуда коливання стінки судини. Амплітуда пульсу залежить в першу чергу від величини систолічного об'єму серця. На неї також впливає еластичність судин: при однаковому

ударному об'ємі амплітуда пульсу тим менше, чим більше еластичність судини і, навпаки.

Напруження пульсу (твердість пульсу) оцінюється тим зусиллям, яке необхідно докласти, щоб здавити артерію до припинення її коливань. За цією ознакою розрізняють м'який і твердий пульс. Ступінь напруження пульсу залежить від рівня артеріального тиску: при його підвищенні пульс стає твердим або напруженим (судину важко стиснути), при зниженні – м'яким (при зниженні артеріального тиску достатньо легко натиснути на артерію, як пульс зникає).

Швидкість пульсу – це швидкість, з якою відбувається підвищення тиску в артерії під час підйому пульсової хвилі і зниження під час її спаду. Розрізняють швидкий і повільний пульс. Швидкий пульс спостерігається при недостатності аортального клапана, коли тиск в судині швидко падає після закінчення систоли. Повільний пульс спостерігається при звуженні аортального гирла, коли тиск в посудині повільно наростає під час систоли.

Для більш детального аналізу пульсу проводиться його графічна реєстрація, що дозволяє реєструвати окремі пульсові хвилі. Запис пульсу артеріальної судини має назву сфігмограми.

4.2 Методики вимірювання частоти серцевих скорочень за пульсом

1. Розмістити вказівний і безіменний пальці між горлом і великим м'язом на шії, щоб знайти сонну артерію за її пульсацією (Рис.4.2). Вказівним, середнім, підмізинним пальцями одночасно злегка притиснути сонну артерію, а потім відпустити до найбільш відчутних коливань.

Увага! не тисніть на сонну артерію занадто сильно, так як це може викликати запаморочення.

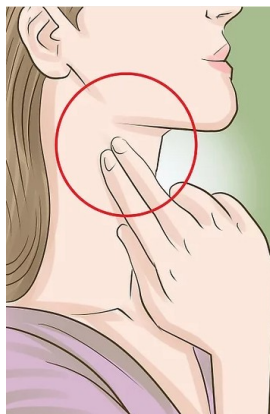


Рис.4.2 – Визначення пульсу на сонній артерії

2. Знайти променеву артерію, яка розташована між кісткою і сухожиллям, провівши пальцем лінію від великого пальця до зап'ястя (Рис.4.3). Злегка притиснути пальці до кістки, а потім відпустити до найбільш відчутних коливань і підрахувати частоту пульсу.

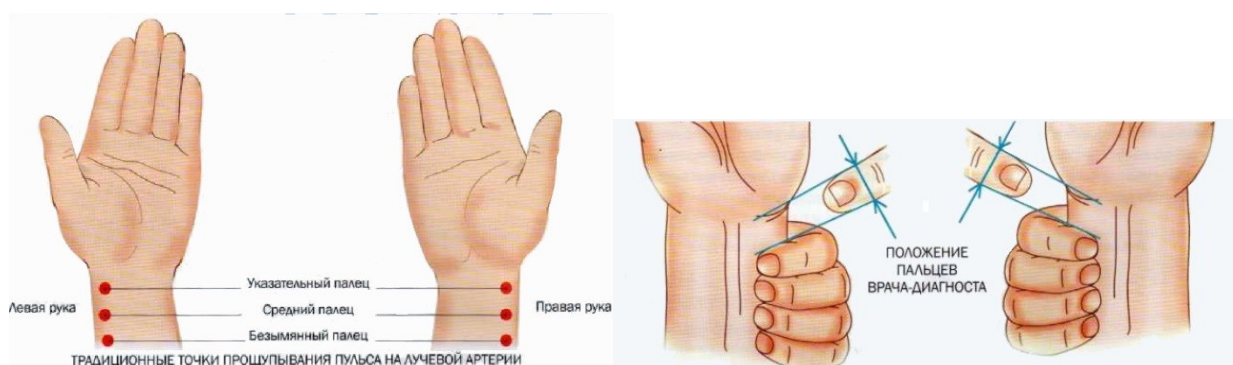


Рис.4.3 – Визначення пульсу на променевій артерії

3.3 Методичні вказівки та порядок виконання роботи

Завдання 1. Визначення тривалості серцевого циклу за пульсом.

Нащупати пульс променевої артерії у себе або у колеги: на лівій руці та на правій руці. Завважити, чи є пульс променевої артерії на лівій та правій руці ідентичним.

Підрахувати кількість пульсових ударів за 10 с (кілька разів протягом 3 хв). Розділивши 10 с на кожне число підрахованих пульсових ударів, визначити тривалість одного серцевого циклу за кожні 10 с підрахунку. Результати занести в таблицю 4.1.

Таблиця 4.1 – Визначення тривалості серцевого циклу

Час вимірювання	Кількість пульсових ударів	Тривалість серцевого циклу, с
10 с		
10 с		
10 с		
60 с		

Потім визначити кількість пульсових ударів за 1 хв. Розділивши 60 с на число підрахованих пульсових ударів, визначити середню тривалість одного серцевого циклу в секундах. Завважити, чи є різниця у тривалості серцевого циклу при різних способах підрахунку.

Завдання 2. Підрахунок пульсу пальпаторним методом.

1. Посидіти в спокої принаймні 5 хвилин. Підрахувати пульс, вимірюючи його на сонній артерії в стані спокою протягом 1 хвилини. Результати занести в таблицю.
2. Виконати 20 присідань (рис.4.4) і одразу після цього виміряти ЧСС на сонній артерії протягом 10 секунд. Отриманий результат помножити на 6, занести в таблицю.

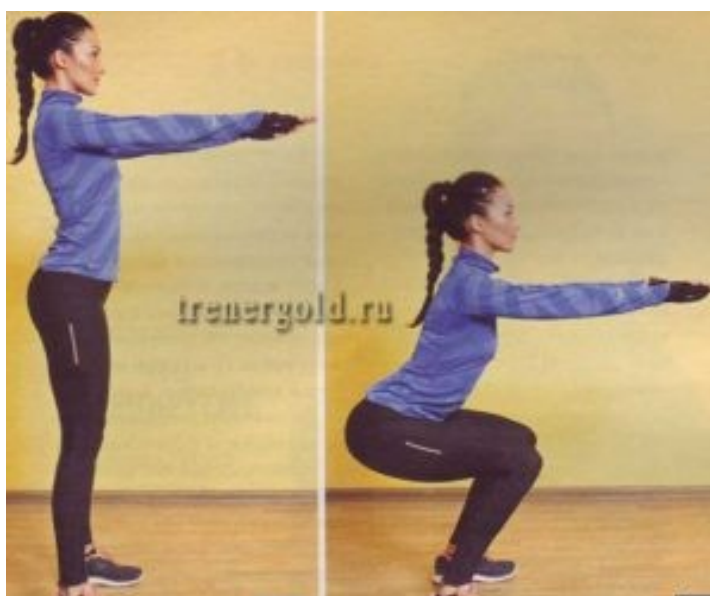


Рис.4.4 – Виконання вправ.

3. Через 1 хв повторити вимірювання ЧСС за 10 с. Отриманий результат помножити на 6, занести в таблицю.
4. Через 2 хв повторити вимірювання ЧСС за 10 с. Отриманий результат помножити на 6, занести в таблицю 4.2.

Таблиця 4.2 – Визначення зміни ЧСС в стані спокою, при навантаженні та після відновлення

	Час вимірювання	Кількість пульсових ударів	ЧСС, хв ⁻¹
У стані спокою	протягом 1 хвилини		
Одразу після навантаження	протягом 10 с		
Через 1 хв після навантаження	протягом 10 с		
Через 2 хв після навантаження	протягом 10 с		

Завдання 3. Аналіз отриманих результатів.

1. Створити в електронному (Excel) та паперовому вигляді таблицю, в яку внести результати вимірювань ЧСС та розрахунок тривалості кардіоциклу студентів усієї групи
2. Створити таблиці окремо для хлопців, окремо для дівчат.
3. В таблицях (дівчата, хлопці), взявши ЧСС спокою, вирахувати відсоток змін індивідуального ЧСС після навантаження та відновлення.
4. Вирахувати середні значення процентних змін ЧСС по групах (дівчата, хлопці) після навантаження та кожного відновлення.
5. Проаналізувати дані: провести порівняння середньогрупових значень ЧСС та своїх власних.

6. Зробити висновки, в яких:
 - 6.1. Охарактеризувати власний показник ЧСС в стані спокою відносно норми
 - 6.2. Пояснити кількісний (процентний) показник своєї реакції на навантаження (процент відміни від середньогрупового, тренуваність)
 - 6.3. Охарактеризувати власну динаміку відновлення

Контрольні питання.

1. Поясніть механізм створення артеріального пульсу.
2. Чи можна спостерігати пульс на венах? Як це зробити?
3. Які характеристики пульсу можуть бути визначені при пальпації?
4. Від чого залежить амплітуда пульсу?
5. Які фактори впливають на частоту пульсу?
6. Що таке дефіцит пульсу?
7. Яку перевагу має визначення центрального пульсу порівняно з визначенням периферичного?
8. Яку перевагу має методика визначення тривалості серцевого циклу шляхом підрахунку пульсу за кожні 10 с при навантаженні порівняно з методикою підрахунку протягом 1 хвилини?
9. В яких випадках вимірювання ЧСС за 60 с або за 10 с є більш інформативним?
10. Поясніть відмінності частоти пульсу в стані спокою та після фізичного навантаження, при глибокому вдиху та видиху.
11. Що називають дихальною аритмією?
12. Як блукаючий нерв впливає на частоту серцевих скорочень?
13. Як симпатичний нерв впливає на частоту серцевих скорочень?
14. Поясніть механізм посилення і прискорення серцебиття у спортсменів у передстартовому стані. Яке значення має цей факт?

5 ДОСЛІДЖЕННЯ ПАРАМЕТРІВ СИСТЕМНОЇ ГЕМОДИНАМІКИ ТА НАСОСНОЇ ФУНКЦІЇ СЕРЦЯ.

5.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета: Визначити параметри системної гемодинаміки та насосної функції серця за показниками артеріального тиску та частоти серцевих скорочень.

Прилади та матеріали. Сфігмоманометр, фонендоскоп, секундомір.

Робоче завдання.

1. Ознайомитися з принципами і методикою аускультативного метода вимірювання артеріального тиску крові.
2. Виміряти артеріальний тиск та частоту серцевих скорочень.
3. За даними АТ та ЧСС розрахувати показники системної гемодинаміки та насосної функції серця

Теоретичні відомості

Аускультативний метод вимірювання артеріального тиску крові (за способом Короткова)

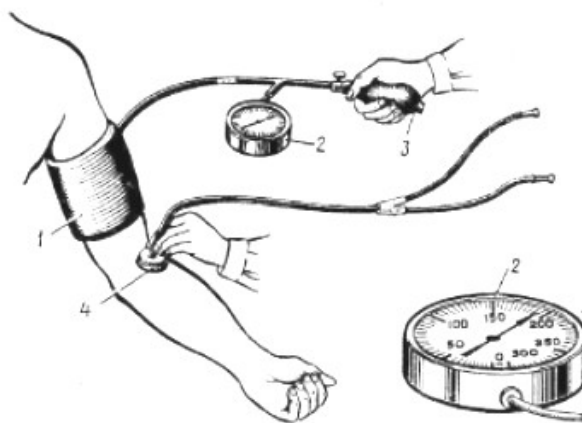


Рис.5.1 – Вимірювання артеріального тиску крові за способом Короткова.

1 – манжета, яка надягається на руку пацієнта; 2 – манометр, що вимірює тиск повітря; 3 – нагнітач повітря з регульованим клапаном спуску.

Для вимірювання кров'яного тиску у людини використовується сфігмоманометр (тонометр). Основними частинами його є порожниста гумова манжета, нагнітальна гумова груша і пружинний (або ртутний) манометр. Усі частки приладу з'єднані герметично. Додається фонендоскоп.

Обстежуваний сідає боком до столу, руку вільно кладе на стіл долонею догори. На оголене плече щільно (однак, щоб не стискувала тканини) накладають манжетку сфігмоманометра. На гумовій груші закривають гвинтовий клапан. В ліктьовій ямці знаходять пульсуючу плечову артерію, на яку ставлять фонендоскоп. Грушою в манжетку швидко нагнітають повітря, прослуховуючи спочатку появу, а потім зникнення пульсу, потім ще нагнітають повітря, створюючи тиск явно вище максимального (на 20–30 мм рт. ст.).

Легенько привідкривають гвинтовий кран і випускають повітря з манжетки. Відмічають появу тонів Короткова, які прослухуються в ритмі серцевих скорочень. Величина тиску в манжетці в момент появи тонів відповідає систолічному тиску.

Продовжуючи прослуховування тонів, спостерігають за подальшим зникненням тонів. Момент зникнення тону відповідає діастолічному тиску крові.

Вимірювання тиску не слід робити довше однієї хвилини, тому що тривале стиснення судин призводить до збільшення об'єму дистальної частини кінцівки і кровообіг у ній порушується.

Вимірювані та розрахункові показники артеріального тиску:

При вимірюванні тиску крові визначають:

- Максимальний (систолічний) тиск.
- Мінімальний (діастолічний) тиск.
- Важливі розрахункові показники:
- Пульсовий тиск — визначається за різницею між систолічним і діастолічним тиском.
- Середній тиск — для його визначення підсумовується величина діастолічного тиску і 1/3 пульсового тиску.

Нормальними величинами артеріального тиску крові для осіб молодого віку вважають 110–120 мм рт. ст. – максимальний і 70–80 мм рт. ст. – мінімальний тиск. З віком тиск крові дещо зростає.

5.2 Розрахунок параметрів системної гемодинаміки та насосної функції серця

Об'єм циркулюючої крові (ОЦК).

Для чоловіків: $\text{ОЦК (л)} = 2,8 \times \text{ППТ (м}^2\text{)}$

Для жінок: $\text{ОЦК (л)} = 2,4 \times \text{ППТ (м}^2\text{)}$

де ППТ – площа поверхні тіла.

Ударний об'єм (УО), хвилинний об'єм кровообігу (ХОК), серцевий індекс (СІ), ударний індекс (УІ).

Дані показники характеризують безпосередню насосну функцію серця і визначають доставку кисню тканинам (Жизневский Я.А., 1994). Визначення УО дозволяє обчислити інші параметри гемодинаміки (хвилинний об'єм кровообігу, загальний периферичний опір судин, легеневий опір судин та ін.), що надає більш повну картину функціонування системи кровообігу.

Ударний, або систолічний об'єм (УО) – об'єм крові, що виштовхується шлуночком за одне скорочення.

Хвилинний об'єм кровообігу (ХОК) характеризує загальну кількість крові, що перекачується правим і лівим відділом серця протягом однієї хвилини в серцево-судинній системі. Залежить від віку, статі, маси тіла, температури навколишнього повітря, інтенсивності фізичного навантаження. Розмірність хвилинного об'єму кровообігу – л /хв або мл /хв.

Способи визначення хвилинного об'єму кровообігу.

- а. **Розрахунковий** спосіб визначення ударного об'єму лівого шлуночка за допомогою **формули Старра** (запропоновано у 1954 р. на основі експериментального матеріалу і клінічних спостережень: (Starr I., 1954).

$$УО = 90,97 + 0,54 \times АТ_{пульс.} - 0,57 \times АТ_{діаст.} - 0,61 \times В,$$

- де УО – ударний об'єм лівого шлуночка (мл)
 $АТ_{пульс.}$ – пульсовий артеріальний тиск (мм рт. ст),
 $АТ_{діаст.}$ – діастолічний артеріальний тиск (мм рт. ст.)
В – вік обстежуваного (роки).

Формула Старра дає достовірні результати при обстеженні здорових людей у стані спокою.

$$ХОК = УО \times ЧСС,$$

- де ХОК – хвилинний об'єм кровообігу,
ЧСС – частота серцевих скорочень

в. **Метод Фіка.** Суть методу:

За концентрацією кисню в артеріальній і венозній крові можна встановити артеріовенозну різницю по кисню. Розрахувавши вміст кисню, поглиненого протягом 1 хвилини, можна обчислити об'єм крові, що протікає через легені за той самий відрізок часу, або хвилинний об'єм серця. Отже:

$$ХОК = \frac{\text{Споживання кисню}}{\text{Артеріовенозна різниця по кисню}}$$

Знаючи частоту серцевих скорочень, визначають ударний об'єм серця. Всі варіанти методики розведення барвника-індикатора, що дозволяють виміряти серцевий викид, засновані на принципі Фіка. Обмеження способу: під час порожнинних операцій

с. **Спосіб термодилуції** – є «золотим стандартом» визначення хвилинного об'єму кровообігу і ударного об'ємів серця (Метцлер Х., 1997).

Спосіб полягає в катетеризації легеневої артерії та введенні через неї в праве передсердя певної кількості розчину (2,5; 5 або 10 мл), температура якого менше температури тіла хворого (зазвичай кімнатної температури

або крижаний). При цьому відбувається зміна температури крові, що контактує з термістором в легеневій артерії. Ступінь зміни обернено пропорційна хвилинному об'єму кровообігу. Графічне зображення залежності змін температури від часу являє собою криву термодилуції. ХОК визначають за допомогою комп'ютерної програми, яка інтегрує площу під кривою. Знаючи частоту серцевих скорочень, розраховують ударний об'єм серця.

Серцевий індекс – це величина хвилинного об'єму кровообігу, поділена на площу поверхні тіла в м^2 . Застосовують, щоб нівелювати вплив індивідуальних антропометричних відмінностей на величину ХОК. Розмірність серцевого індексу – $\text{л} / (\text{хв} \times \text{м}^2)$. Середні величини серцевого індексу коливаються від 2 до 4 $\text{л} / (\text{хв} \times \text{м}^2)$ (частіше наводяться величини порядку 3–3,5 $\text{л} / (\text{хв} \times \text{м}^2)$).

Ударний індекс (УІ) – відношення ударного об'єму до площі поверхні тіла (ППТ, м^2). Розраховують за формулою:

$$\text{УІ} = \text{УО} / \text{ППТ} (\text{л} / \text{м}^2)$$

Розрахунок площі поверхні тіла людини наведено у Додатку 5.

5.3 Порядок виконання роботи

1. Ознайомитися з принципами і методикою аускультативного метода вимірювання артеріального тиску крові (за способом Короткова), виміряти в положенні сидячи ЧСС та АТ 3 рази. Перед кожним вимірюванням необхідно перебувати в спокої сидячи не менше 5-х хвилин, інтервал між вимірюваннями не менше 2-х хвилин. Результати занести в таблицю 5.1.

Таблиця 5.1 – Результати вимірювання показників артеріального тиску крові та ЧСС.

Виміри	Кров'яний тиск, мм рт. ст.				ЧСС
	Систолічний	Діастолічний	Пульсовий	Середній	
	мм рт.ст.	мм рт.ст.	мм рт.ст.	мм рт.ст.	уд/хв
1					
2					
3					
середнє					

2. Розрахувати площу поверхні тіла, ударний об'єм (УО), хвилинний об'єм кровообігу (ХОК), серцевий індекс (СІ), ударний індекс (УІ).

3. Порівняти значення власного серцевого індексу з середньостатистичним.

4. Розрахувати:

a. Роботу (статичний компонент), що виконує лівий шлуночок за одне скорочення та за 1 хвилину

b. Роботу серця за 1 хвилину, вважаючи, що швидкість крові в аорті дорівнює 0,4 м/с

c. Потужність серця під час систоли шлуночків. Тривалість систоли можна приблизно визначити за формулою Базета:

$$t = k \times \sqrt{\text{тривалість кардіоциклу (в секундах)}},$$

де k – коефіцієнт, який для чоловіків становить 0,37, а для жінок 0,40.

d. Загальний периферичний опір судин (МПа \times с/ м³)

Контрольні питання.

1. Назвіть основні гемодинамічні параметри. Як вони пов'язані між собою?
2. Що таке максимальний, мінімальний, пульсовий, середній кров'яний тиск?
3. Які фактори зумовлюють величину кров'яного тиску?
4. Як змінюються опір, тиск крові і швидкість кровотоку в різних ділянках судинного русла?
5. У якій частині судинної системи відбувається різке падіння кров'яного тиску і чому?
6. Як виміряти артеріальний тиск за способом Короткова?
7. Яким має бути систолічний, діастолічний і пульсовий тиск у здорової людини 20–25 років?
8. Які ви знаєте механізми регуляції кров'яного тиску?
9. Способи визначення хвилинного об'єму кровообігу.
10. Застосовність формули Старра.

6 ФУНКЦІОНАЛЬНІ ПРОБИ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ

6.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета роботи: Засвоїти методику оцінки функціонального стану серцево-судинної системи (функціональні проби) людини.

Прилади та матеріали: Сфігмоманометр, фонендоскоп, секундомір, цифровий вимірювач артеріального тиску та частоти пульсу, кардіомонітор.

