**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ’Я УКРАЇНИ**

**ДОНЕЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  |  | **«ЗАТВЕРДЖЕНО»**  На методичній нараді кафедри медичної фізики та інформаційних технологій  завідувач кафедрою  к.пед.н. Богданова Т.Л.  «\_\_» \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ 20\_\_ р. |

**методичні вказівки**

**до лабораторних робіт з дисципліни**

**«Медична біологічна фізика»**

**І частина**

**для студентів першого та другого курсів, що навчаються за спеціальностями «медицина», «Стоматологія» та «Фармація» денної форми навчання**

|  |  |
| --- | --- |
| Дисципліна | Медична біологічна фізика |
| Курс | 1, 2 курс (денна, заочна форма) |
| Факультет | медичний, стоматологічний, фармацевтичний |

**м. Краматорськ – 2017 р.**

**УДК 577.3 (075.8)**

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт з дисципліни «Медична біологічна фізика» для студентів першого та другого курсу спеціальностей «Медицина», «Стоматологія», «Фармація» денної форми навчання. І частина. – Краматорськ, 2017. – 50 с.

Рекомендовано до видання Вченою радою ДНМУ

(протокол № 9 від 26.05.2017 р.)

Методичні рекомендації містять перелік початкових умінь, потрібних для успішного засвоєння дисципліни, кінцеву мету її вивчення, а також матеріали, необхідні для самоперевірки та самопідготовки. Підготовлені у відповідності з прийнятою в Донецькому національному медичному університеті системою програмно-цільового управління якістю підготовки фахівців.

Установа розробник: Донецький національний медичний університет, кафедра медичної фізика та інформаційних технологій (зав. каф. Т.Л. Богданова)

Укладачі: **зав. кафедрою Богданова Т.Л.,**

**доцент Білих В.Г.,**

**ст. викладач Петухов В.В.**

Рецензенти: д. фіз.-мат. наук, професор **Надточий В.О.** – завідувач кафедри фізики ДВНЗ Донбаський державний педагогічний університет;

к. фіз.-мат. наук **Савченко А.С.** – старший науковий співробітник Донецького фізико-технічного інституту ім. О.О. Галкіна НАН України.

Зміст

Вступ…………………………………………………………………………………4

Лабораторна робота №1: МЕТОДИ ОЦІНКИ ПОхибок ПРИ ПРЯМИХ І НЕПРЯМИХ ВИМІРЮВАННЯХ……………………………………………………..5

Лабораторна робота №2: МЕТОДИ СТАТИСТИЧНОЇ ОБРОБКИ ВИБІРКОВИХ ДАНИХ……………………………………………………………………….12

Лабораторна робота №3: ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОВЕРХНЕВОГО НАТЯГУ РІДИН …………………………………………………………………..19

Лабораторна робота №4: ВИЗНАЧЕННЯ КІНЕМАТИЧНОЇ В'ЯЗКОСТІ РІДИНИ КАПІЛЯРНИМ МЕТОДОМ…………………………………………………..26

Лабораторна робота №5: ФІЗИЧНІ ОСНОВИ КЛІНІЧНОГО МЕТОДУ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ КРОВІ……………………………………………………… 34

Лабораторна робота №6: Визначення порогу чутності і побудова кривої рівної гучності……………………………………………………..40

Додаток 1……………………………………………………………………………47

Рекомендована література ………………………………………………………...48

Вступ

**Предметом** навчальної дисципліни «Медична та біологічна фізика» є вивчення фізичних та фізико-хімічних явищ, що відбуваються на різних рівнях організації біологічних систем і які є основою фізіологічних процесів.

**Мета** дисципліни ‑ формування у студентів-медиків системних знань про фізичні властивості матерії і фізичні процеси, які протікають у біологічних об'єктах, у тому числі в людському організмі, а також освоєння фундаментальних основ математики і прикладного математичного апарату, що є необхідною умовою для вивчення інших навчальних дисциплін і придбання професійних лікарських навичок.

При цьому **завданнями** вивчення дисципліни є:

* вивчення елементів біофізики процесів життєдіяльності;
* вивчення розділів фізики і математики, що відображають основні принципи функціонування і можливості медичної техніки, яка застосовується при діагностиці і лікуванні захворювань;
* навчання студентів математичним методам, які використовуються у медицині для одержання необхідної інформації, обробки результатів спостережень і вимірювань;
* навчання студентів техніці безпеки при роботі з медичним обладнанням, що діє на основі того або іншого фізичного принципу.