Робоче завдання

1. Визначити частоту серцевих скорочень та артеріальний тиск у спокої.
2. Виконати ортостатичну пробу
3. Виконати пробу Мартіне-Кушелевського
4. Дати оцінку змінам частоти серцевих скорочень та артеріального тиску при виконанні функціональних проб

Теоретичні відомості

Функціональні проби – це різні дозовані навантаження або впливи, що дозволяють об'єктивно оцінити функціональний стан систем організму. Застосовують проби для оцінки регуляторних гемодинамічних реакцій на зміну положення тіла та функціональні проби з фізичним навантаженням.

Функціональні проби з фізичним навантаженням можна поділити на дві основні групи: проби на зусилля; проби на відновлення. Функціональні проби на відновлення: 1) дають можливість якісно оцінити характер реакції (адаптації) на те чи інше навантаження; 2) відображають швидкість і ефективність відновних процесів. Під час проведення даних проб враховують зміни показників після припинення навантаження.

Кліноstaticчна проба.

Проба використовується для визначення реакції серцево-судинної системи на перехід із вертикального положення в горизонтальне.

У обстежуваного вимірюють кров'яний тиск і підраховують ЧСС у положенні стоячи. Потім все це повторюють через 5 хвилин після того, як він переходить у положення лежачи. У нормі відмічається уповільнення пульсу на 6-10 ударів/хв. Більш різке уповільнення пульсу вказує на підвищений тонус парасимпатичної нервової системи.

Ортостатична проба.

Використовується для визначення реакції серцево-судинної системи на перехід із горизонтального положення у вертикальне.

У обстежуваного вимірюють артеріальний тиск і частоту пульсу в положенні лежачи (він повинен до цього лежати не менш 5 хвилин). Потім він встає, і знову проводять ці самі дослідження у положенні стоячи – негайно та через 1, 3 та 5 хв.

При ортостатичній пробі, при переході з горизонтального положення у вертикальне, у венах нижніх кінцівок депонується 300-800 мл крові, що викликає зменшення венозного повернення до серця, кровонаповнення його порожнин, УО та ХОК. Як наслідок спостерігається зниження артеріального тиску.

Слідом за цим включаються рефлекторні регуляторні механізми. Компенсаторні реакції серцево-судинної системи полягають у збільшенні ЧСС, підвищенні тону судинної стінки (звуження судин), перерозподілі об'єму циркулюючої крові, що веде до підвищення (нормалізації) АТ. ЧСС може підвищитися на 30%. Цьому може сприяти і збільшення викиду катехоламінів наднирниками. Поверненню крові з нижніх кінцівок при вертикальному положенні тіла допомагає також активація скорочувальної діяльності скелетної мускулатури (м'язовий насос). При тривалому стоянні підключаються регуляторні механізми нешвидкого реагування і тривалої дії.

Оцінка ортостатичної проби. В нормі у здорових людей частота серцевих скорочень збільшується на 14 – 16 ударів на хвилину відразу після вставання і стабілізується через 3 хвилини (як правило на 6 – 10 уд/хв вище, ніж у спокої лежачи). Якщо реакція більш виражена, це може говорити про підвищену реактивність симпатичного відділу вегетативної нервової системи. Така реакція

характерна для нетренованих осіб. У спортсменів і добре тренованих осіб різниця в пульсі при ортостатичній пробі може коливатися в межах 5 – 15 уд/хв.

Що стосується артеріального тиску, то систолічний в нормі трохи підвищується або залишається незмінним, а діастолічний збільшується в межах 10 – 15% в порівнянні зі станом спокою в положенні лежачи. Гемодинамічні реакції вважають нормальними, якщо через 10 хв після переходу у вертикальне положення систолічний тиск знаходиться в межах $\pm 5\%$ вихідної величини, а діастолічний знижується не більше ніж на 5 мм рт.ст.

Проба зі стандартним фізичним навантаженням (проба Мартіне-Кушелевського)

Перед початком проби визначають вихідний рівень АТ і ЧСС в положенні сидячи. Для цього накладають манжету тонометра на ліве плече і через 1–1,5 хв (час, необхідний для зникнення тактильного рефлексу, який виникає при накладенні манжети) вимірюють АТ і ЧСС. Вимірювання повторюють тричі і розраховують середнє арифметичне. Результати вихідних даних записують.

Потім, не знімаючи манжети, виконують 20 глибоких повних присідань (під час присідання руки повинні бути витягнуті вперед, а при випрямленні опускаються вниз).

Після навантаження обстежуваний сідає, у нього негайно вимірюють ЧСС за та артеріальний тиск. Якщо АТ вимірюють за допомогою механічного сфігмоманометра, а ЧСС – за пульсом, то ЧСС реєструють протягом перших 10 с; протягом наступних 40 с вимірюють АТ.

Через 1, 2, 3, 5 хвилин періоду відновлення у нього реєструють ЧСС та вимірюють АТ. Вимірювання виконують до тих пір, поки ЧСС не повернеться до вихідного показника, причому дана величина повинна повторитися 3 рази поспіль, що обумовлено ймовірністю виникнення «негативної фази пульсу» (тобто зменшення його величини нижче від початкового рівня на 2–4 удари), що може бути результатом надмірного підвищення тону парасимпатичного відділу нервової системи або наслідком вегетативної дисфункції.

Реєструють фактичний час періоду відновлення.

У здорових людей пульс частішає не більш, ніж на 30 % від вихідної величини і повертається до неї не пізніше, ніж через 3 хвилини. Якщо пульс не повернувся до вихідного рівня протягом 3-х хвилин, відновний процес слід вважати незадовільним.

Функціональна проба Руф'є-Діксона.

Обстежуваний лягає на спину, через 5 хвилин підраховують пульс за 15 секунд, далі перераховують ЧСС за 1 хвилину (P1). Потім обстежуваний виконує 30 присідань за 45 секунд, знову приймає горизонтальне положення і йому підраховують число пульсових ударів за 15 секунд (отриманий результат перераховують за 1 хвилину – P2). Третій підрахунок ЧСС виконують за останні 15 секунд 1-ої хвилини після навантаження (P3). Визначають індекс Руф'є-Діксона за формулою:

$$IPD = (P2 - 70) + (P3 - P1) / 10$$

Функціональний стан серцево-судинної системи оцінюють за значенням індексу:

до 2,9 – добре

3–6 – середнє

6–8 – задовільно

більш 8 – незадовільно.

Розрахунок коефіцієнта витривалості (за формулою Кваса)

Тест представляє собою інтегрований показник, який об'єднує частоту серцевих скорочень, систолічний та діастолічний тиск (у спокої).

$$KB = \frac{ЧСС \times 10}{ПТ}$$

де ЧСС – частота серцевих скорочень за хвилину,

ПТ – пульсовий тиск

В нормі коефіцієнт витривалості не перевищує 16. Збільшення показника вказує на послаблення діяльності серцево-судинної системи.

6.2 Порядок виконання роботи.

Завдання 1. Визначення частоти серцевих скорочень та артеріального тиску у спокої; результати занести до таблиці 6.1.

1. Виміряти ЧСС та АТ в положенні сидячи 3 рази, результати занести в таблицю. Перед 1-м вимірюванням слід знаходитись зручно сидячи не менше 4–5 хв. Інтервали між вимірюваннями – 1,5–2 хв.

Завдання 2. Ортостатична проба

1. Виміряти ЧСС і артеріальний тиск в положенні лежачи (необхідно лежати не менше 5 хвилин). Записати в таблицю.
2. Встати і негайно виміряти ЧСС за 10 с та артеріальний тиск. Записати в таблицю, вирахувати ЧСС за 1 хв, записати.
3. Повторити вимірювання ЧСС та артеріального тиску через 1, 3 та 5 хв.
4. Обчислити АТ і ЧСС у відсотках відносно вимірів у спокої (Завдання 1).

Завдання 3. Проба зі стандартним фізичним навантаженням (проба Мартіне-Кушелевського)

1. Після виконання ортостатичної проби (після зміни положення з горизонтального на вертикальне) відпочити не менше 10 хв.
2. Виміряти в положенні сидячи (знаходитись зручно сидячи протягом 4–5 хвилин) ЧСС і артеріальний тиск. Записати в таблицю.
3. Не знімаючи манжетки з руки (за можливості, від'єднатися від манометра) виконати 20 присідань.
4. Сісти і негайно виміряти ЧСС та артеріальний тиск. Записати в таблицю.
5. Виміряти ЧСС і артеріальний тиск – сидячи, через 1, 2, 3, 5 або й більше хвилин періоду відновлення – доки ЧСС не повернеться до вихідного показника, причому дана величина повинна повторитися 3 рази поспіль. Кожний вимір записати в таблицю.
6. Записати фактичний час періоду відновлення.
7. Обчислити пульсовий артеріальний тиск.
8. Обчислити АТ і ЧСС у відсотках відносно значень у спокої (Таблиця 6.1)

Таблиця 6.1 – Результати вимірювання показників артеріального тиску крові та ЧСС.

Стан обстежуваного		Кров'яний тиск, мм рт. ст.						ЧСС	
		Систолічний		Діастолічний		Пульсовий			
		мм рт.ст.	%	мм рт.ст.	%	мм рт.ст.	%	уд/хв	%
У спокої, сидячи	1		<div></div>		<div></div>		<div></div>		<div></div>
	2								
	3								
		середнє		100%		100%		100%	
Ортостатична проба									
У положенні лежачи									
Стоячи	негайно								
	через 1 хв								
	через 3 хв								
	через 5 хв								
Проба зі стандартним фізичним навантаженням									
У спокої, сидячи			100%		100%		100%		100%
Після фіз. навантаження	одразу								
	через 1 хв								
	через 2 хв								
	через 3 хв								
	через 5 хв								

5.

9. Представити результати у вигляді графіку. Абсциса – відлік часу (до навантаження, одразу після навантаження (0 хв), після навантаження (1 хв, 2 хв, ...). Ординати: тиск (систолічний, діастолічний, мм рт.ст.); ЧСС (уд/хв)

Завдання 4. Аналіз отриманих результатів.

1. Розрахувати власний коефіцієнт витривалості за наведеною формулою Кваса.
2. Зробити висновки, в яких:
 - а. Охарактеризувати стан власної серцево-судинної системи за показниками АТ і ЧСС у спокої та КВ.
 - б. Дати оцінку змінам показників тиску і ЧСС після виконання ортостатичної проби.
 - с. Дати оцінку змінам показників тиску і ЧСС після виконання проби Мартіне-Кушелевського:
 - оцінити реакцію на навантаження,
 - оцінити динаміку відновлення,
 - порівняти з власним коефіцієнтом витривалості,
 - визначити тип реакції серцево-судинної системи.

Контрольні питання.

1. Перерахуйте основні чинники, що визначають величину тиску в артеріальній системі.
2. Що називають тонусом судин?
3. Як змінюється опір судин при зміні їх тонусу?
4. Які механізми регуляції тонусу судин розрізняють?
5. Назвіть біологічно активні речовини та зміни хімічних показників крові, які мають: 1) пряму судинозвужувальну дію, 2) пряму судинорозширювальну дію.
6. Що називають венозним поверненням? Чому воно дорівнює? Який основний фактор визначає його величину при нормальній роботі серця?

7. Перерахуйте основні фактори, що забезпечують рух крові по венах.
8. Які проби застосовують для оцінки функціонального стану серцево-судинної системи людини? Яке їх практичне значення?
9. Типи реакцій серцево-судинної системи на фізичне навантаження
10. Поясніть адаптивні реакції при зміні положення тіла.
11. Якщо надходження крові до передсердь суттєво зростає і в них підвищується тиск, то відбувається рефлексорне підвищення утворення сечі. У чому фізіологічний сенс такої реакції?
12. При інтенсивній фізичній роботі ЧСС значно збільшується. Однак ХОК при цьому може зменшитися. Поясніть цей результат.

7 ФОРМЕНІ ЕЛЕМЕНТИ КРОВІ

7.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета роботи: Дослідити кількісні характеристики формених елементів крові людини.

Прилади та матеріали: Мікроскоп, оснащений цифровою камерою, імерсійна олія, сухий мазок крові, пофарбований за Романовським–Гімзою, персональний комп'ютер, програмне забезпечення AxioVision.

Робоче завдання

1. Ідентифікувати формені елементи на забарвленому мазку крові.
2. Зробити цифрові фотознімки формених елементів.
3. За допомогою програмного забезпечення виміряти параметри формених елементів на цифрових фотознімках.

Теоретичні відомості

Кров є складною неоднорідною суспензією формених елементів, суспендованих у плазмі крові. Об'єм циркулюючої крові дорослого становить $8 \pm 1\%$ від загальної маси тіла (4–6 л, в середньому 5,2 л). На частку формених елементів припадає близько 44% загального об'єму крові.

Найчисленніші з них – червоні кров'яні тільця, або еритроцити. У чоловіків в 1 мкл крові міститься в середньому 5,1 млн., а у жінок – 4,6 млн. еритроцитів. Нормальний еритроцит людини в плазмі має двояковвігнуту дискоїдну форму, при якій площа поверхні на 20% більша, ніж сферична такого ж обсягу. При патології еритроцити можуть перетворюватися в ехіноцити (еритроцит, поверхня якого покривається шипами), стоматоцити (односторонньо увігнутий диск), сфероцити та ін. Розміри еритроцитів теж можуть варіювати в деякому діапазоні. В ізотонічному середовищі еритроцити людини мають діаметр 7,2–7,5 мкм. Товщина на потовщеному краї близько 1,7–

2,4 мкм, в центрі – 0,9–1,2 мкм, об'єм еритроцитів 75–95 мкм³, а загальна поверхня всіх еритроцитів у людини 3800 м². Розподіл їх по діаметру у здорової людини відповідає кривій нормального розподілу, або кривій Прайс-Джонса.

Лейкоцити, або білі кров'яні тілця, – це клітини з ядрами, що не містять гемоглобіну. У 1 мкл крові здорової людини міститься від 4 до 10 тис. лейкоцитів. Чисельність лейкоцитів значно варіює в залежності від часу доби і функціонального стану організму.

На підставі морфологічних особливостей, виконуваних функцій і місця зародження виділяють три основні групи лейкоцитів – гранулоцити, моноцити і лімфоцити.

Гранулоцити складають близько 60% (50–70%) всіх лейкоцитів крові. Діаметр гранулоцитів в сухому мазку варіює від 10 до 17 мкм. Назва цих клітин пов'язана з наявністю в їх цитоплазмі гранул, що виявляються звичайними методами фіксації і фарбування. В залежності від властивостей гранул гранулоцити поділяють на нейтрофільні, еозинофільні і базофільні.

На частку нейтрофілів припадає близько 50–70% всіх лейкоцитів (і більша частина гранулоцитів); їх абсолютний вміст становить приблизно 4500 в 1 мкл крові. Їх називають також поліморфноядерними лейкоцитами.

Вміст еозинофілів в крові дорівнює 100–350 в 1 мкл (2–4% всіх лейкоцитів периферичної крові). Ця величина зазнає виражені добові коливання: в кінці другої половини дня і рано вранці вміст еозинофілів приблизно на 20% менше середнього добового, а опівночі приблизно на 30% більше. Еозинофіли містять великі овальні ацидофільні гранули.

На частку базофілів припадає 0,5–1% всіх лейкоцитів крові (близько 50 клітин на 1 мкл). Їх діаметр в сухому мазку дорівнює 7–11 мкм. Великі гранули в цитоплазмі базофілів інтенсивно забарвлюються основними барвниками і містять гепарин та гістамін у вигляді солеподібних сполук.

Лімфоцити та моноцити не містять цитоплазматичних гранул.

Лімфоцити складають 25–40% всіх лейкоцитів крові в організмі дорослої людини (1000 – 3000 клітин в 2 мкл). Діаметр – 7–9 мкм.

На частку моноцитів доводиться 4–8% всіх лейкоцитів крові (в середньому 450 клітин в 1 мкл). Діаметр моноцитів у сухому мазку дорівнює 12–20 мкм.

Вміст тромбоцитів, або кров'яних пластинок, в крові здорової людини становить 150–300 тис. в 1 мкл. Діаметр цих плоских без'ядерних «клітин» неправильної округлої форми становить (в напрямку найбільшої довжини) 1–4 мкм, а товщина – 0,5–0,75 мкм.

7.2 Методики диференційованого підрахунку формених елементів

1. Автоматизований підрахунок формених елементів крові виконують за допомогою гематологічних аналізаторів. Робота практично всіх сучасних гематологічних аналізаторів заснована на кондуктометричному методі, розробленому братами Coulter ще в 1949 р. З тих пір він значно удосконалився. У подальших модифікаціях приладів додані спеціальні гемолітики, лазерне світлорозсіювання, цитохімія тощо. Гематологічні аналізатори одночасно визначають від 5 до 40 параметрів.

З них основними є:

- концентрація гемоглобіну
- гематокрит
- кількість еритроцитів
- середній обсяг еритроцита
- середня концентрація гемоглобіну в еритроциті
- середній вміст гемоглобіну в еритроциті
- напівширина розподілу еритроцитів за розмірами
- кількість тромбоцитів
- середній обсяг тромбоцита
- кількість лейкоцитів.

Перевагами автоматичного аналізу крові є: висока продуктивність (30–100 і більше проб на годину); висока точність дослідження (підрахунок

багатьох тисяч клітин замість сотні); невеликий об'єм крові (25–100 мкл); велика кількість показників; графічне представлення розподілу клітин (гістограми); підвищення об'єктивності досліджень (мінімум втручання оператора).

2. Дослідження морфології лейкоцитів виконують методом оптичної мікроскопії мазків крові.

Для підрахунку різних типів лейкоцитів мазок на склі взятої з капіляра крові висушують на повітрі і фарбують стандартною сумішшю кислих і основних барвників (наприклад, за методом Романовського – Гімзи). Принцип методу фарбування мазків складається у вибіркового поглинання речовинами клітини трьох барвників – азура, метиленового синього та еозину. Азур має амфотерно-основну реакцію, метиленовий синій – лужну, еозин – кислу. Мікроскопічне дослідження при великому збільшенні дозволяє виявити різні типи клітин за ознаками їх будови і спорідненості до тих чи інших барвників. Проводять підрахунок принаймні 100 лейкоцитів, і частку кожного з видів цих клітин виражають у відсотках.

В полі зору (Рис. 7.1) основну площу займають без'ядерні еритроцити і від одного до декількох лейкоцитів з ядрами. Лейкоцити крупніші еритроцитів за розмірами; ядра забарвлені у фіолетовий колір.

Нейтрофіли мають блідо-рожеву цитоплазму з нейтрофільними гранулами, забарвленими у рожево-фіолетовий колір. Форма ядра нейтрофілів залежить від їх зрілості. Паличкоядерні, що є більш молодими клітинами, мають ядро у вигляді зігнутої палички. У зрілих нейтрофілів ядро внаслідок перекручування розділене на ряд сегментів, з'єднаних дуже тонкими, іноді майже непомітними нитками. Це поліморфноядерні, або сегментоядерні, нейтрофіли.

У еозинофілів і базофілів цитоплазма забарвлена дуже слабо. Еозинофіли мають яскраво забарвлені червоні гранули, які фарбуються еозином. Ядро еозинофілів за структурою схоже на ядро нейтрофілів: молодші клітини мають паличкоподібне ядро, більш зрілі – сегментоване, втім, сегментація ядра виражена менше.

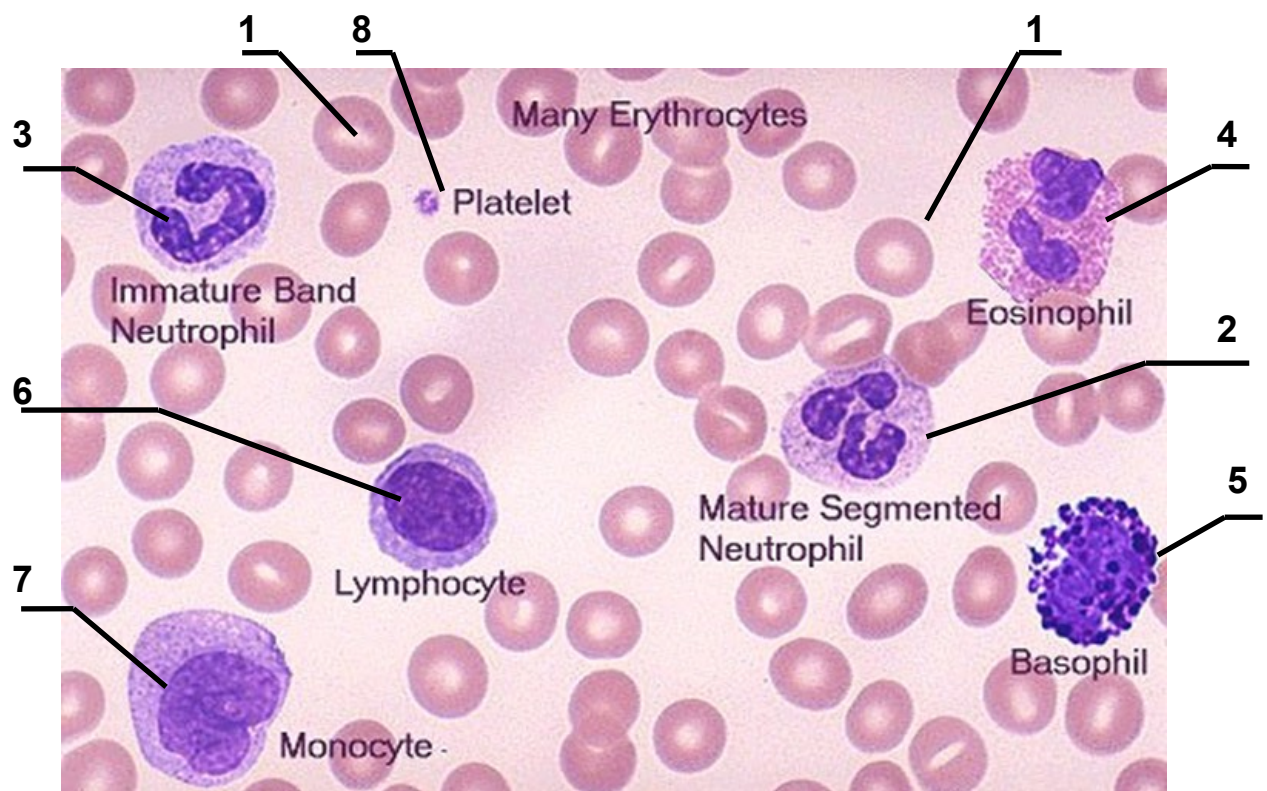


Рис.7.1 – Мазок крові: 1 – еритроцити; 2 – сегментоядерний нейтрофіл; 3 – паличкоядерний нейтрофіл; 4 – еозинофіл; 5 – базофіл; 6 – лімфоцит; 7 – моноцит; 8 – тромбоцит. Забарвлення за Романовським – Гімза.