У результаті вивчення навчальної дисципліни студент повинен ***знати***:

* основні закони фізики, фізичні явища й закономірності, що лежать в основі процесів, що протікають в організмі людини;
* фізичні основи функціонування медичної апаратури, будову і призначення медичної апаратури;
* математичні методи, що використовуються для рішення практичних задач у медицині;
* правила техніки безпеки при роботі з фізичними приборами і медичним обладнанням.

Після вивчення дисципліни студенти повинні ***вміти***:

* користуватися навчальною і науковою літературою, мережею Інтернет для професійної діяльності;
* прогнозувати результат фізичних впливів на людський організм;
* користуватися фізичним обладнанням;
* робити розрахунки за результатами експерименту, проводити елементарну статистичну обробку експериментальних даних;
* складати протоколи проведення фізичних досліджень і медико-біологічних випробувань.

Лабораторна робота № 1

**МЕТОДИ ОЦІНКИ ПОхибок ПРИ ПРЯМИХ І НЕПРЯМИХ ВИМІРЮВАННЯХ**

**Загальна мета:** 1. Навчитися обробляти результати прямих і непрямих вимірювань з урахуванням випадкових і систематичних похибок.

1. Навчитися оформляти звіт про виконання лабораторної роботи.

### 1. Питання вхідного контролю

1. Що означає виміряти фізичну величину?
2. Які вимірювання називаються прямими, які непрямими?
3. Які види похибок Ви знаєте?
4. Які величини називаються випадковими? Що таке дискретні і неперервні випадкові величини.
5. Чому результати вимірювань можна розглядати як випадкову величину?

### 2. Зміст навчання

Виконання лабораторних робіт супроводжується вимірюваннями фізичних величин. Фізична величина є кількісною мірою окремих якостей фізичного явища або фізичного тіла. Виміряти фізичну величину означає порівняти її з однорідною їй величиною, яка була обрана як одиниця вимірювання.

Усі одиниці фізичних величин стандартизовані і згруповані в міжнародну систему одиниць **SІ**, що містить у собі основні та похідні одиниці. Основними є ті одиниці, для яких існують еталони.

***Прямим***називають вимірювання, у результаті якого шукане значення величини знаходять безпосередньо за допомогою вимірювального приладу (спірометра, тонометра, амперметра, термометра і т.п.).

***Непрямим***називають вимірювання, при якому шукане значення знаходять на підставі відомої функціональної залежності між цією величиною та величинами, значення яких знаходять шляхом прямих вимірювань (наприклад − визначення густини тіла по його геометричним розмірам і масі).

Вимірювання фізичних величин ніколи не дозволяють визначати їх точні значення. Результат кожного виміру буде відрізнятися від точного значення вимірюваної величини внаслідок наявності похибок вимірювання. Похибки вимірювань по характеру і причинам їхній появи поділяють на випадкові, систематичні й промахи.

***Систематичні похибки*** приводять до однакового відхилення вимірюваної величини від точного значення при всіх вимірюваннях. Вони виникають через використання на практиці вимірювальних приладів, які відрізняються від еталонних, а також неточних або спрощених методів вимірювань. Систематичні похибки можуть бути зменшені шляхом заміни приладу, що використовується, на прилад більш високого класу точності, або уточненням методу вимірювань.

Систематичні похибки, що допускаються при прямих вимірах, частіше всього обумовлюються чутливістю прибору. Тому їх ще називають інструментальними або приладовими. Для характеристики більшості вимірювальних приладів користуються поняттям приведеної похибки:

,

де - абсолютна похибка або різниця між дійсним значенням вимірюваної величини і показанням приладу, а  ‑ найбільше значення, яке може бути знайдене за шкалою приладу.

По приведеній похибці всі прилади поділяють на класи точності (0,1; 0,2; 0,5; 1,0; 1,5; 2,5; 4), які відображають величину приведеної похибки у відсотках. За відомим значенням класу точності прибору можна розрахувати його абсолютну приладову похибки:

 (1.1)

У тих випадках, коли на приладі клас точності не зазначений вважають, що величина приладової похибки дорівнює ціні поділки приладу (або половині ціни поділки, якщо поділки розташовані не дуже часто й можна визначити, до якої із двох сусідніх поділок значення вимірюваної величини ближче). Межа припустимої похибки цифрового вимірювального приладу розраховують за паспортними даними, з використанням формули для розрахунку похибки даного приладу. При відсутності паспорта за величину похибки приймають одиницю найменшого розряду цифрового індикатора. Наприклад, якщо на індикаторі спостерігається частота 161,4 кГц похибка частотоміра буде дорівнювати 0,1 кГц.

***Промахи*** характеризуються явним і позбавленим фізичного змісту відхиленням отриманого значення від інших результатів вимірювань. Ці значення не повторюються при повторних вимірюваннях, і повинні після перевірки відкидатися.

***Випадкові похибки*** характеризуються однаковою ймовірністю зменшення або збільшення результату вимірювання стосовно точно визначеного значення вимірюваної величини.

Випадкові похибки зазвичай пов’язані з недосконалістю вимірювальних приладів і органів почуття експериментатора, а також впливом випадкових факторів, урахування яких є неможливим. Вони можуть бути зменшені, але цілком усунути їх неможливо.

Випадкові похибки є різницею між результатами вимірів величини та істинним значенням цієї величини. Оскільки випадкові похибки обумовлені неконтрольованими причинами, то результат виміру є також випадковою величиною, для опису якої можуть бути застосовані статистичні методи. Ці методи дають можливість визначати точкові та інтервальні оцінки та різняться в залежності від того, похибки яких вимірювань - прямих або непрямих - розраховуються.

Нехай ***а1, а2, а3, . . . а*** – значення величини ***а***, що були отримані в результаті серії прямих вимірювань. Сукупність величин ***аi*** можна вважати випадковою вибіркою об'єму *N* з усіх вимірювань, що були проведені у тих самих умовах величини, що й вимірювання величини ***а.*** Найкращою точковою оцінкою вимірюваної величини є вибіркове середнє, котре розраховується як *середнє арифметичне* результатів усіх вимірів:

,

де

. (1.2)

Інтервальна оцінка точного значення вимірюваної величини задається інтервалом із центром у точці  і напівшириною

, (1.3)

де  - коефіцієнт Ст’юдента, значення якого знаходять по таблиці 1 додатку для довірчої ймовірності γ і числа ступенів свободи розподілу Ст’юдента , а величина  називається середньоквадратичним відхиленням середнього арифметичного (похибкою середнього) і розраховується за формулою:

. (1.4)

Інтервальна оцінка точного значення вимірюваної величини є більш достовірною. У цьому випадку визначається інтервал, у який із заздалегідь заданою ймовірністю потрапляє точне значення вимірюваної величини. Цей інтервал називається ***довірчим***, а ймовірність того, що точне значення оцінюваної величини знаходиться в цьому інтервалі – ***довірчою ймовірністю*** γ або надійністю. Величину α=1-γ, що характеризує ймовірність невлучення точного значення вимірюваної величини в обраний довірчий інтервал, тобто ймовірність помилки, називають ***рівнем значимості***. Значення γ задається заздалегідь (зазвичай в медико-біологічних дослідженнях вибирають значення γ=0,95=95% або γ= 0,99=99%), після чого за формулою (1.3) обчислюють відповідний довірчий інтервал. Величину , яку й розраховують за формулою (1.3), називають ***напівшириною довірчого інтервалу***вимірюваної величини.

Крім розкиду в результатах вимірювань, що пов’язані із випадковими причинами, кожне вимірювання величини ***а*** містить похибку приладу , яка розраховується по формулі (1.1).

***Абсолютною похибкою***вимірювання називають величину, яка є відхиленням від точного значення шуканої величини з урахуванням випадкових факторів і приладової похибки. Абсолютна похибка вимірювань розраховується по формулі:

 (1.5)

Результат вимірювання величини  **має бути** записаний у вигляді

.

Це означає, що з довірчою ймовірністю γ точне значення вимірюваної величини належить відрізку .

Якщо зроблено тільки одне вимірювання або всі вимірювання дали однакові результати, то вважають, що абсолютна похибка дорівнює приладовій похибці.

Для характеристики якості вимірювань розраховують величину ***відносної похибки:***

, (1.6)

яка показує яку частину абсолютна похибка (помилка вимірювань) становить від самої величини. Чим менше відносна похибка, тим точніше вимірювання. Часто величину відносної похибки наводять у відсотках.