Базофіли в цитоплазмі містять великі темні фіолетові або ультрамаринові гранули, часто закривають окремі ділянки ядра. Ядро базофілів неправильної форми, забарвлюється у фіолетово-рожевий колір.

Лімфоцити і моноцити, що складають групу агранулоцитів, не містять зернистості в цитоплазмі. Клітини лімфоцитів округлі, з круглим або овальним ядром, яке оточене або дуже вузьким (малі лімфоцити), або більш широким (середні і великі лімфоцити) пояском цитоплазми. Цитоплазма лімфоцитів блакитна. Часто вона видна лише з одного боку від ядра (у вигляді серпа). У деяких клітинах і цей серп непомітний, і тоді малий лімфоцит має вигляд «голого ядра».

Моноцити крупніші за лімфоцити, здебільшого круглої, іноді неправильної форми, з добре вираженою цитоплазмою. Цитоплазма моноцитів сіро-блакитна. Ядро порівняно велике й має виступи і поглиблення. Зазвичай

воно «бобовидної» форми. Інтенсивність забарвлення ядра моноцитів слабша, ніж лімфоцитів.

Рухаючись по мазку, досліджують лейкоцити в кожному полі зору. При цьому рекомендується перетинати мазок за схемою, представленої на Рис.7.2.

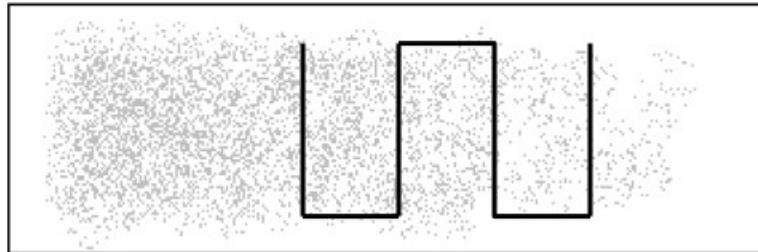


Рис.7.2 – Схема руху по мазку крові при дослідженні морфології лейкоцитів

Проводять дослідження 100 лейкоцитів, ідентифікуючи кожен лейкоцит; підраховують кількість лейкоцитів в кожному класі. Оскільки досліджується 100 клітин, результати виражаються у процентній кількості лейкоцитів кожного типу серед усіх лейкоцитів крові.

7.3 Методичні вказівки та порядок виконання роботи

Завдання 1. Ідентифікувати формені елементи на забарвленому мазку крові.

1. Включити мікроскоп.
2. Запустити програму **AxioVision**.
3. Налаштувати міжокулярну відстань та висоту окулярів так, щоб вона відповідала індивідуальним потребам спостерігача (міжокулярну відстань налаштовано правильно, якщо спостерігач, дивлячись через обидва окуляри, бачить лише одне кругле зображення).
4. Розмістити предметне скло із забарвленим мазком крові в об'єктоутримувачі предметного столика мікроскопа.

5. Ввести об'єктив 10× в хід оптичних променів за допомогою накатаного кільця револьвера об'єтивів.

6. Налаштувати інтенсивність освітлення, користуючись поворотною ручкою на штативі мікроскопа.

7. За допомогою ручок приводу для переміщення предметного столика в напрямках X та Y знайти зображення.

8. У головному меню **AxioVision** натиснути **Live** для передачі зображення на екран монітора.

9. Встановити об'єктив 100×, нанести краплю імерсійної олії на об'єкт. За допомогою приводу фокусування для грубого налаштування та приводу фокусування для точного налаштування виконати фокусування на об'єкті. При необхідності підлаштувати різкість зображення для іншого ока шляхом обертання очної лінзи регульованого окуляра.

10. Знайти еритроцити, звернути увагу на їх забарвлення, розмір, форму, будову. Знайти тромбоцити, звернути увагу на їх забарвлення, розмір, форму. Пересуваючи препарат, відшукати лейкоцити різних видів і розглянути їх колір, форму ядра: знайти 3–4 нейтрофіла, 2–3 лімфоцита, та постаратись знайти по одному базофілу, еозинофілу та моноциту. Зробити цифрові фотознімки обраних формених елементів. Для цього натиснути **Snap** у головному меню **AxioVision**. Зберегти зображення клітин у форматі ***.zvi** у власну теку.

Завдання 2. Обробка отриманих зображень. Вимірювання кількісних характеристик формених елементів.

Виміряти лінійні розміри та площу 3–4 еритроцитів, 2–3 тромбоцитів та кількох різних лейкоцитів. Рекомендовано скористатись відео «AxioVision LE Аннотации и измерения» [40].

1. Відкрити зображення (**Open Image**) та зменшити його до розміру вікна програми.

2. Обрати параметри масштабування зображення, що відповідає збільшенню об'єктиву, при якому було отримано зображення (Рис.7.3, а, б). Для цього:

- В меню **Measure** обрати функцію масштабування (**Scalings**).
- Обрати відповідний масштаб з панелі масштабування (**Scaling control**).
(Зображення клітин крові отримані при збільшенні об'єктиву **100×**)
- Натиснути **Apply selection to image** та **Activate selection**, після вибору масштабу зображення.

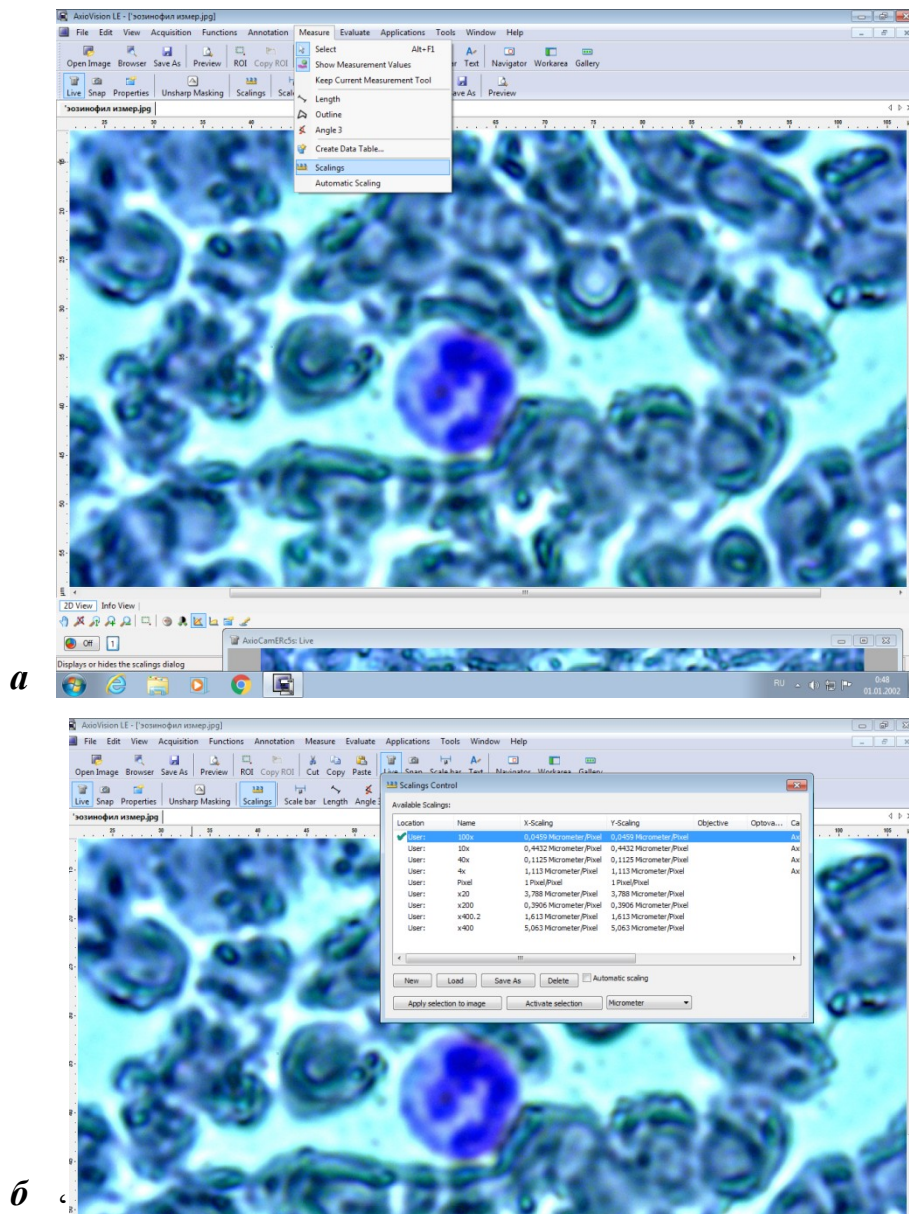


Рис.7.3 – Вибір масштабування зображення

3. Обрати одну або кілька клітин на зображенні. Обрати засоби для вимірювання в меню **Measure** та виміряти необхідні параметри (Рис.7.4, а, б):

- лінійні розміти клітини (**Length**),

- площу клітини (**Outline**)

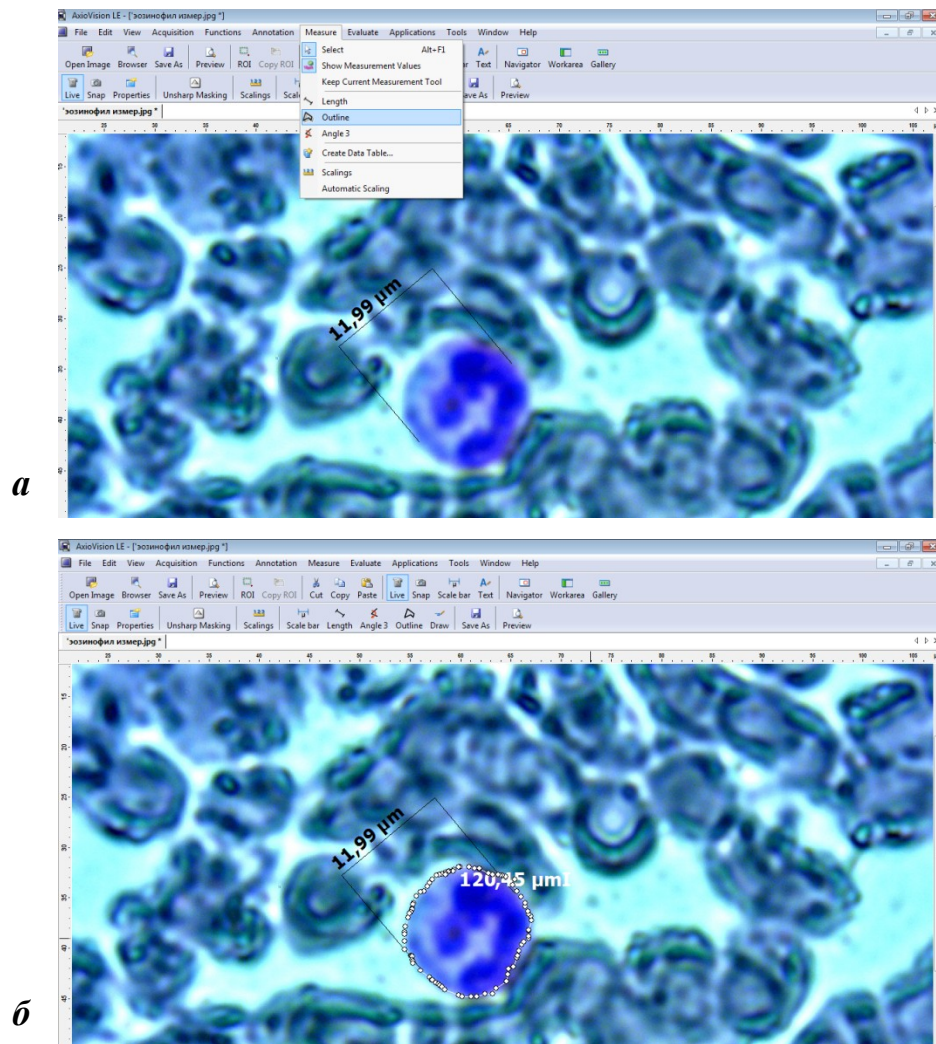


Рис.7.4 – Вимірювання кількісних характеристик формених елементів.

4. Нанести на зображення масштабну лінійку. Для цього в меню **Annotations** обрати **Scale bar** (Рис.7.5, 7.6):

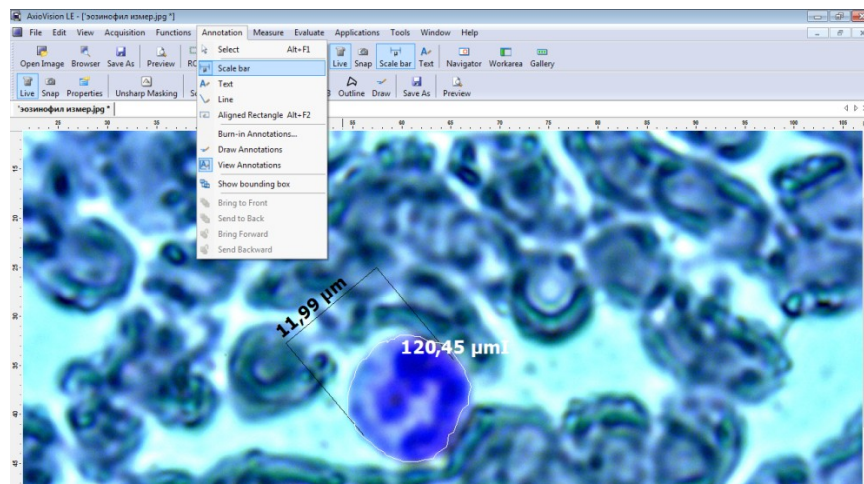


Рис.7.5 – Нанесення на зображення масштабної лінійки.

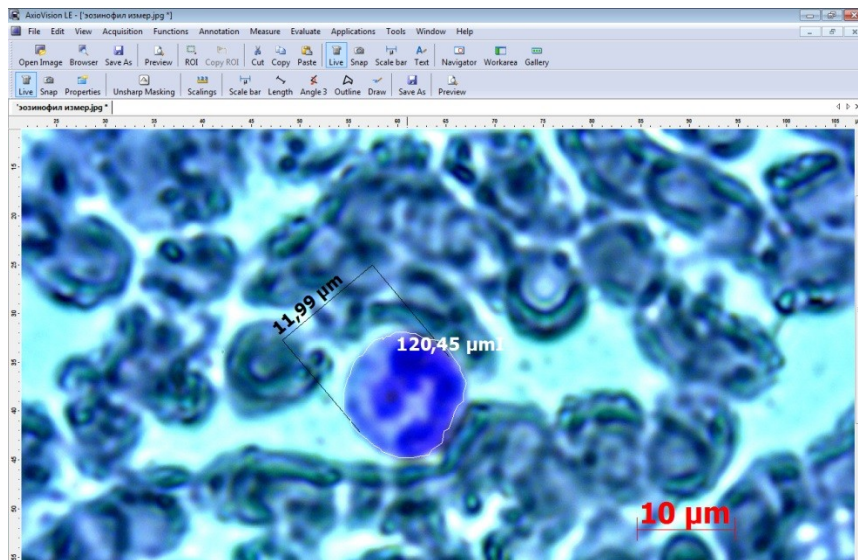


Рис.7.6 – Зображення з масштабною лінійкою.

5. Підписати зображення клітин, які вимірювали:

- Для цього в меню **Annotations** обрати **Text** (Рис.7.7, а). Виділити зону на зображенні для напису (Рис.7.7, б).

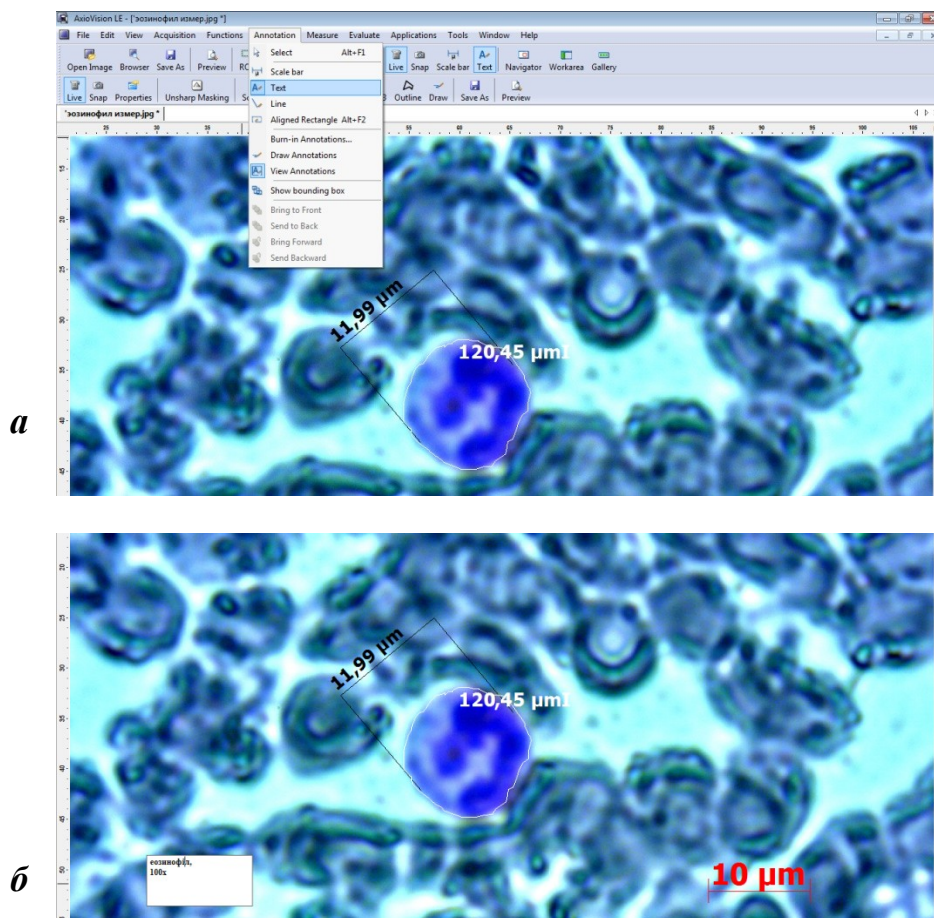


Рис.7.7 – Створення підпису зображень.

- Змінити формат написів. Для цього необхідно натиснути праву кнопку миші на необхідному написі, перейти до налаштувань (**Properties**), і перейти до вкладки **Attributes** (Рис.7.8). Обрати шрифт, розмір та колір тексту.

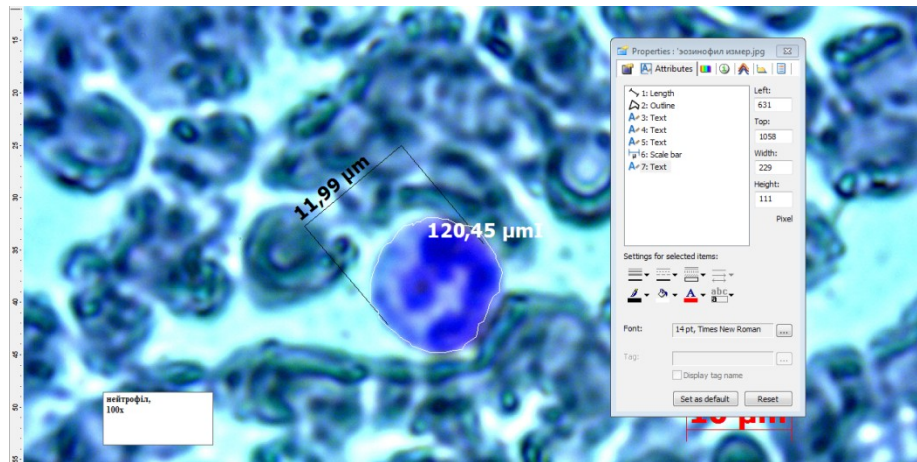


Рис.7.8 – Формат підпису зображень.

6. Зберегти зображення у форматі ***.jpg** (Рис.7.9).

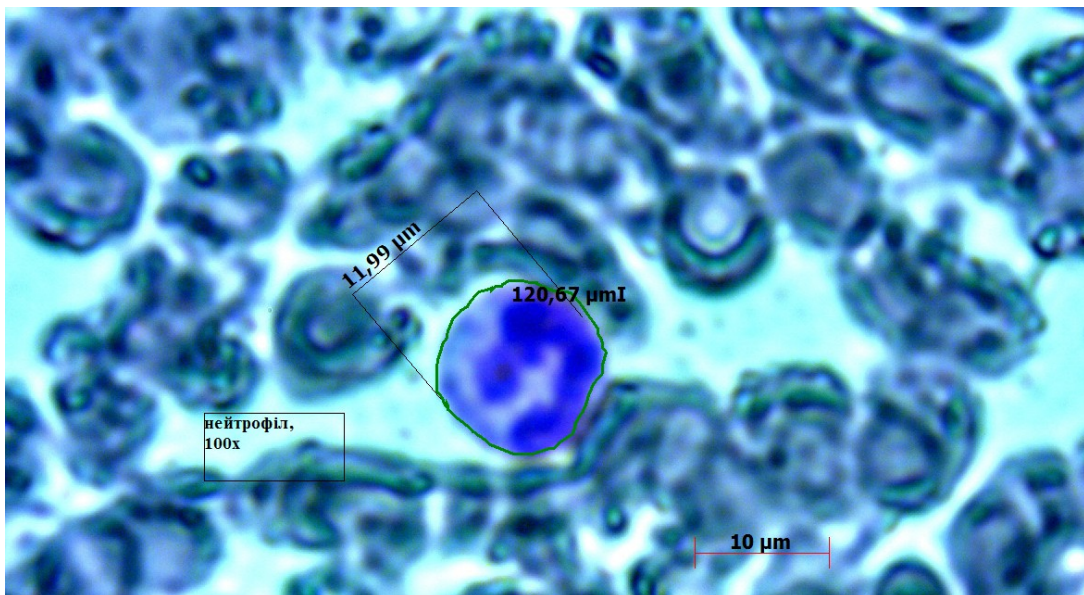


Рис. 7.9 – Приклад зображення препарату клітин крові

Завдання 3. Порівняльна характеристика формених елементів крові за результатами отриманих зображень.

Занести результати всіх вимірювань і спостережень в таблицю 7.1. Базуючись на власних даних, зробити узагальнюючий висновок щодо співвідношення кількості і розмірів формених елементів крові.

Таблиця 7.1 – Порівняльна характеристика формених елементів крові.

Клітини	Форма клітини	Наявність ядра та його форма	Лінійні розміри	Площа клітини
Еритроцити				
Тромбоцити				
Нейтрофіли				
Лімфоцити				
Базофіли				
Еозинофіли				
Моноцити				

Контрольні питання.

1. Поясніть, чим відрізняються між собою кров, плазма крові, сироватка. Як це впливає на їхні гемодинамічні характеристики?
2. Що таке гематокрит? Яке його значення у нормі?
3. Формені елементи крові, їхні кількісні характеристики.
4. Яке фізіологічне значення має форма еритроцитів?

Звіт про лабораторну роботу повинен містити:

- назву та мету роботи;
- зображення клітин крові з масштабною лінійкою, виміром лінійних розмірів та площі клітини, підписом (назва клітини та збільшення);
- порівняльну таблицю;
- висновок;
- відповіді на контрольні питання.

8 ОЦІНКА ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

8.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета: Експериментально встановити основні параметри зовнішнього дихання, оцінити зміни параметрів зовнішнього дихання внаслідок гіпоксії та гіпероксії.

Прилади та матеріали. Спірометр, разові мундштуки (загубники), з'єднувальні шланги, носовий затискач, секундомір, 0,5 % розчин хлорантоїну, 70% етиловий спирт, вата.

Робоче завдання

1. Ознайомитися з принципами і методикою вимірювання легеневих об'ємів за допомогою сухого спірометра.
2. Виміряти легеневі об'єми у спокої.
3. Виміряти легеневі об'єми після функціональних проб.
4. Розрахувати показники вентиляційної функції легень.
5. Охарактеризувати власні показники зовнішнього дихання у порівнянні з нормами та з власними належними показниками.

Теоретичні відомості.

Дихання – складний процес обміну O_2 та CO_2 між клітинами організму та навколишнім середовищем (або процес окислення органічних речовин, що веде до виділення енергії). Види дихання – легеневе (зовнішнє) дихання, транспорт газів кров'ю, тканинне (внутрішнє) дихання (Рис.8.1).

- | | | |
|-------|--|--------|
| | 1. Конвекційний транспорт до альвеол (вентиляція) | CO_2 |
| | 2. Дифузія з альвеол до крові у легневих капілярах | |
| | 3. Конвекційний транспорт по крові до капілярів тканин | |
| O_2 | 4. Дифузія від капілярів до навколишніх тканин | |

Рис.8.1 – Основні етапи дихання та транспорт O_2 і CO_2 .

Система органів дихання – сукупність органів, що забезпечують процес дихання. Складається з повітроносних шляхів (носова порожнина, носоглотка, гортань, трахея, бронхи) та легень.

Типи дихання – грудне, черевне.

Типи вентиляції – нормовентиляція, гіпервентиляція, гіповентиляція, гіперпноє, тахіпноє, брадіпноє, диспноє, ортопноє, апноє, асфіксія.

Фактори, що впливають на газообмін – альвеолярна вентиляція, перфузія легень, дифузійна здатність легень та місцева нерівномірність вентиляції, перфузії та дифузії у різних відділах легень.

Регуляція дихання – фізіологічний процес, головна мета якого полягає у тому, щоб легенева вентиляція відповідала метаболічним потребам організму.

Локалізація дихального центру – представництво дихального центру у корі головного мозку; гіпоталамічний центр, що контролює дихання; пневмотаксичний центр у Варолієвому мості; апнейтичний центр у Варолієвому мості; центри вдиху (інспіраторний) та видиху (експіраторний) у довгастому мозку; мотонейрони дихальних м'язів у спинному мозку.

Легеневі об'єми та ємності.

Легеневі об'єми та ємності: дихальний об'єм, резервний об'єм вдиху, резервний об'єм видиху, життєва ємність легень, залишковий об'єм, ємність вдиху, функціональна залишкова ємність, загальна ємність легень (Рис. 8.2).

Дихальний об'єм (ДО) – об'єм повітря, що його людина вдихає і видихає при нормальному, звичайному диханні. Інакше кажучи, це об'єм повітря, який людина вдихає при звичайному вдиху після звичайного видиху, або видихує при звичайному видиху після звичайного вдиху – без будь-яких додаткових зусиль. У стані спокою становить приблизно 500 мл у здорового чоловіка.

Резервний об'єм вдиху ($PO_{\text{вд}}$) – максимальний об'єм повітря, яке можна вдихнути додатково після звичайного вдиху.

Резервний об'єм видиху ($PO_{\text{вид}}$) – максимальний об'єм повітря, який можна видихнути додатково після звичайного видиху.

Життєва ємність легень (ЖЄЛ) – максимальний об'єм повітря, яке можна видихнути після максимального вдиху.

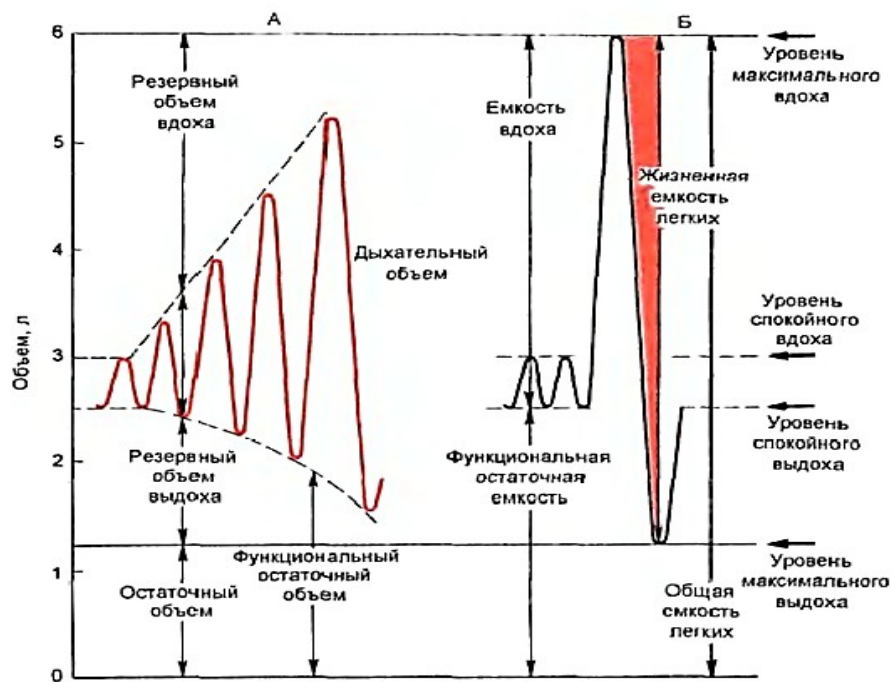


Рис. 8.2 – Легеневі об'єми та ємності (К.В.Судаков, 2000).

$$\text{ЖЄЛ} = \text{ДО} + \text{РО}_{\text{вд}} + \text{РО}_{\text{вид}}$$

Залишковий об'єм (ЗО) – об'єм повітря в легенях після максимального видиху. Визначити ЗО можна лише непрямыми методами. З цією метою застосовують плетизмографію, оксигемометрію та вимірювання концентрації індикаторних газів (гелій, азот). Вважають, що в нормі залишковий об'єм складає 25–30 % від величини ЖЄЛ.

Функціональна залишкова ємність (ФЗЄ) – об'єм повітря у легенях, що залишається після спокійного видиху.

$$\text{ФЗЄ} = \text{ЗО} + \text{РО}_{\text{вид}}$$

Загальна ємність легень (ЗЄЛ) – об'єм повітря у легенях після максимального вдиху.

$$\text{ЗЄЛ} = \text{ЖЄЛ} + \text{ЗО}$$

Функціональний мертвий простір (МП) – усі ділянки дихальної системи, де не відбувається газообмін. Включає анатомічний мертвий простір

(повітроносні шляхи, а саме носоглотку, трахею, бронхи і бронхіоли аж до їх переходу в альвеоли) та альвеолярний мертвий простір – ділянки легень, в яких не відбувається газообмін, в тому числі альвеоли, які вентилуються, але їхня перфузія кров'ю не відбувається.

Анатомічний МП = 150 мл (у середньому). Існує наближене правило, згідно з яким у людини, що сидить, об'єм МП в мілілітрах приблизно дорівнює масі тіла в фунтах (1 фунт = 453,6 г)

8.2 Розрахункові показники вентиляційної функції легень.

Хвилинний об'єм дихання (ХОД) – об'єм повітря, що проходить через легені за 1 хв, розраховують, підсумовуючі ДО за 1 хв, або спрощено:

$$\text{ХОД, мл/хв} = \text{ЧД} \times \text{ДО},$$

де ЧД – число дихальних рухів за 1 хвилину.

Максимальна вентиляція легень (МВЛ) – об'єм повітря, яке може пройти через дихальну систему протягом 1 хв при максимально інтенсивному диханні. Досліджуваний повинен дихати якомога глибше і частіше. МВЛ визначають, підсумовуючи об'єми усіх дихальних рухів при форсуванні дихання за 20 с і потім перераховуючи на 1 хв. Належну величину МВЛ (НМВЛ) розраховують за значенням належної величини ЖЄЛ (НЖЄЛ)

$$\text{НМВЛ} = 0,5 \text{ НЖЄЛ} \times 35,$$

де 35 – максимальна. частота дихання здорової людини.

Резерв вентиляції (РВ):

$$\text{РВ} = \text{МВЛ} - \text{ХОД}$$

Альвеолярна вентиляція легень (АВЛ) – об'єм повітря, яке надходить до альвеол за 1 хв.

$$\text{АВЛ} = (\text{ДО} - \text{МП}) \times \text{ЧД}$$

Коефіцієнт вентиляції легень (КВЛ) – відношення об'єму повітря, що надійшло в легені при вдиху, до об'єму повітря, що вже є на цей час у легенях. Показує, яка частина повітря поновлюється за один дихальний період.

$$\text{КВЛ} = (\text{ДО} - \text{МП}) / (\text{ЗО} + \text{РО}_{\text{вид}})$$

Життєвий показник (ЖП) – відношення ЖЄЛ до маси тіла:

$$\text{ЖП} = \text{ЖЄЛ (мл)} / \text{маса (кг)}$$

$$\text{Процент використання ЖЄЛ} = \text{ДО} \times 100 / \text{ЖЄЛ}$$

Отримані показники порівнюють з нормами або з нормальними (належними) показниками для даної людини, що є точнішим.

Розрахунок належної ЖЄЛ (НЖЄЛ)

1. НЖЄЛ можна розрахувати, помноживши величину основного обміну енергії у джоулях, обчислену за таблицями основного обміну (Додатки 7–9), на коефіцієнт 2,6 для чоловіків і 2,2 для жінок (Anthoni). Однак, насправді ЖЄЛ не корелює з вагою тіла, за якою визначають основний обмін.

2. НЖЄЛ можна розрахувати за формулою Людвіга відповідно до показників зросту і ваги:

$$\text{Чоловіки:} \quad \text{НЖЄЛ, мл} = 40 \times P + 30 \times M - 4400$$

$$\text{Жінки:} \quad \text{НЖЄЛ, мл} = 40 \times P + 10 \times M - 3800$$

де P – зріст, см; M – маса тіла, кг.

Недоліком є досить слабка кореляція ЖЄЛ з вагою тіла.

3. Розрахунок НЖЄЛ за рівняннями Болдуїна:

$$\text{Чоловіки:} \quad \text{НЖЄЛ, л} = P \times (27,63 - 0,112 \times A)$$

$$\text{Жінки:} \quad \text{НЖЄЛ, л} = P \times (21,78 - 0,101 \times A)$$

де P – зріст, см; A – вік, роки.

4. Розрахунок належної ЖЄЛ за стандартизованими формулами (запропоновано Н.Н. Канаєвим, цит. за К.В.Судаковим, 2000):

$$\text{Чоловіки:} \quad \text{НЖЄЛ, л} = (P \times 0,052) - (A \times 0,028) - 3,2$$

$$\text{Жінки:} \quad \text{НЖЄЛ, л} = (P \times 0,049) - (A \times 0,019) - 3,76$$

де P – зріст, см; A – вік, роки.

Якщо людині менше 22 років, розраховане за формулою значення НЖЄЛ слід зменшити на 200 мл.

Для обчислення НЖЄЛ також застосовують формули Курнана, Річардса, які також пов'язують НЖЄЛ зі зростом, віком та статтю людини.

5. Розрахунок належної ЖЄЛ (мл) за номограмою (Рис. 8.3):

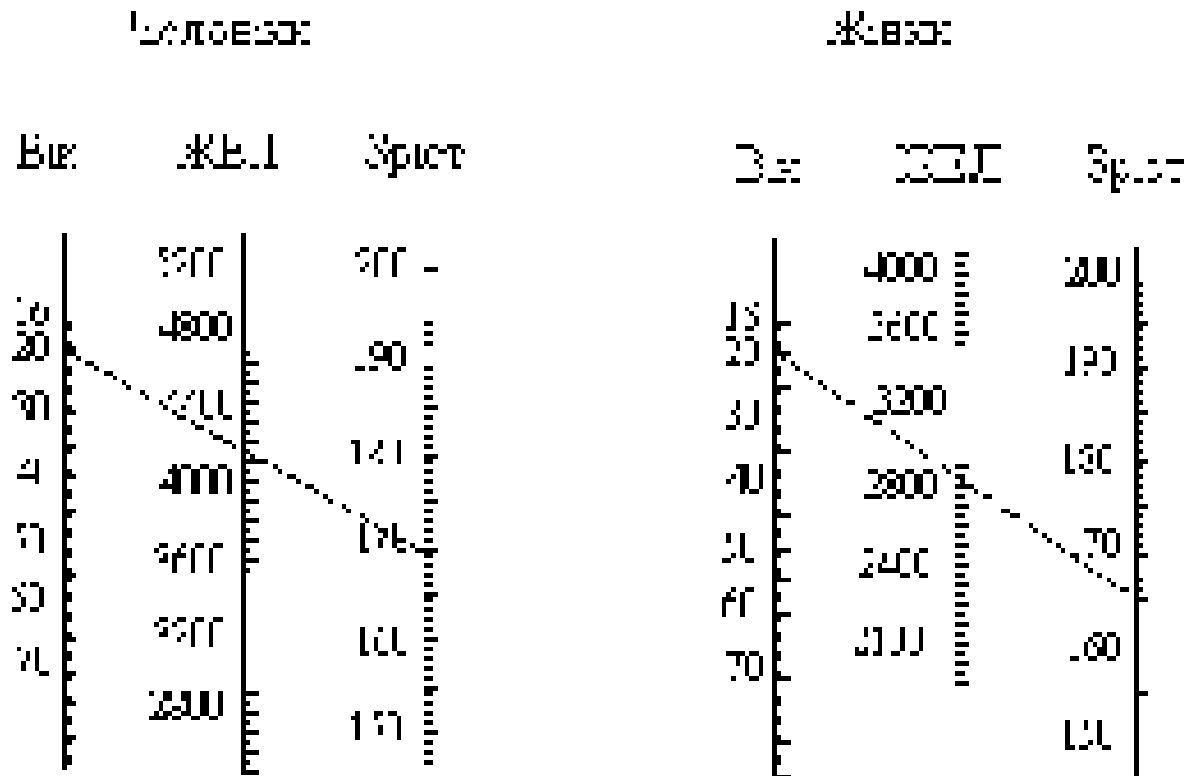


Рис. 8.3 – Номограма для визначення належних значень ЖЄЛ.

Обчислену належну величину приймають за 100%, а фактичну, одержану під час дослідження (ЖЄЛ), виражають у відсотках до належної. Відхилення фактичної ЖЄЛ від НЖЄЛ у здорових людей, як правило не перевищує $\pm 10 - 15 \%$. У спортсменів фактична ЖЄЛ більша за НЖЄЛ.

Розрахунок належного значення дихального об'єму (НДО)

Належне значення дихального об'єму можна розрахувати за формулою:

$$\text{НДО} = 0,15 \times \text{НЖЄЛ}$$

8.3 Методика вимірювання легеневих об'ємів за допомогою сухого спірометра

Правила користування сухим спірометром.

Взяти спірометр (Рис. 8.4, Додаток 12) в праву руку, шкалою вбік. Лівою рукою рухливу шкалу спірометра встановити позначкою 0 (нуль) навпроти стрілки. Тримавши спірометр в правій руці зробити не різкий видих в спірометр (видих не повинен бути ані уповільненим, ані форсованим). На шкалі визначити об'єм.



Рис. 8.4 – Спірометр сухий портативний ССП

Методика вимірювання легеневих об'ємів.

Перед проведенням вимірів мундштук або загубник обробляють дезінфікуючим розчином. Нульову поділку шкали спірометра встановлюють навпроти вістря стрілки. Вимірювання легеневих об'ємів проводять при положенні обстежуваного – стоячи.

Визначення дихального об'єму. Обстежуваний спокійно дихає, при цьому вдих робить з атмосфери, поза спірометром, а видих – у спірометр, і так робить 5–10 спокійних вдихів-видихів підряд, не обнуляючи шкалу. Напарник слідкує, чи вистачило шкали, або стрілка спірометра робить вже другий круг, і тоді треба скоригувати показання. Для обчислення величини ДО показання спірометра (сумарний об'єм повітря, що було видихнуто через спірометр) необхідно розділити на кількість видихів.

Визначення резервного об'єму видиху. Після чергового спокійного видиху в атмосферу обстежуваний робить максимальний видих в спірометр. За шкалою спірометра визначають $PO_{\text{вид.}}$ (Для підвищення точності результатів проводять декілька окремих вимірів (2–3) та обчислюють середнє значення).

Визначення життєвої ємності легень. Обстежуваний після максимально глибокого вдиху з атмосфери робить максимальний видих у спірометр. За шкалою спірометра визначають ЖЄЛ.

Обчислення резервного об'єму вдиху. Для обчислення резервного об'єму вдиху необхідно від величини ЖЄЛ відняти суму дихального об'єму та резервного об'єму видиху:

$$PO_{\text{вд}} = ЖЄЛ - ДО - PO_{\text{вид}}$$

Після проведення вимірів мундштук або загубник необхідно вимити під проточною водою з миючим засобом та помістити в дезінфікуючий розчин.

8.4 Методичні вказівки та порядок виконання роботи.

Завдання 1. Вимірювання легеневих об'ємів у спокої.

1. Ознайомитися з принципами і методикою вимірювання легеневих об'ємів за допомогою сухого спірометра.

2. Виміряти ДО, ЧД, ЧСС у спокої в положенні стоячи. Для того, щоб одночасно виміряти ДО та ЧД, необхідно зареєструвати час, за який Ви виконали 10 спокійних видихів через спірометр.

За можливості (наявний фітнес-браслет, або програма у смартфоні, або пульсоксиметр), одночасно визначаєте ЧСС. Або ж вимірюєте ЧСС за 1 хв.

Кількість видихів через спірометр – 10

Сумарний об'єм повітря, що видихнуто через спірометр за 10 видихів _____

Час, за який виконано 10 спокійних видихів через спірометр _____

ЧСС _____

3. Виміряти $PO_{\text{вид}}$ у спокої в положенні стоячи. Для підвищення точності результатів провести декілька вимірів (2–3) і обчислити середнє значення.

1) _____ 2) _____ 3) _____

4. Після відпочинку 2–3 хв виміряти ЖЄЛ (1 раз!) в положенні стоячи:

ЖЄЛ, стоячи: _____ л

5. Виміряти ЖЄЛ, знаходячись у різних положеннях:

Сидячи: _____ л

Лежачи: _____ л

Завдання 2. Вимірювання легеневих об'ємів після функціональних проб.

1. Виконати функціональну пробу Генчі.

Проба Генчі з максимальною затримкою дихання на видиху. Пробу виконують в положенні стоячи. Необхідно виконати 3 дихальних рухи на $\frac{3}{4}$ глибини повного вдиху, після чого на повному видиху затримати дихання (якнайдовше, але не довше 35 с) та включити секундомір. Записати фактичну тривалість затримки дихання: _____ с

2. Після відпочинку не менше 5 хв виконати 20 глибоких присідань.

3. **Одразу** після фізичного навантаження виміряти ДО, ЧД, ЧСС, РО_{вид} в положенні стоячи. Для того, щоб одночасно вимірювати ДО та ЧД, необхідно визначити, за який час Ви зробите 5 звичайних видихів через спірометр. РО_{вид} вимірюють 1 раз, **одразу** після цих 5 спокійних видихів. За можливості (фітнес-браслет, програма у смартфоні, пульсоксиметр), одночасно визначає ЧСС, тоді пп.7–8 виконувати не треба.

Кількість видихів через спірометр – 5

Сумарний об'єм повітря, що видихнуто через спірометр за 5 видихів _____

Час, за який виконано 5 видихів через спірометр _____

ЧСС _____

РО_{вид} _____

4. Відпочити **не менше 5 хв**, виміряти ЖЄЛ в положенні стоячи:

ЖЄЛ, стоячи: _____ л

5. Занести отримані результати в таблицю 1, виконавши необхідні розрахунки.

6. Розрахувати РО вдиху.

Пп.7, 8 виконуються лише у випадку, коли не вдалося виміряти ЧСС одночасно з ДО та ЧД (пп.7, 8)

7. Після відпочинку не менше 5 хв виконати 20 глибоких присідань.

8. Виміряти ЧСС за 10 с та / або ЧД за 30 с в положенні стоячи, записати показники в таблицю 8.1.

Антропометричні дані: Зріст ____ см; Маса ____ кг; Вік ____ років; Стать ____

88

Завдання 3. Аналіз отриманих результатів.

1. Обчислити зміни легеневих об'ємів відносно першого виміру (Таблиця 8.1)
2. За результатами вимірів у спокої зробити розрахунок ЧСС/ЧД та своїх показників зовнішнього дихання (ЗО, ФЗЄ, ЗЄЛ, МП, ХОД, АВЛ, КВЛ, ЖП, процент використання ЖЄЛ)
3. Розрахувати та визначити за номограмою власні належні показники зовнішнього дихання (НЖЄЛ, НДО, ЖП).
4. Отримані результати порівняти з нормами та / або з належними показниками, розрахованими для себе (відхилення до $\pm 15\%$ розцінюють як несуттєві)
5. За результатами вимірів після фізичного навантаження зробити розрахунок ЧСС/ЧД та своїх показників зовнішнього дихання (ХОД, АВЛ)
6. Створити в електронному (Excel) та паперовому вигляді таблиці – окремо для хлопців, окремо для дівчат, в які занести результати вимірювань ЛО всієї групи (Таблиця 8.2).
7. Обчислити середні значення ДО, $PO_{\text{вид}}$, $PO_{\text{вд}}$, ЖЄЛ та процентних змін цих показників по групах (дівчата, хлопці) до випробувань, після фізичного навантаження.
8. Провести порівняння середньогрупових значень легеневих об'ємів та своїх власних.
9. Зробити висновки, в яких:
 - a. Охарактеризувати власні показники зовнішнього дихання у порівнянні з нормами та / або з власними належними показниками (відхилення до $\pm 15\%$ розцінюють як несуттєві)
 - b. Пояснити відмінності ЖЄЛ, виміряної в різних положеннях (стоячи, сидячи, лежачи).
 - c. Пояснити, як і чому змінюються ЛО (або не змінюються) після фізичного навантаження.

Завдання 4. Контроль теоретичної підготовки.

1. Дати письмову відповідь на питання №№ 1, 3 – 8, 13.

Таблиця 8.2 – Зміни легеневих об'ємів студентів групи_____

ПІБ	У спокої, мл						Після фізичного навантаження, % відносно показника у спокої						Проба Генчі, с
	ДО	РО вдиху	РО видиху	ЖЄЛ	ХОД	ЧСС / ЧД	ДО	РО вдиху	РО видиху	ЖЄЛ	ХОД	ЧСС /ЧД	
...													
...													
Середнє значення													

Контрольні питання.

1. Основні етапи газообміну.
2. Механіка дихального акту: перерахуйте послідовно процеси, що забезпечують вдих і видих. Пасивними або активними (з витратою енергії АТФ) вони є?
3. Чому при скороченні зовнішніх міжреберних м'язів ребра піднімаються, незважаючи на те, що кожен міжреберний м'яз тягне нижнє ребро догори, а верхнє – донизу з однаковою силою? Намалуйте схему, яка ілюструє цей механізм. Напишіть відповідну формулу
4. Що називають еластичною тягою легень? Назвіть її складові. Сприяє або перешкоджає еластична тяга легень вдиху і видиху? Поясніть.
5. Що таке сурфактантна система, яку фізіологічну роль вона виконує?
6. Перерахуйте компоненти нееластичного опору органів зовнішнього дихання.
7. Назвіть легеневі об'єми та ємності, які ви знаєте у людини. Що таке життєва ємність легень? Яка середня ЖЄЛ у чоловіків та жінок?

8. Що таке «мертвий простір»? Функціональне значення «мертвого простору»
9. Прямі і непрямі методи вимірювання легеневих об'ємів та ємностей.
10. Розрахункові показники вентиляційної функції легень.
11. Як виконується проба Генчі? Які зміни відбуваються в організмі при її виконанні? З чим вони пов'язані?
12. Що таке гіпервентиляція? Які фізіологічні та біохімічні процеси відбуваються в організмі при гіпервентиляції?
13. Перерахуйте та поясніть резерви дихальної системи (зовнішнє дихання).

9 ДОСЛІДЖЕННЯ КИСНЕВОТРАНСПОРТНОЇ ФУНКЦІЇ КРОВІ

9.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета: Експериментально встановити основні параметри киснево-транспортної функції крові.

Прилади та матеріали: Пульс СО-оксиметр RAD-57с, секундомер.

Робоче завдання

1. Ознайомитися з конструкцією пульс СО-оксиметра RAD-57с та методикою вимірювання показників кисневотransпортної функції крові.
2. Визначити сатурацію гемоглобіну, рівень карбоксигемоглобіну та індекс перфузії.
3. Визначити показники кисневотransпортної функції крові при виконанні проби Генчі.
4. Дати оцінку отриманим результатам

Теоретичні відомості.

Принцип методу пульсоксиметрії.

Пульсоксиметрія є безперервним і неінвазивним методом вимірювання рівня артеріального насичення киснем в крові. Пульс СО-оксиметрія є безперервним і неінвазивним методом вимірювання рівня концентрації монооксиду вуглецю (SpCO) в артеріальній крові.

Пульсоксиметрія базується на наступних принципах:

1. Оксигемоглобін (насичена киснем кров), дезоксигемоглобін (НЕ насичена киснем кров), карбоксигемоглобін (кров, яка містить моноокис вуглецю) і метгемоглобін (кров, яка містить окислений гемоглобін) відрізняються за поглинанням видимого і інфрачервоного світла (метод спектрофотометрії, Рис.9.1).

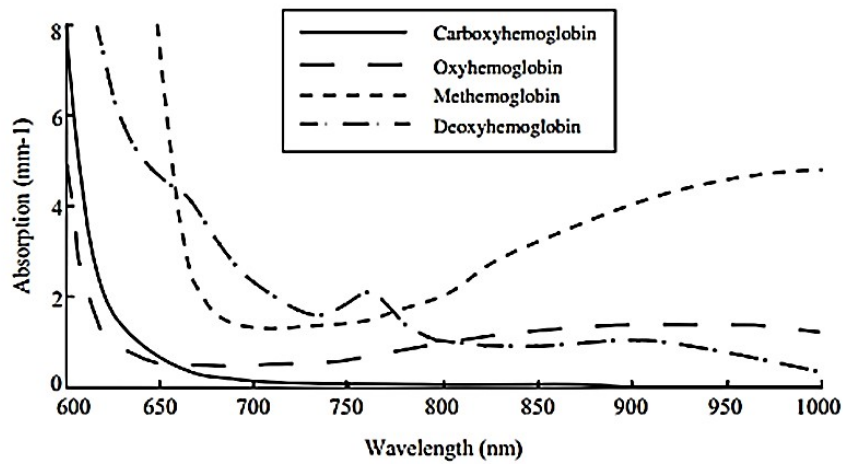


Рис. 9.1 – Спектри поглинання карбоксигемоглобіну, оксигемоглобіну, метгемоглобіну та дезоксигемоглобіну.

2. Кількість артеріальної крові в тканині змінюється разом з пульсом. Таким чином, кількість світла, поглиненого різними кількостями артеріальної крові, також змінюється.

Пульс СО-оксиметр Rad-57с використовує багатохвильовий датчик з різними світлодіодами (7+), які направляють світло через тканину до фотодіода (детектора). Дані отримують шляхом пропускання видимого і інфрачервоного випромінювання різної довжини хвилі (світлодіоди, від 500 до 1000 нм) через капілярне русло (наприклад, кінчик пальця, рука, нога) і вимірювання змін поглинання світла кров'ю протягом пульсового циклу. Детектор отримує світло, перетворює його в електронний сигнал і відправляє його в Rad-57с для розрахунку.

Після того, як Rad-57с прийме сигнал від датчика, він використовує технологію екстракції сигналу Masimo Rainbow SET для обчислення функціонального насичення киснем, рівня карбоксигемоглобіну (SpCO) в крові і частоти пульсу.

Визначення індексу перфузії.

Світло, яке поглинається і розсіюється, проходячи через тканини і кров, може бути розділене на дві складові.

Постійна складова (DC) утворюється внаслідок абсорбції світла шкірою і

іншими тканинами, а також неппульсуючим об'ємом крові.

Змінна складова (AC) відображає абсорбцію світла пульсуючим потоком крові, тобто артеріальною кров'ю.

Індекс перфузії (PI) являє співвідношення змінної і постійної складових адсорбції світла, виражене у відсотках:

$$PI = \frac{AC}{DC} \times 100\%$$

При русі пацієнта враховується ще одна складова, що з'являється за рахунок зсуву венозної крові, що рухається (Рис. 9.2).



Рис.9.2 – Модель поглинання світла за відсутності руху пацієнта (а) та обрахунок індексу перфузії за інфрачервоним сигналом (б)

В залежності від інтенсивності об'ємного периферичного кровотоку, заповнення судинного русла рідиною, кількості функціонуючих капілярів буде реєструватися та чи інша величина PI сигналів поглинання світла (Рис. 9.3), для чого вимірюється постійна складова в моменти діастолі і знаходиться відношення амплітуд пульсуючим і постійної складових. Сучасні технології дозволяють реєструвати величину PI в діапазоні 0,02–20,0%.

Нормальна величина PI знаходиться в межах 4–5%. Значення PI, що перевищують 5%, розцінюються як надлишкова перфузія. Чим нижча величина PI, тим менший об'ємний периферичний кровотік.

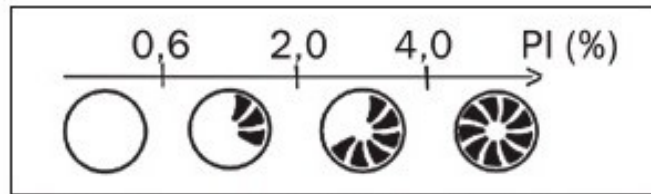


Рис. 9.3 – Стан заповнення капілярного русла при різних значеннях індексу перфузії

Вимірювання показників кисневотранспортної функції крові портативним пульс СО-оксиметром RAD-57с

Вимірювання проводиться шляхом розміщення датчика на пацієнті, як правило, на кінчику пальця для дорослих, і руці або нозі для новонароджених. Датчик приєднується до пульсоксиметра за допомогою кабеля пацієнта. Датчик збирає сигнальні дані від пацієнта і відправляє їх на пристрій. Пристрій відображає розрахункові дані таких типів:

- 1) Відсоток насичення артеріальної крові киснем (SpO_2)
- 2) Частоту пульсу (PR)
- 3) Відсоток карбоксигемоглобіну

Особливості виконання вимірювань за допомогою портативного пульс СО-оксиметра RAD-57с та похибки вимірювань

Датчик у світлозахисному чохлі розміщують на чистому і сухому пальці пацієнта – вказівному, середньому або безіменному; кабель має знаходитись на верхній частині руки (Рис. 9.4, 9.5).

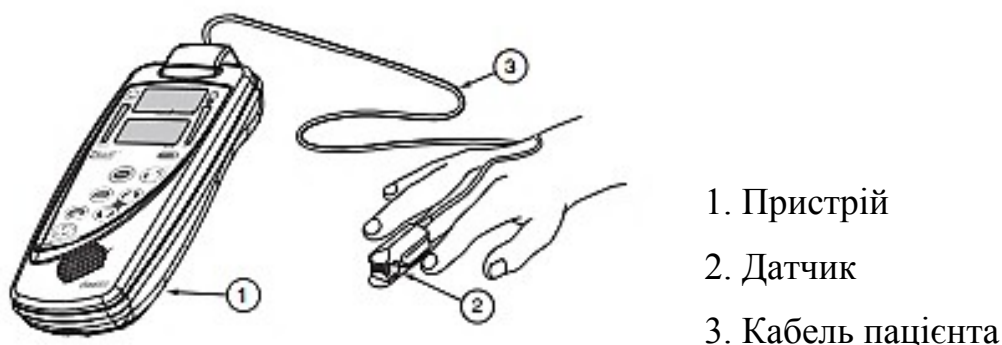


Рис.9.4– Загальна схема підключення пацієнта до пульс СО-оксиметра RAD-57

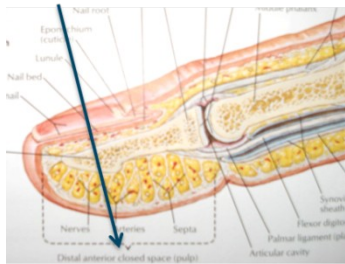


Рис. 9.5 – Оптимальний напрям світлодіодних променів.

Наявність манікюрного лаку на нігтях може призвести до суттєвих похибок виміру. Палець вставляють до чорного упору, НЕ заштовхуючи його занадто далеко в датчик (Рис. 9.6).



Рис. 9.6 – Правильне розміщення датчика на пальці пацієнта (а) та застосування світлозахисного чохла (б).

Присутність інтенсивного розсіяного світла може унеможливити вимір (нечитання) або заважати (помилково високі значення) виміру SpCO. Для захисту датчика від інтенсивного світла, включаючи стробуюче та сонячне світло, рекомендується застосування світлозахисного чохла.

Незважаючи на наявність у вказаному пристрої заявлених функціоналів, за допомогою яких враховується рух пацієнта і зменшуються пов'язані з ним похибки, занадто інтенсивний рух небажаний.

Параметр SpCO має точність $\pm 3\%$. Приклад: значення показника 4% може бути насправді в межах від 1% до 7% . Вимірювання можуть відрізнятися від виміру до виміру, навіть у одного й того ж пацієнта, в межах вимог до точності.

Добра артеріальна перфузія нарівні з правильним розміщенням датчика забезпечує стабільність виміру CO. Неточні вимірювання можуть бути

викликані наступними причинами: наявність манікюрного лаку на нігтях; неправильне розміщення датчика; підвищені рівні метгемоглобіну; інтенсивне розсіяне світло; низька артеріальна перфузія; артефакт руху.

9.2 Порядок виконання роботи.

Завдання 1. Перевірка працездатності пульс СО-оксиметра RAD-57с та правильності його налаштувань.

1. Ознайомитися з конструкцією пульс СО-оксиметра RAD-57с та методикою вимірювання показників кисневотранспортної функції крові.
2. Увімкнути пристрій, натиснувши один раз на кнопку включення, у вікні екрану почнеться завантаження (калібрування датчика). Перевірити, чи працюють всі індикатори (індикатори повинні висвітлюватися) і динамік (при включенні повинен прозвучати короткий звуковий сигнал).
3. Перевірити рівень заряду батареї та налаштування пристрою відповідно до місцевої частоти електромережі – 50 Гц (за замовчуванням частота 60 Гц – стандарт для США) – з метою нейтралізації шумів, створюваних люмінесцентними лампами та іншими джерелами

Завдання 2. Визначення сатурації гемоглобіну, рівня карбоксигемоглобіну та індексу перфузії

ВВ! Виміри виконувати в положенні сидячи.

1. Розмістити датчик у світлозахисному чохлі на чистому і сухому пальці пацієнта, кабелем на верхній частині руки (Рис.9.4, 9.5). Використовуйте тільки вказівний, середній або безіменний пальці. Не використовуйте інші пальці. Вставте палець до чорного упору (НЕ заштовхуйте палець занадто далеко в датчик)
2. Увімкнути пристрій
3. Зачекати близько 10 секунд – калібрування приладу.
4. Зачекати близько 20 секунд, не рухаючи при цьому датчик, поки лінії на обох дисплеях не зміняться на певні значення: SpO₂ (%) на верхньому

дисплеї та частота пульсу (хв^{-1}) на нижньому дисплеї. Записати дані в таблицю.

5. Натиснути кнопку «**Display**» один раз, при цьому верхній дисплей відобразить рівень карбоксигемоглобіну SpCO (%). Записати дані в таблицю.
6. Визначити індекс перфузії PI (%) за правою шкалою. Записати дані в таблицю.
7. Виключити пристрій, натиснувши і потримавши зелену кнопку «Включення»
8. Виконати вимірювання тричі за пп. 4-10, бажано на різних пальцях.
9. Підрахувати середні значення вимірених показників

Завдання 3. Визначення показників кисневотransпортної функції крові при виконанні проби Генчі.

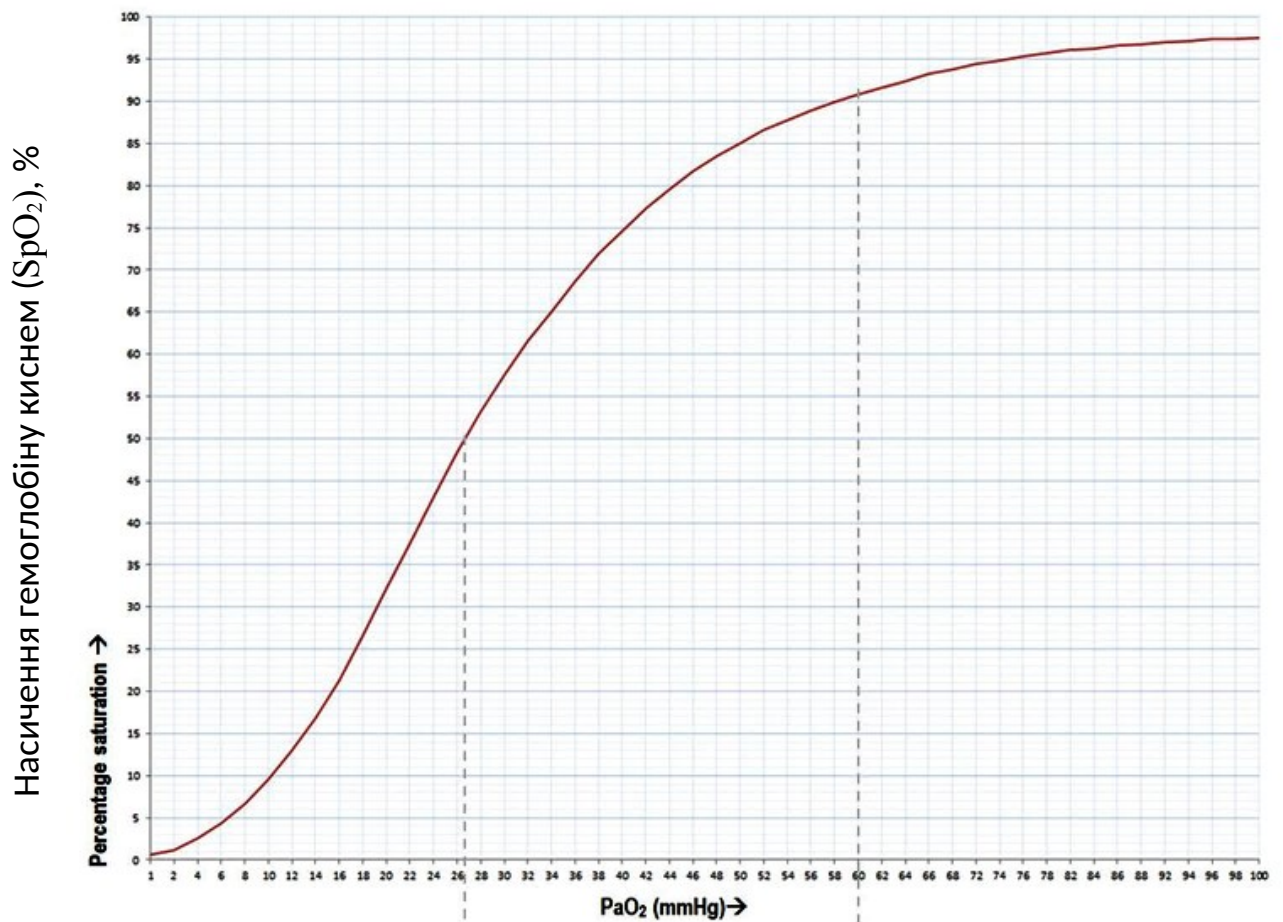
1. В положенні сидячи розмістити датчик на пальці та після невеликого відпочинку виконати 3 дихальних рухи на $\frac{3}{4}$ глибини повного вдиху, після чого на повному видиху затримати дихання та включити секундомір.
2. Зареєструвати час затримки дихання.
3. Зареєструвати значення SpO_2 та частоту пульсу на момент закінчення затримки дихання.
4. Не знімаючи датчик та не виключаючи секундомір, зачекати, доки SpO_2 не опуститься до свого найнижчого значення. Зареєструвати значення SpO_2 , частоту пульсу та час за секундоміром.
5. Дані за пп.2–4 записати в таблицю 9.1.

Завдання 4. Аналіз отриманих результатів.

1. Позначити на кривій дисоціації оксигемоглобіну (Рис. 9.7) власний показник SpO_2 – значення у спокої та після проби Генчі, визначити за графіком парціальний тиск кисню.
2. Зробити висновки, в яких охарактеризувати власні показники у порівнянні з нормами.

Таблиця 9.1 – Показники кисневотранспортної функції крові

Вимір № (вказати палець)	SpO ₂ (%)	SpCO (%)	PI (%)	Частота пульсу
середнє				
Проба Генчі ____ с				
____ с (на момент відновлення дихання)				
____ с (на момент найнижчого SpO ₂)				



Парціальний тиск кисню, мм рт.ст.

Рис. 9.7 – Крива дисоціації оксигемоглобіну (норма)

Контрольні питання.

1. У яких формах транспортується кров'ю O_2 ? Кількісне співвідношення.
2. Форми і сполуки гемоглобіну
3. Чим обумовлена S-подібна форма кривої дисоціації оксигемоглобіну?
4. Яке пристосувальне значення мають властивості гемоглобіну, що зумовлюють S-подібну форму кривої дисоціації оксигемоглобіну?
5. У чому біологічний сенс малої залежності насичення гемоглобіну киснем при зменшенні напруги кисню в крові від 100 до 60 мм рт. ст.? Як цей факт впливає на пристосування до змін зовнішнього середовища?
6. Яке значення має зміщення кривої дисоціації HbO_2 при змінах P_{CO_2} в крові?
7. Які чинники впливають на спорідненість гемоглобіну до кисню? Яке фізіологічне значення це має?
8. Відомо, що на великих висотах здатність гемоглобіну зв'язувати O_2 збільшується. Завдяки цьому при тому ж PO_2 досягається більш високий ступінь насичення гемоглобіну киснем. З чим пов'язано це явище?
9. Скільки фізично розчиненого і хімічно зв'язаного CO_2 міститься в змішаній венозній крові? У вигляді яких хімічних сполук CO_2 транспортується кров'ю?
10. Поясніть біохімічні резерви дихальної системи, пов'язані з газотранспортною функцією крові.
11. Принцип методу пульсоксиметрії.
12. Що таке індекс перфузії? Як він визначається?

10 ВИЗНАЧЕННЯ ОСНОВНОГО ОБМІНУ ТА ОЦІНКА ЙОГО ВІДХИЛЕННЯ

10.1 Мета роботи та основні теоретичні відомості

Мета: ознайомитись з методами дослідження енергетичного обміну.

Прилади та матеріали: Медичні ваги, ростомір, таблиці для визначення основного обміну (Додатки 7–9), тонометр, фонендоскоп, секундомір.

Робоче завдання

1. Ознайомитись з основними поняттями, що відображають процеси енергообміну в організмі;
2. Розрахувати величину основного обміну і добових витрат енергії.
3. Визначити процент відхилень основного обміну від норми.
4. Оцінити витрати енергії у спокої на одиницю поверхні тіла людини.
5. Дати оцінку отриманим результатам

Теоретичні відомості

Обмін речовин і енергії між організмом і зовнішнім середовищем є невід'ємною властивістю живої матерії. Енергія, що звільняється при дисиміляції, забезпечує всі життєві процеси організму (кровообіг, дихання, м'язове скорочення, тощо).

Умовно приймають, що всю енергію, яка утворюється в організмі, можна прийняти за теплову, оскільки інші види енергії виділяються у порівняно малих кількостях. Таким чином, про інтенсивність обмінних процесів в організмі можна судити за кількістю тепла, виділеного ним за одиницю часу.

Рівень енерговитрат організму в умовах фізіологічної активності називається загальним обміном енергії. Він визначається величиною основного обміну і енерговитратами організму на виконання рухів – робочою прибавкою.

Основний обмін – це енерговитрати організму в умовах фізіологічного спокою, тобто коли людина знаходиться в положенні лежачи, при комфортній температурі (+18–22 °C), в умовах емоційного спокою, натщесерце (через 12–18 год після прийому їжі), щоб виключити енерговитрати організму на перетравлення їжі, не в період сну. Величина основного обміну залежить від статі, віку, зросту і маси тіла. Робоча прибавка – приріст енерговитрат, обумовлений в основному виконуваною зовнішньою роботою.

Основний обмін є величиною непостійною навіть для даного індивідуума і залежить від ряду факторів:

- від статі та віку – у чоловіків значення основного обміну в середньому на 10% вище, ніж у жінок. Основний обмін вищий у дітей, ніж у дорослих, у осіб похилого віку основний обмін знижується.

- від зросту, маси і складу тіла – збільшення маси тіла за рахунок жирових відкладень призводить до зниження основного обміну через накопичення малоактивної тканини. При збільшенні м'язової маси основний обмін зростає.

- від часу доби, пори року і клімату – при дії низьких температур основний обмін підвищується, при високих – знижується.

- від стану здоров'я – підвищення основного обміну у дорослих спостерігається при малярії, черевному тифі, туберкульозі, гіпертиреозі, при станах, що супроводжуються лихоманкою (як наслідок закону Вант-Гоффа, підвищення t тіла на 1 °C призводить до підвищення основного обміну на 10 - 15%).

Добовий основний обмін у людини вагою 70кг становить у середньому 1680 ккал, при невеликій фізичній праці – 2200–2800 ккал, при важкій фізичній праці – 3600–4500 ккал.

Визначені енерговитрати організму в умовах основного обміну з урахуванням робочої прибавки є базою, на якій ґрунтується один з принципів раціонального харчування – відповідність енергетичної цінності компонентів харчового раціону сумарним енерговитратам організму.

Виміряти кількість енергії, що вивільняється в організмі, можна шляхом прямої калориметрії в спеціальних камерах для визначення загальної

теплопродукції організму. Більш поширеними є методи непрямой калориметрії, при яких показником теплопродукції служить кількість спожитого кисню. Результати вимірювання виділеної енергії, отримані обома методами, збігаються.

В фізіології і медицині зазвичай використовують позасистемні одиниці – калорію або кілокалорію ($1 \text{ ккал} = 4,19 \text{ кДж}$). За необхідності переведення з одиниць, використовуваних в фізіології і медицині, в Міжнародну систему одиниць (СІ) і навпаки потрібно знати, що $1 \text{ кал} \approx 4,19 \text{ Дж}$; $1 \text{ Дж} = 0,239 \text{ кал}$; $1 \text{ ккал} / \text{год} = 1,163 \text{ Вт}$; $1 \text{ Вт} = 0,860 \text{ ккал} / \text{год}$.

Відомо, що в умовах основного обміну 9–10% енергії АТФ витрачається на роботу, яка здійснюється серцем. Це дає підставу встановити взаємозв'язок між параметрами, що характеризують нагнітальну функцію серця (ЧСС, АТ), та сумарними енерговитратами організму. Такий взаємозв'язок може бути найбільш чітким, якщо організм знаходиться в стандартних умовах визначення основного обміну. На підставі численних паралельно досліджуваних параметрів гемодинаміки і значення основних обміну Рідом емпірично встановлений і кількісно виразив у вигляді формули залежність між показниками вимірюваних функцій. Використані в цій формулі коефіцієнти дозволяють розрахувати відсоток відхилення від належних значень основного обміну. Це є досить зручним, оскільки саме з цієї величиною проводиться оцінка стану основного обміну (відхилення $\pm 10\%$ вважається нормальним).

10.2 Методичні вказівки та порядок виконання роботи

Завдання 1. Обчислення основного обміну за таблицями.

1. Виміряти зріст випробуваного в положенні стоячи за допомогою ростоміра, дотримуючись таких правил:

- обстежуваний повинен встати спиною до вертикальної стійки, торкаючись її п'ятами, сідницями і областю між лопатками, випрямивши груди і підібгавши живіт;

- при цьому п'яти повинні бути розташовані разом, а носки нарізно;
- голова тримається рівно, так, щоб кут ока і вуха знаходився на одному рівні;
- опустити планшетку до стикання з головою і записати показники.

2. Виміряти масу тіла. Щоб зважування було правильним, необхідно проводити зважування без одягу і взуття. При зважуванні в одязі отриманий результат слід зменшити на 5 кг для чоловіків і на 3 кг для жінок.

3. Визначити належні значення основного обміну за таблицями (Додатки 7–9). Значення основного обміну є сумою двох чисел: 1-й доданок – значення, яке знаходимо з таблиці за масою тіла; 2-й доданок – значення, яке знаходимо з таблиці за зростом та віком.

Завдання 2. Розрахунок основного обміну (Н) за формулами.

Розрахувати свої показники основного обміну у кілокалоріях та кілоджоулях.

1. Розрахунок за формулою Дрейера. Попередньо необхідно визначити вагу тіла та вік досліджуваного.

Для чоловіків:
$$E_{oo} = \frac{\sqrt{M}}{0,1129 \times A^{0,1333}}$$

Для жінок:
$$E_{oo} = \frac{\sqrt{M}}{0,1015 \times A^{0,1333}}$$

де E_{oo} – значення основного обміну, ккал/доба; M – маса тіла, г; A – вік, роки.

2. Розрахунок за формулою на основі закону Клайбера.

Для чоловіків:
$$E_{oo} = 71,2 \times M^{\frac{3}{4}} \times (1 + 0,004 \times (30 - A) + 0,01 \times (S - 43,4))$$

Для жінок:
$$E_{oo} = 65,8 \times M^{\frac{3}{4}} \times (1 + 0,004 \times (30 - A) + 0,018 \times (S - 43,4))$$

де E_{oo} – значення основного обміну, ккал/доба; $S = H/M$; H – зріст, см; M – маса тіла, кг; A – вік, роки.

3. Розрахунок за формулою M.D. Mifflin, S.T. St.Jeor (1990). Вважається найбільш точним.

$$\text{Для чоловіків: } E_{oo} = 10 \times M + 6,25 \times H - 5 \times A + 5$$

$$\text{Для жінок: } E_{oo} = 10 \times M + 6,25 \times H - 5 \times A - 161$$

де E_{oo} – значення основного обміну, ккал/доба; M – маса тіла, кг; H – зріст, см; A – вік, роки.

Завдання 3. Визначення відхилення від належного основного обміну за формулою та номограмою Ріда.

1. У обстежуваного при дотриманні умов, необхідних для визначення основного обміну (в умовах температурного комфорту, в положенні лежачи на спині, в умовах максимального м'язового спокою і бажано мінімальної емоційної напруги) тричі, з інтервалом між вимірами 1–2 хв, виміряти артеріальний тиск за методом Короткова – систолічний (АТс) і діастолічний (АТд). Далі виміряти ЧСС за пульсом. Для подальших розрахунків взяти мінімальні значення параметрів.

2. Розрахувати значення пульсового тиску за формулою:

$$ПТ = АТс - АТд.$$

3. Отриманий результат ПТ підставити до формули Ріда:

$$\text{Процент відхилення} = 0,75 \times (ЧСС + 0,74 \times ПТ) - 72$$

де ПТ – пульсовий тиск, мм рт.ст. ; ЧСС – частота серцевих скорочень, хв⁻¹.

4. Замість проведення розрахунків можна скористатися номограмою Ріда (Рис. 10.1). На лівій шкалі знайти виміряні значення частоти пульсу, а на правій - пульсовий тиск. Знайдені точки з'єднати лінійкою. Точка перетину лінійки з середньою шкалою показує відсоток відхилення основного обміну.

5. Записати отримані результати. Зіставити дані, розраховані за формулою Ріда, зі значеннями належного основного обміну, розрахованого у попередніх завданнях. Пояснити можливі причини відмінностей.

Завдання 4. Визначення добових енерговитрат хронометражно-табличним методом.

1. Провести попередній хронометраж одного найбільш стереотипного дня (добы), протягом якого тривалість різних видів діяльності досить добре відома, за таблицею у Додатку 10.

2. Знайти чисельні значення енерговитрат на 1 кг маси тіла в одиницю часу.

3. Знайдені значення помножити на тривалість даної діяльності і масу тіла випробуваного. Вийде величина енерговитрат за певний проміжок часу. Подібні розрахунки зробити для кожного виду діяльності і сну протягом доби.

4. Записати отримані дані до таблиці 10.1. Знайти суму всіх величин. Результат приблизно відображає Ваші добові енерговитрати.

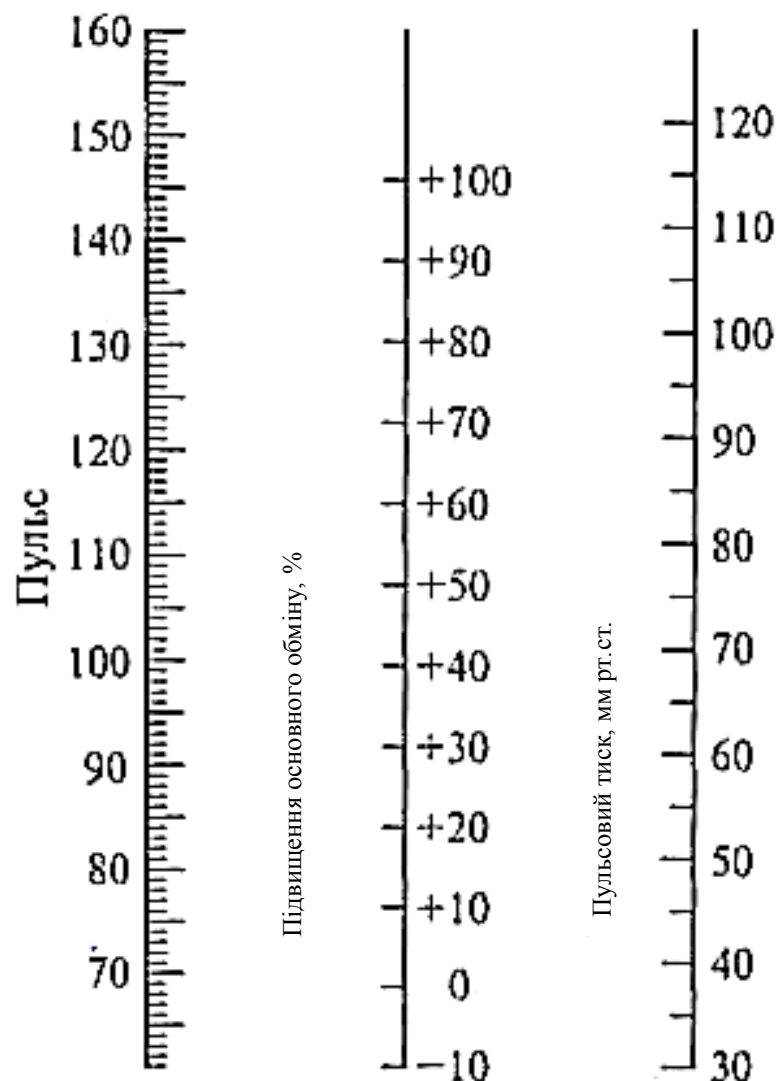


Рис. 10.1 – Номограма Ріда

Таблиця 10.1 – Добові енерговитрати.

№ з/п	Характер діяльності	Тривалість діяльності	Енерговитрати, ккал/год	Енерговитрати за весь час діяльності, ккал

Контрольні питання.

1. Що таке основний обмін? Які фактори на нього впливають?
2. Що таке робоча прибавка? Діапазон її значень.
3. Які умови необхідно виконувати при дослідженні основного обміну?
4. У чому полягає метод прямої калориметрії при вимірюванні енергетичних витрат організму?
5. Чому за показниками діяльності системи кровообігу можна судити про основний обмін?
6. На чому базується метод непрямой калориметрії?
7. Що таке дихальний коефіцієнт? Чому він дорівнює для вуглеводів, жирів, білків?
8. Що таке калоричний еквівалент кисню?
9. Як визначити енергетичні витрати організму, знаючи дихальний коефіцієнт?

ЛІТЕРАТУРА

1. Анатомія та фізіологія з патологією / За ред. Я. І. Федонюка, Л. С. Білика, Н. Х. Микули. – Тернопіль: Укрмедкнига, 2002. – 680 с.
2. Антонюк В.С., Бондаренко М.О., Ващенко В.А. Біофізика і біомеханіка: підручник для студ. вищ. техніч. навч. закл. / М-во освіти і науки, молоді та спорту України, НТУУ "КПІ" – Київ: НТУУ "КПІ", 2012. – 344 с.
3. Біофізика : підручник для студ. біологічних спец. вищих навч. заклад. / П.Г. Костюк [та ін.] ; Київський нац. ун-т імені Тараса Шевченка. – К.: Обереги, 2001. – 544 с.
4. Бреслав И.С., Глебовский В.Д. Регуляция дыхания. – Л.: Наука, 1981. – 280 с.
5. Гайтон А.К. Медицинская физиология / А.К.Гайтон, Дж.Э. Холл / Пер. с англ.; Под ред. В.И.Кобрина. – М.: Логосфера, 2008. – 1296 с.
6. Гуревич М. И., Берштейн С. А. Основы гемодинамики. – К.: Наук. думка, 1979. – 230 с.
7. Джонсон П. Периферическое кровообращение. Пер/ с англ. – М.: Медицина, 1982. – 440 с.
8. Дубровский В.И., Дубровская А.В. Классификация нагрузочных тестов // http://www.fiziolive.ru/html/fiz/tests/functionality_trials.htm#functionality_trials-2
9. Жизневский Я. А. Основы инфузионной терапии. Минск, 1994.
10. Збірник “Нормативні, директивні, правові документи – клінічна лабораторна діагностика. У 2х частинах. – Київ: МВЦ “Медінформ”, 2003.
11. Кислород и его доставка в организме // <http://meduniver.com/Medical/Physiology/872.html>
12. Кишкун А.А. Руководство по лабораторным методам диагностики. – Гэотар Медицина, 2007. – 800 с.
13. Комплекс медицинский диагностический «ТРЕДЕКС». Канал ЭЭГ радиотелеметрический «ЭкспертТМ». Руководство пользователя. – Харьков, 2004. – 70 с.

14. Кропотов Ю.Д. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциаллы мозга человека и нейротерапия. – Донецк: Издатель Заславский, 2010. – 512 с.
15. Макаров Р. А., Кинжалова С. В., Пестряев В. А. Способ определения минутного объема крови (МОК) и общего периферического сопротивления сосудов (ОПСС) [Патент РФ RU 2481785] // <http://www.findpatent.ru/patent/248/2481785.html>
16. Медицинские приборы. Разработка и применение / Джон Г. Вебстер, Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др. – М.: Медицинская книга, 2004. – 720 с.
17. Метцлер Х. Неинвазивный и разумный инвазивный мониторинг системы кровообращения. – В кн.: Освежающий курс лекций. Архангельск, 1997.
18. Морман Д., Хеллер Л. Физиология сердечно-сосудистой системы. – С-Пб.: “Питер”, 2000. – 256 с.
19. Морфологическое исследование клеток крови. // https://meduniver.com/Medical/gematologia/morfologia_kletok_krovi.html
20. Освещение по методу Келлера // https://www.youtube.com/watch?v=CEG3q7UR_us&list=PLQ6kix8zPTMbWfTawsWAeugpRZ4qeOizB&index=5
21. Плоски Р., Барр Р. Биоэлектричество. Количественный подход. – Москва. «Мир». 1992 г. – 366 с.
22. Практикум по нормальной физиологии: Учеб. пособие для мед. вузов / А.В. Коробков, А.А. Башкиров и др. – М.: Высш. шк., 1993. – 328 с.
23. Прикладна біофізика. Біоелектричні процеси [Електронний ресурс] : конспект лекцій для студентів спеціальності 8.05080102 – фізична та біомедична електроніка / НТУУ «КПІ» ; уклад. Н. Г. Іванушкіна, К. О. Іванько, Ю. В. Прокопенко. – Електронні текстові дані (1 файл: 2 Мбайт). – Київ : НТУУ «КПІ», 2016. – 115 с.
24. Руководство по кардиологии / Под ред. Е.И. Чазова. – М.: Медицина, 1982. – 468 с.

25. Физиология кровообращения: Руководство по физиологии / Под ред. Б. И. Ткаченко. – Л.: Наука, 1986. – 640 с.
26. Самойлов В.О. Медицинская биофизика: учебник для вузов. – СПб.: СпецЛит, 2013. – 591 с.
27. Спирометр ССП портативный // https://www.youtube.com/watch?v=qZcO_AcqngI
28. Тиманюк В. А., Животова Е. И. Биофизика. – К.: ИД «Профессионал», 2004. – 704 с.
29. Уэст Дж. Физиология дыхания. Основы. Пер. с англ. – М.: Мир, 1998. – 202 с.
30. Физиология кровообращения. Физиология сердца / Под ред. Е. Б. Бабского – Л.: Наука, 1980. – 598 с.
31. Физиология кровообращения. Физиология сосудистой системы / Под ред. Б.И. Ткаченко. – Л.: Наука, 1984. – 652 с.
32. Физиология кровообращения: Руководство по физиологии / Под ред. Б.И. Ткаченко. – Л.: Наука, 1986. – 640 с.
33. Физиология системы крови / Под ред. В.Н. Черниговского. – Л.: Наука, 1979. – 280 с.
34. Физиология человека / Под ред. В. М. Смирнова. – М.: Медицина, 2002. – 608 с.
35. Физиология человека: учебник. В 2 т. / В. М. Покровский [и др.] ; под ред. В. М. Покровского, Г. Ф. Коротько. М.: Медицина, 1997. – Т. 1. 448 с..
36. Чернух А.М., Александров П.Н., Алексеев О.В. Микроциркуляция. – М.: Медицина, 1975. – 456 с.
37. Шмалей, С.В., Гайдай М.І., Кравченко Ю.В., Гасюк О.М. Методичні розробки лабораторних занять з фізіології людини та тварин (частина II). – Херсон, 2002. – 71 с.
38. Шмидт Р., Тевс Г. Физиология человека. В 3-х томах. – М.: «Мир», 1996.
39. Ярцев С.С. Электрокардиография : практическое руководство для врачей / С.С. Ярцев. – Москва : РУДН, 2014. – 227 с.

40. AxioVision LE Аннотации и измерения // <https://www.youtube.com/watch?v=cQsi0QQVoyg&list=PLQ6kix8zPTMbWfTawsWAeugpRZ4qeOizB&index=6>
41. Hall J.E., Hall M.E. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 14th Edition. — Elsevier, 2020. — 1028 p.
42. Feher J.J. Quantitative Human Physiology: An Introduction. 2nd Edition. — Academic Press, 2016. — 1008 p.
43. Mifflin M. D. A new predictive equation for resting energy expenditure in healthy individuals / MD Mifflin, ST St Jeor, LA Hill, BJ Scott, SA Daugherty, YO Koh // Am J Clin Nutr. — 1990. — V. 51, №2. — P. 241–247 // Доступ: <https://academic.oup.com/ajcn/article-abstract/51/2/241/4695104?redirectedFrom=fulltext>
44. Starr I., Schnabel T.G., Jr, Askovitz S. I., Schild A. Clinical tests of the simple method of estimating cardiac stroke volume from blood pressure and age // Circulation. — 1954. — 93. — P. 664–681.
45. ZEISS Primostar 3 Quick Guide. — Carl Zeiss Suzhou Co., Ltd., 2020. — 24 p.

ДОДАТКИ

Додаток 1. Основні одиниці вимірювання СІ

Найменування величини	Одиниця	
	Найменування	Позначення
Довжина	метр	м
Маса	кілограм	кг
Час	секунди	с
Електричний струм	ампер	А
Термодинамічна температура	кельвін	К
Сила світла	кандела	кд
Кількість речовини	моль	моль

Додаток 2. Похідні одиниці СІ, які мають спеціальне найменування

Найменування величини	Одиниця		
	Найменування	Позначення	Позначення через основні та похідні одиниці СІ
Частота	Герц	Гц	с^{-1}
Сила	Ньютон	Н	$\text{м} \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2}$
Тиск	Паскаль	Па	$\text{м}^{-1} \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2} (\text{Н} \cdot \text{м}^{-2})$
Енергія	Джоуль	Дж	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-2} (\text{Н} \cdot \text{м})$
Потужність	Ват	Вт	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-3} (\text{Дж} \cdot \text{с}^{-1})$
Електричний заряд	Кулон	Кл	$\text{с} \cdot \text{А}$
Електрична напруга, різниця електричних потенціалів, ЕРС	Вольт	В	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-3} \cdot \text{А}^{-1} (\text{Вт} \cdot \text{А}^{-1})$
Електричний опір	Ом	Ом	$\text{м}^2 \cdot \text{кг} \cdot \text{с}^{-3} \cdot \text{А}^{-2} (\text{В} \cdot \text{А}^{-1})$
Електрична провідність	Сіменс	См	$\text{м}^2 \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{с}^3 \cdot \text{А}^2 (\text{Ом}^{-1})$
Електрична ємність	Фарад	Ф	$\text{м}^{-2} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{с}^4 \cdot \text{А}^2 (\text{Кл} \cdot \text{В}^{-1})$

Додаток 3. Одиниці, що не відносяться до СІ, але використання яких на даний час дозволено

Найменування величини	Одиниця	
	Позначення	Еквівалент у СІ
Грам	г	10^{-3} кг
Літр	л	1 дм ³
Хвилина	хв	60 с
Година	год	3,6 кс
Доба	доба	86,4 кс
Градус Цельсія	°С	(Т – 273,16) К

**Додаток 4. Співвідношення між традиційними одиницями та
одиницями СІ**

Найменування величини	Співвідношення одиниць вимірювання	
Сила	$1 \text{ дин} = 10^{-5} \text{ Н}$ $1 \text{ кгс} = 9,81 \text{ Н}$	$1 \text{ Н} = 10^5 \text{ дин}$ $1 \text{ Н} = 0,102 \text{ кгс}$
Тиск	$1 \text{ см вод.ст.} = 98,1 \text{ Па}$ $1 \text{ мм рт.ст.} = 133 \text{ Па}$ $1 \text{ атм} = 101 \text{ кПа}$ $1 \text{ бар} = 100 \text{ кПа}$	$1 \text{ Па} = 0,0102 \text{ см вод. ст.}$ $1 \text{ Па} = 0,0075 \text{ мм рт.ст.}$ $1 \text{ кПа} = 0,0099 \text{ атм}$ $1 \text{ кПа} = 0,01 \text{ бар}$
Енергія, робота, кількість теплоти	$1 \text{ ерг} = 10^{-7} \text{ Дж}$ $1 \text{ м}\cdot\text{кгс} = 9,81 \text{ Дж}$ $1 \text{ кал} = 4,19 \text{ Дж}$	$1 \text{ Дж} = 10^7 \text{ ерг}$ $1 \text{ Дж} = 0,102 \text{ м}\cdot\text{кгс}$ $1 \text{ Дж} = 0,239 \text{ кал}$
Потужність, тепловий потік, енергетичний метаболізм	$1 \text{ м}\cdot\text{кгс/с} = 9,81 \text{ Вт}$ $1 \text{ л.с.} = 736 \text{ Вт}$ $1 \text{ ккал/год} = 1,16 \text{ Вт}$ $1 \text{ кДж/добу} = 0,0116 \text{ Вт}$ $1 \text{ ккал/добу} = 0,0485 \text{ Вт}$	$1 \text{ Вт} = 0,102 \text{ м}\cdot\text{кгс/с}$ $1 \text{ Вт} = 0,00136 \text{ л.с.}$ $1 \text{ Вт} = 0,860 \text{ ккал/год}$ $1 \text{ Вт} = 86,4 \text{ кДж/добу}$ $1 \text{ Вт} = 20,6 \text{ ккал/добу}$

Додаток 5. Розрахунок площі поверхні тіла людини

Поверхня тіла людини найчастіше оцінюється за формулами. У всіх формулах використовуються 2 змінних: маса тіла людини і довжина тіла (зріст). Наразі найчастіше використовується найбільш проста формула Мостеллера

	Автори	Рік	Формула	
1	DuBois		$S = 0.107 \times \sqrt[3]{P^2}$	S – поверхня тіла людини, виражена в м ² ; P – маса тіла, виражена в кг
2	Костефф		$S = \frac{4P+7}{P+90}$	
3	DuBois and DuBois	1916	$BSA = 0.007184 \times H^{0.725} \times W^{0.425}$	BSA – площа поверхні тіла людини (м ²), W – маса (кг) тіла людини, H – довжина (зріст, см) тіла людини.
4	Takahira	1925	$BSA = 0.007241 \times H^{0.725} \times W^{0.425}$	
5	Boyd	1935	$BSA = 0.017827 \times H^{0.5} \times W^{0.4838}$	
6	Gehan and George	1970	$BSA = 0.0235 \times H^{0.42246} \times W^{0.51456}$	
7	Haycock et al.	1978	$BSA = 0.02465 \times H^{0.39646} \times W^{0.5378}$	
8	Mosteller (модифікація формули Gehan and George)	1987	$BSA = \sqrt{\frac{H \times W}{3600}}$	
9	Fujimoto	1968	$BSA = 0.008883 \times H^{0.663} \times W^{0.444}$	

Додаток 6. Основні фізіологічні константи людини

КРОВ

<u>Плазма:</u>		<u>Кількісний склад морфологічних елементів периферичної крові</u>	
вода	91–92%	Загальна кількість в 1 мм ³ (1 мкл):	
щільні частини	8–10%	- лейкоцитів	
з них:		4,5–8,5 тис.	
білок	близько 7%	- еритроцитів (у середньому):	
неорганічні частини	> 0,9%	- (чоловіки)	
небілкові органічні частини	>> 1%	5,1 млн.	
		- (жінки)	
		4,6 млн.	
		- тромбоцитів	
		250–400 тис.	
<u>Гематокрит:</u>		<u>Білки сироватки, г %</u>	
жінки	37–47 %	Загальний білок	
чоловіки	40–54 %	6,5–8,2	
<u>Об'єм циркулюючої крові</u>		Альбуміни	
5000–6000 мл		4,6–6,7	
(5–8% ваги тіла)		Глобуліни	
<u>Реакція (рН)</u>		1,2–2,3	
кров артеріальна	7,3–7,42	Фібріноген	
кров венозна	7,27–7,37	0,2–0,4	
<u>Осмотичний тиск</u>		<u>Залишковий азот і його компоненти в сироватці, мг %</u>	
7,6–8,1 атм		залишковий азот	
(768,2–818,7 кПа)		20–40	
<u>Онкотичний тиск</u>		сечовина (азот сечовини)	
25–30 мм рт. ст.		20–30	
(3,325–3,99 кПа)		сечова кислота	
<u>ШОЕ</u>		2,5–4,5	
чоловіки	6–12 мм/год	креатин	
жінки	8–15 мм/год	5,6–6,0	
<u>В'язкість крові</u>		креатинін	
4–5 ум. од.		1,0–2,0	
(відносно води)			

Лейкоцитарна формула здорової людини, %

Гранулоцити			Агранулоцити		
Нейтрофіли			Базофіли	Еозинофіли	Лімфоцити
юні	паличкоядерні	сегментоядерні			
0–1	1–4	45–65	0–1	1–4	25–40
					2–8

СЕРЦЕВО-СУДИННА СИСТЕМА

Частота серцевих скорочень в стані спокою за 1 хв – 70–80

Гемодинамічні показники

Ударний об'єм крові	70-80 мл
Хвилинний об'єм крові	4,24-5,3 л

Фази серцевого циклу

Систола шлуночків – 0,33 с	Фаза напруження – 0,08 с	Фаза асинхронного скорочення – 0,05 с
		Фаза ізометричного скорочення – 0,03 с
	Фаза вигнання – 0,25 с	Фаза швидкого вигнання – 0,12 с
		Фаза повільного вигнання – 0,13 с
Діастола шлуночків – 0,47с	Протодіастолічний період – 0,04с	
	Фаза ізометричного розслаблення – 0,08 с	
	Фаза наповнення шлуночків – 0,25 с	Фаза швидкого наповнення – 0,09 с
		Фаза повільного наповнення – 0,16 с
	Фаза наповнення шлуночків, яка обумовлена систолою передсердь – 0,1с	

СИСТЕМА ОРГАНІВ ДИХАННЯ

Показники дихання у здорової молодой людини (S поверхні тіла – 1,7 м) у спокої

Параметри	Показники	Параметри	Показники
Легеневі об'єми та ємності, л		Параметри механіки дихання	
Загальна ємність	6	Внутрішньоплевральний тиск:	
		наприкінці вдиху	-0,8 кПа
		наприкінці видиху	-0,5 кПа
Життєва ємність	4,5	Розтяжність легень	2 л /кПа
Функціональна залишкова ємність	2,4	Розтяжність грудної клітини	2 л /кПа
Залишковий об'єм	1,2	Опір диханню	0,2 кПа × с × л ⁻¹
Дихальний об'єм	0,5	Параметри газообміну	
Об'єм мертвого простору	0,15	Поглинання O ₂	280мл/хв
Параметри вентиляції		Виділення CO ₂	230 мл/хв
Частота дихання	14 хв ⁻¹	Дихальний коефіцієнт	0,82
Хвилинний об'єм дихання	7 л/хв	Дифузійна здатність для O ₂	230 мл×хв ⁻¹ ×кПа ⁻¹
Альвеолярна вентиляція	5 л/хв	Час контакту	0,3 с
Вентиляція мертвого простору	2 л/хв	Альвеолярна вентиляція/перфузія	0,9

Залежність вентиляції легень від частоти дихання

Частота дихання за 1 хв	Глибина вдиху, л	Хвилинний об'єм, л
12	3,5	41
24	2,7	64
30	2	60
60	0,9	50

Середні показники величини парціального тиску і процентного вмісту газів у повітрі і різних середовищах організму

Середовище	Парціальний тиск газів, мм рт.ст.		Вміст газів, %	
	O ₂	CO ₂	O ₂	CO ₂
Атмосферне повітря	158	0,2	20,9	0,03
Видихуване повітря	124	30	16,4	4
Альвеолярне повітря	110	40	14,5	5,5
Артеріальна кров	100	40	20	52
Венозна кров	40	46	12	57
Тканини	0	60–70	–	–

Кількість спожитого O₂ і виділеного CO₂ при окисненні поживних речовин

При окисненні 1 г	Споживання O ₂ , л	Виділення CO ₂ , л	Дихальний коефіцієнт
білків	0,97	0,77	0,8
жирів	2,0	1,4	0,7
вуглеводів	0,83	0,83	1,0

ОБМІН РЕЧОВИН ТА ВИТРАТИ ЕНЕРГІЇ

Додаток 7. Розрахунок основного обміну у чоловіків та жінок за масою

Одиниці вимірювання кДж/доба

Маса тіла, кг	Витрати енергії, кДж/добу		Маса тіла, кг	Витрати енергії, кДж/добу		Маса тіла, кг	Витрати енергії, кДж/добу	
	Чол.	Жін.		Чол.	Жін.		Чол.	Жін.
44	2814	4505	71	4367	5585	98	5920	6665
45	2868	4543	72	4426	5627	99	5978	6707
46	2927	4585	73	4480	5664	100	6037	6745
47	2985	4626	74	4539	5706	101	6092	6787
48	3044	4664	75	4597	5744	102	6151	6828
49	3098	4706	76	4655	5786	103	6208	6866
50	3157	4743	77	4710	5824	104	6267	6908
51	3215	4785	78	4769	5866	105	6322	6946
52	3274	4823	79	4828	5907	106	6381	6988
53	3329	4865	80	4886	5945	107	6439	7025
54	3387	4907	81	4940	5987	108	6498	7068
55	3446	4944	82	4999	6025	109	6552	7109
56	3504	4986	83	5057	6067	110	6611	7147
57	3559	5024	84	5116	6104	111	6670	7188
58	3617	5066	85	5171	6146	112	6728	7226
59	3676	5104	86	5230	6188	113	6783	7268
60	3735	5146	87	5288	6225	114	6841	7306
61	3789	5184	88	5346	6267	115	6899	7348
62	3848	5226	89	5401	6305	116	6958	7386
63	3906	5267	90	5460	6347	117	7013	7428
64	3965	5304	91	5518	6385	118	7072	7470
65	4019	5346	92	5576	6427	119	7131	7506
66	4078	5384	93	5631	6465	120	7188	7548
67	4137	5426	94	5690	6507	121	7243	7586
68	4195	5464	95	5749	6548	122	7302	7628
69	4250	5506	96	5807	6585	123	7360	7666
70	4308	5548	97	5775	6627	124	7418	7708

Додаток 8. Розрахунок основного обміну у чоловіків за зростом та віком

Одиниці вимірювання кДж/доба

Зріст, см	Вік, роки														
	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	37	39	41	43	45
96	473														
100	641	536													
104	808	703													
108	976	871													
112	1143	1038													
116	1310	1206													
120	1478	1373													
124	1645	1541													
128	1813	1708													
132	1980	1876													
136	1248	2043													
140	2315	2211													
144	2483	2378													
148	2650	2546													
152	2818	2713	2592	2537	2479	2420	2366	2307	2252	2194	2139	2081	2026	1968	1913
156	2985	2839	2801	2616	2562	2504	2449	2391	2336	2278	2223	2165	2110	2052	1997
160	3111	2964	2759	2700	2642	2587	2533	2474	2420	2361	2307	2248	2194	2135	2081
164	3236	3090	2843	2784	2730	2671	2617	2558	2504	2445	2391	2332	2278	2219	2165
168	3362	3215	2927	2868	2814	2755	2700	2542	2587	2529	2474	2416	2361	2303	2248
172	3447	3299	3010	2952	2897	2839	2784	2726	2671	2613	2558	2500	2445	2332	2273
176	3529	3383	3052	3035	3006	2922	2868	2809	2755	2696	2642	2583	2529	2470	2416
180	3613	3467	3178	3119	3065	3006	2952	2893	2839	2780	2726	2667	2513	2554	2500
184	3697	3550	3262	3203	3148	3090	3035	2977	2922	2864	2809	2751	2596	2638	2583
188	3781	3634	3345	3287	3232	3174	3119	3061	3006	2948	2893	2834	2780	2721	2667
192	3864	3718	3429	3370	3316	3257	3203	3144	3090	3031	297	2918	2864	2805	2751
196	-	3802	3513	3454	3400	3341	3287	3228	3174	3115	3061	3002	2948	2889	2834
200	-	-	3596	3538	3483	3425	3370	3312	3257	3199	3144	3086	3031	2973	2918

Додаток 9. Розрахунок основного обміну у жінок за зростом та віком.

Одиниці вимірювання кДж/доба

Зріст, см	Вік, роки														
	17	19	21	23	25	27	29	31	33	35	37	39	41	43	45
96	-4														
100	-21	-59													
104	46	8													
108	113	75													
112	180	142													
116	247	209													
120	314	276													
124	423	343													
128	448	410													
132	515	477													
136	582	544													
140	649	611													
144	716	678													
148	783	745													
152	842	804	766	729	687	649	611	569	532	490	452	414	373	335	297
156	900	862	795	758	720	678	641	603	561	523	486	444	406	364	327
160	959	921	829	787	749	712	670	632	595	553	515	477	435	398	360
164	1017	980	858	821	779	741	703	662	624	586	544	507	469	427	389
168	1068	1030	892	850	812	770	733	695	653	615	578	536	498	461	419
172	1118	1080	921	883	842	804	766	724	687	645	607	569	528	490	452
176	1168	1130	950	913	875	833	795	758	716	678	641	599	561	515	481
180	1218	1181	984	942	904	867	825	787	749	708	670	632	590	533	519
184	1269	1231	1013	976	934	896	854	816	779	741	699	662	624	582	544
188	1310	1273	1047	1005	967	925	900	850	808	770	733	691	653	615	574
192	1348	1315	1076	1038	996	959	921	879	842	800	762	724	682	645	607
196	1394	1357	1105	1068	1030	988	950	913	871	833	795	754	716	674	637
200	-	1398	1139	1097	1059	1022	980	942	904	862	825	787	749	708	670

Додаток 10. Витрати енергії при різних видах діяльності.

Вид діяльності або положення тіла	Витрата енергії за годину на 1кг маси	
	кДж	ккал
Сон	3,8	0,9
Відпочинок лежачи	4,6	1,1
Відпочинок сидячи	5,4	1,3
Писання сидячі	7,1	1,7
Стояння	7,3	1,75
Спів	7,3	1,75
Прасування	8,6	2,06
Робота на комп'ютері	13,4	3,2
Читання лекцій	13,4	3,2
Ходьба зі швидкістю: 6 км/год	18,8	4,5
8 км/год	42,0	10,0
Біг зі швидкістю: 8 км/год	34,1	8,14
12 км/год	50,0	12,0
15 км/год	63,0	15,0
Їзда на велосипеді	29,7	7,1
Плавання	29,7	7,1
Веслування (50-80 гребків/хв)	10,5-25,0	2,5-6,0
Гімнастика	17,6-59,0	4,2-14,0
Боротьба	46,0-67,0	11,0-16,0

Додаток 11. Хімічний склад та енергетична цінність харчових продуктів.

Назва продукту	Хімічний склад, %				Енергетична цінність 100г натуральної маси		
	Азотисті речовини	Жири	Вуглеводи	Мінеральні речовини	Вода	кДж	ккал
Яловичина прісна	20,57	2,01	-	1,21	76,17	335	80
Яловичина жирна	18,38	21,4	-	0,97	58,74	896	214
Свинина прісна	14,54	37,34	-	0,74	47,4	1373	328
Свинина жирна	20,08	6,63	-	1,1	72,55	486	116
Баранина жирна	16,36	31,07	-	0,93	51,19	1160	277
М'ясо курки	19,84	5,1	1,07	1,14	72,83	448	107
Яйце куряче	12,55	12,11	0,55	1,12	73,67	586	140
Свиняче сало	11,04	68,35	-	4,81	14,84	2709	647
Оселедець	18,43	14,48	-	13,88	57,84	540	129
Судак	19,46	0,28	6,27	1,04	79,21	184	44
Молоко жіноче	2,08	3,87	4,94	0,36	87,36	281	67
Молоко коров'яче	3,39	3,68	4,3	0,72	87,21	272	65
Вершки	0,01	22,62	1,72	0,64	70,44	1005	240
Сметана	4,34	26,23	0,6	0,56	67,67	1072	256
Масло вершкове	1,07	86,57	-	1,16	12,04	3295	787
Манна крупа	9,43	0,94	75,92	0,4	13,05	1432	342
Гречана крупа	12,86	2,83	64,71	2,13	13,94	1315	314
Ячмінна крупа	9,50	0,94	74,83	1,02	12,96	1302	311
Пшоно	12,29	2,19	65,65	2,13	13,47	1143	273
Рис	8,13	1,29	75,3	1,03	13,17	1386	331
Житній хліб	7,84	0,73	43,7	1,55	45,58	783	187
Пшеничний хліб	6,81	0,54	57,8	0,88	33,66	1080	258
Макарони	10,88	0,62	75,55	0,64	11,89	1608	384
Картопля	2,14	0,22	19,56	0,98	70,16	260	62
Морква	1,18	0,29	9,06	1,03	86,77	126	30
Капуста свіжа	1,83	0,18	5,95	1,18	90,11	80	19
Огірки свіжі	1,09	0,11	2,21	0,46	95,36	38	9
Салат	1,58	0,22	2,38	0,9	94,23	176	42
Помідори	0,95	0,19	3,99	0,61	98,42	63	15
Білі гриби свіжі	5,39	0,4	5,12	0,95	87,13	117	28
Гриби сушені	36,66	2,7	34,51	6,45	12,81	925	221
Яблука свіжі	0,4	-	12,13	0,42	84,37	172	41
Диня	0,84	0,13	6,35	0,52	91,5	100	24
Цукор	-	-	99,49	0,4	0,13	1620	387
Кавун	0,72	0,06	4,13	0,28	94,96	67	16
Мед	1,42	-	79,89	0,24	18,9	1319	315
Шоколад	6,27	22,2	63,36	2,26	1,59	1788	247

Додаток 12. Прилади спеціального призначення

ТЕХНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ СПІРОМЕТРА СУХОГО ПОРТАТИВНОГО ССП



Рис. 12.1 – Вигляд та комплектація спірометра сухого портативного ССП

Призначення: для вимірювання об'єму повітря, що видихається

Діапазон показань (л)	0–6,5
Діапазон вимірювань (л)	2,5–6,5
Відносна похибка при витратах від 25 до 60 л/хв (%)	±8
Ціна поділки шкали (мл)	100
Опір постійному повітряному потоку при витраті 50 л/хв (Па/мм вод.ст.)	180/18
Комплектація :	
- Спірометр сухий портативний ССП, шт.	1
- багаторазові пластикові мундштуки, які легко піддаються хімічній стерилізації, шт	6

ОПИС ТА НАЛАШТУВАННЯ МІКРОСКОПА «PRIMO STAR»

Мікроскоп «Primo Star» представляє собою світловий мікроскоп універсального застосування. Призначений переважно для дослідження зрізів клітин і тканин. Використовується також для дослідження препаратів-мазків, які слід виготовляти на предметних скельцях товщиною не більше 1,1–1,4 мм. Мікроскоп може бути оснащений цифровою фото-, відеокамерою AxioCam.

Найкращі результати мікроскопії при дослідженнях і мікрофотографуванні можна отримати лише при умові чіткого центрування всіх оптичних частин мікроскопа, включаючи і систему освітлення. Цього досягають при налаштуванні освітлення за методом Келлера.

Типові області застосування: дослідження крові та клітин тканини людини, а також проб тваринного або рослинного походження.

Характеристики:

- працює в «минаючому світлі», світле поле, темне поле,
- збільшення від 40× до 1000× для візуального спостереження.

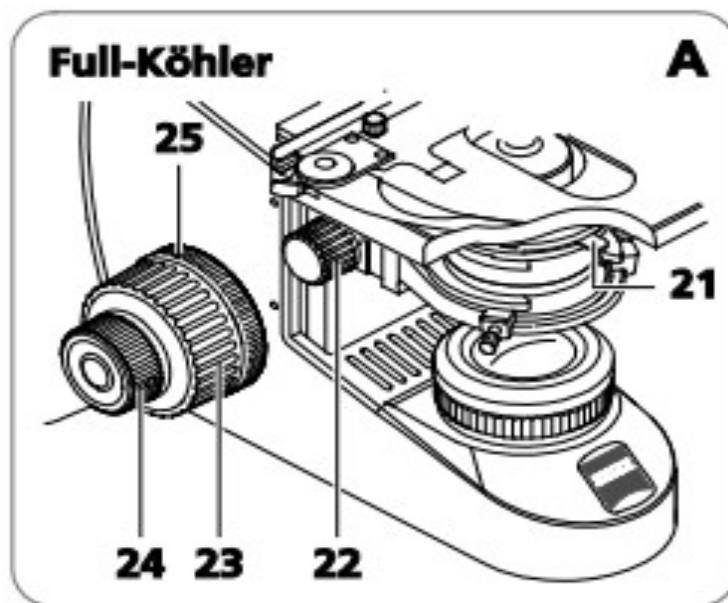


Рис. 12.2 – Елементи управління мікроскопа «Primo Star» («Full Köhler»):

- 21 – Важіль для переміщення апертурної діафрагми конденсора
- 22 – Кнопка з накаткою для регулювання конденсора по висоті
- 23 – Привід фокусування для грубого налаштування (ліва сторона)
- 24 – Привід фокусування для точного налаштування (ліва сторона)

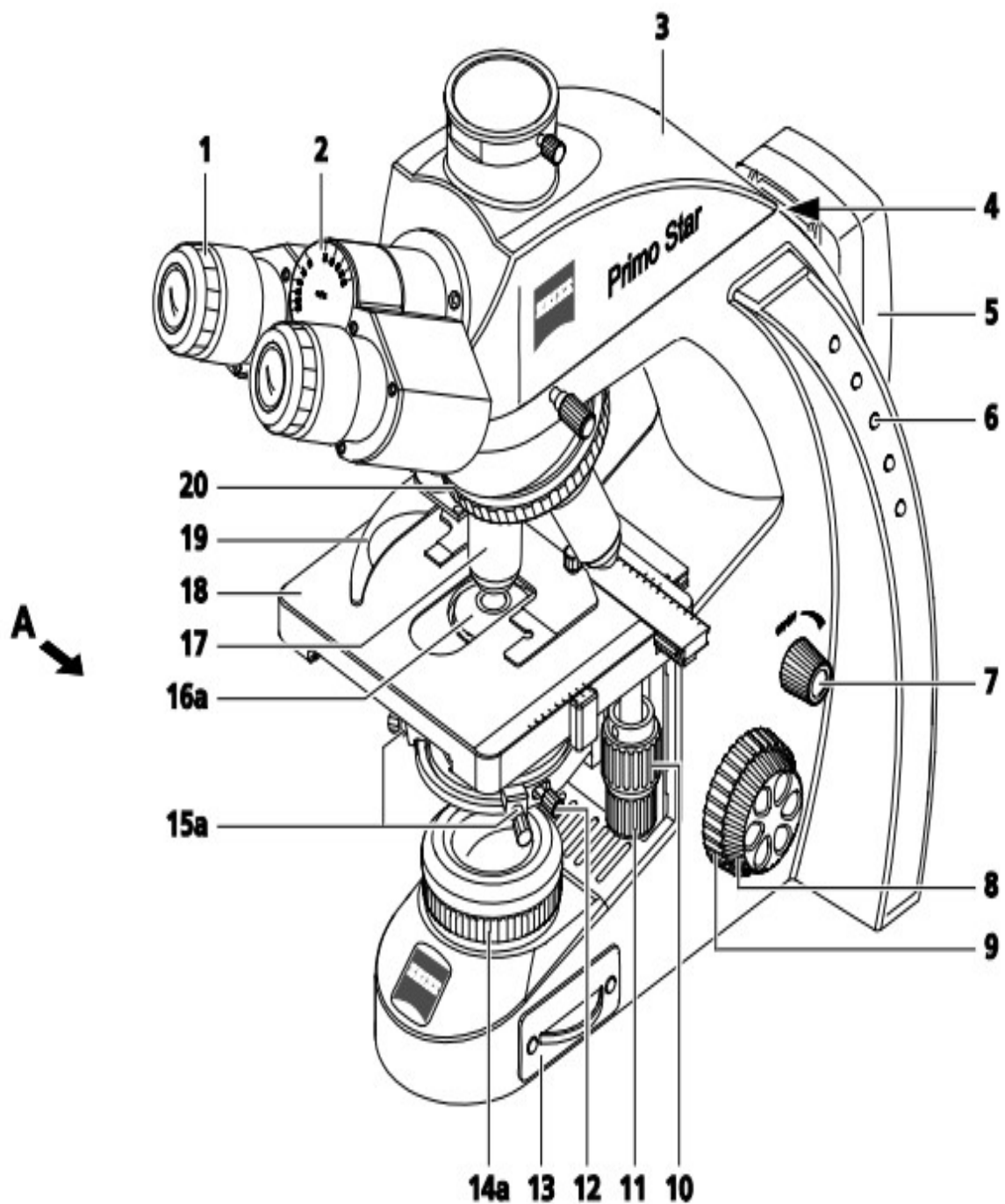


Рис. 12.3 – Будова та елементи управління мікроскопа «Primo Star» («Full Köhler»)

- 1 – Окуляри
- 2 – Бінокулярний вузол тубуса
- 3 – Тубус
- 4 – Ручка для носіння
- 5 – Штекерний мережевий блок

- 6 – Індикація інтенсивності освітлення
- 7 – Поворотна ручка для включення і виключення і для регулювання інтенсивності освітлення
- 8 – Привід фокусування для точного налаштування (права сторона)
- 9 – Привід фокусування для грубого налаштування (права сторона)
- 10 – Ручка приводу для переміщення предметного столика в напрямку X
- 11 – Ручка приводу для переміщення предметного столика в напрямку Y
- 12 – Затискний гвинт для конденсора
- 13 – Освітлювач минаючого світла, на світлодіоді або галогенці
- 14a – Кільце з накаткою для переміщення польової діафрагми освітлювача (тільки в варіанті оснащення «Full Köhler»)
- 15a – Гвинти для центрування конденсора на носії конденсора (у варіанті оснащення «Full Köhler» виконані як гвинти з накаткою)
- 16a – Конденсор Аббе в варіанті «Full Köhler»
- 17 – Об'єктив
- 18 – Предметний столик мікроскопа
- 19 – Підпружинений важіль об'єктоутримувача
- 20 – Кільце з накаткою револьверної головки для об'єтивів

Налаштування мікроскопа «Primo Star»

Налаштування міжокулярної відстані виконують шляхом симетричного повороту обох окулярних тубусів один проти одного налаштувати міжокулярну (міжзіничну) відстань так, щоб вона відповідала індивідуальному очному базису спостерігача (Рис. 12.4). Міжокулярну відстань налаштовано правильно, якщо спостерігач, дивлячись через обидва окуляри, бачить лише одне кругле зображення.

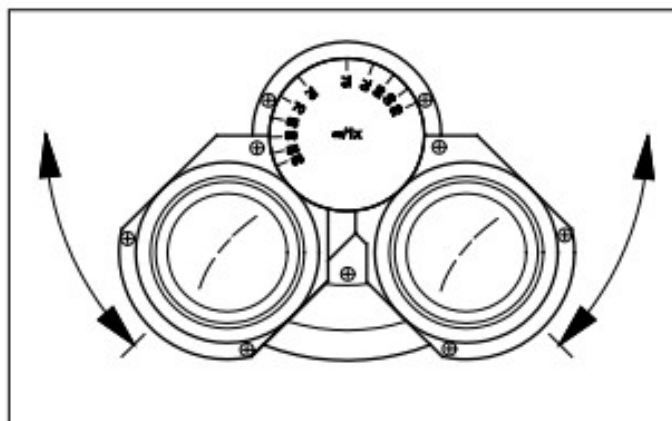


Рис. 12.4 – Налаштування міжокулярної відстані

Налаштування висоти окулярів. Пристосувати висоту окулярів до індивідуальних потреб спостерігача шляхом повороту окулярних тубусів вгору (Рис. 12.5/А) або вниз (Рис. 12.5/В).

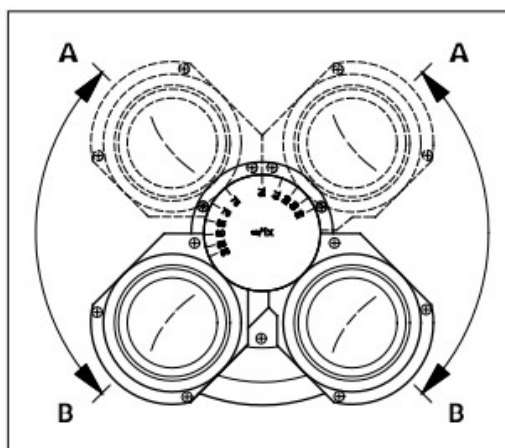


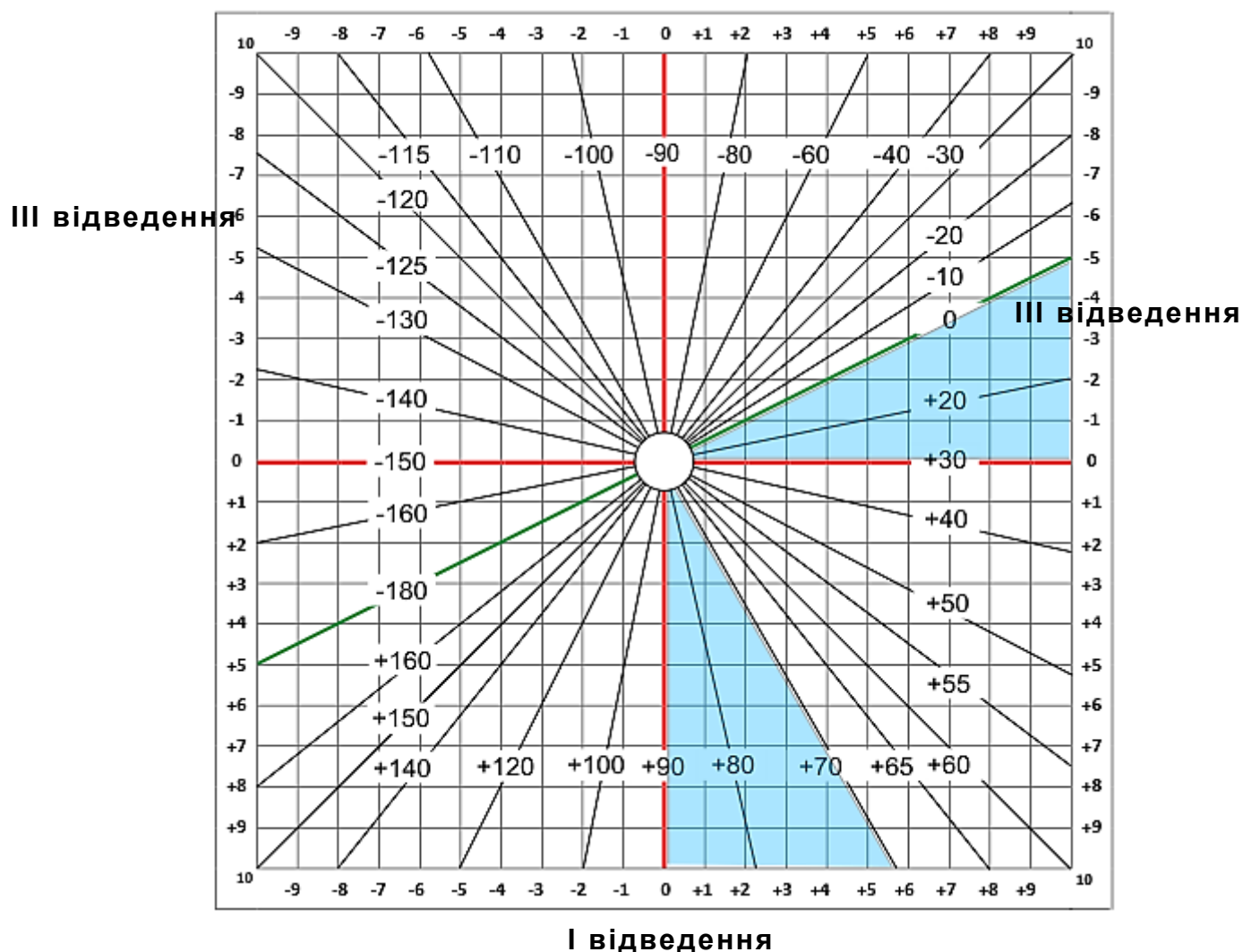
Рис. 12.5 – Налаштування висоти окулярів

Налаштування освітлення для роботи в світлі методом світлого поля виконують за методом Келлера [20].

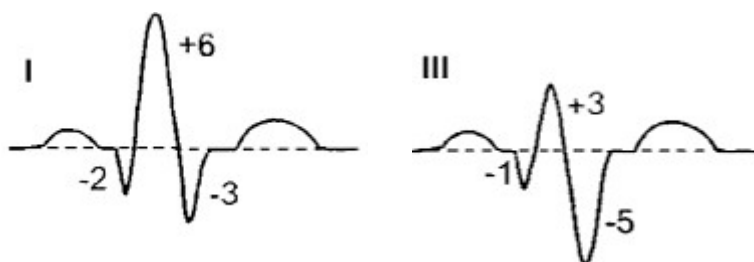
Оскільки при кожній зміні об'єктива змінюються величина поля зору і апертура об'єктива, польову діафрагму освітлювача і апертурну діафрагму необхідно заново налаштовувати для досягнення оптимального результату.

Додаток 13. Визначення положення електричної осі серця за Дьєдом

I відведення



Приклад розрахунку



Алгебраїчна сума зубців

I відведення: $-2 - 3 + 6 = +1$

Алгебраїчна сума зубців

III відведення: $-1 - 5 + 3 = -3$

В таблиці: з I відведення опускаємо перпендикуляр на +1, з III відведення проводимо перпендикуляр на -3. Перетин перпендикулярів вказує на величину кута альфа. Кут альфа знаходиться в діапазоні від -60 до -80 (приблизно -70 градусів).

Примітки:

від 0 до +29 – горизонтальне положення ЕОС

від +30 до +69 – нормальне положення ЕОС

від +70 до +90 – вертикальне положення ЕОС

від +90 до +120 – відхилення ЕОС вправо

>+120 – різке відхилення вправо

від 0 до +30 – відхилення ЕОС вліво

<-30 – різке відхилення вліво