Після обчислення абсолютної і відносної похибок результат вимірювання величини  представляють у вигляді

, α=0,05 (або α=0,01);

ε= …% (1...7)

Описаний вище метод визначення похибок застосовується також при непрямих вимірюваннях.

Непрямі виміри передбачають, що деяка величина *x* обчислюється за формулою:

 (1.8)

де величини ***а****,* ***b****,* ***с****,* ... - результати, що були отримані при прямих вимірюваннях, довідкові дані або ж числові коефіцієнти. Припускається, що для величин, які були знайдені при прямих вимірюваннях, вже проведена статистична обробка, у результаті якої по формулам (1.1-1.5) розраховані середні значення , а також абсолютні похибки цих величин. Для довідкових (табличних) величин абсолютна похибка приймається рівній половині останнього розряду числа (наприклад, π=3,14. Останній розряд – соті, відповідно, Δπ = 0,01/2 = 0,005). В якості точкової оцінки величини  (найбільш ймовірне значення) приймається значення функції від середніх значень результатів прямих вимірів:

 (1.9)

Похибка непрямого виміру Δ***x*** є наслідком впливу на результат обчислення похибок аргументів, тобто величин Δ***а****,* Δ***b****,* Δ***с****, ... .* При обчисленні похибок величин, які були отримані у непрямих вимірах, виходять із того, що вони значно менше самих величин () і тому вплив їх можна оцінювати за формулами диференціального числення. При цьому абсолютна похибка величини ***x*** визначається по формулі:

 (1.10)

де знаки модулів ураховують неможливість взаємного ослаблення впливу випадкових похибок аргументів функції.

Відносна похибка непрямих вимірювань, також, розраховується по формулі (1.6), а результат вимірювання записується в стандартному вигляді (1.7).

### 3. Практична частина

**Завдання 1**: Виміряти об’єм легенів за допомогою спірометра.

**Прибори і обладнання**: спірометр, спирт для дезінфекції.

Спірометр - прилад, який використовується для визначення життєвої ємності легенів.

**Порядок виконання роботи**

1. Познайомитися з устроєм спірометра. Підготуйте його до роботи (продезінфікуйте наконечник, встановіть стрілку шкали на початок відліку).
2. Зробіть глибокий вдих і видихніть повітря до максимального видиху в спірометр. Запишіть об’єм легенів (у літрах) у таблицю 1.1.
3. Повторіть вимірювання 5 разів.
4. По формулі (1.2) розрахуйте середнє значення об'єму легенів . Результат запишіть у таблицю 1.1.
5. Розрахуйте абсолютну похибку кожного вимірювання: . Результат запишіть у таблицю 2.

*Таблиця* 1.1

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| № досвіду | , літр | , літри |
| 1 |  |  |
| 2 |  |  |
| 3 |  |  |
| 4 |  |  |
| 5 |  |  |
| Середнє значення |  |  |

1. По формулі (1.4) розрахуйте середньоквадратичне відхилення  і результат запишіть у таблицю 1.1.
2. У таблиці 1 Додатка для коефіцієнтів Ст′юдента знайдіть значення  для γ = 95% і .
3. За допомогою формули (1.3) обчисліть абсолютну випадкову похибку 
4. Знайдіть приладову похибку .
5. По формулах (1.5) і (1.7) розрахуйте абсолютну Δ*V* і відносну *ε* похибки вимірювань.
6. Запишіть остаточний результат у стандартному вигляді (1.7).

**Завдання 2**: Визначити об'єм легенів по площі поверхні тіла.

**Прибори й обладнання**: ростомір медичний, ваги медичні або побутові.

**Опис методу вимірювань**:

Об’єм легенів може бути визначеним різними непрямими способами. Найбільш простим, але наближеним способом, є визначення об'єму легенів по площі поверхні тіла людини, якій об'єм легенів пропорційний:

.

У чоловіків 1 квадратний метр поверхні тіла в середньому відповідає 2,5 літрам об'єму легенів (***А***=2,5), у жінок – 2,0 літрам (***А***=2,0). Площу поверхні тіла людини (***S***) можна приблизно розрахувати згідно рівнянню Дубойса: , де ***m*** – маса тіла людини в кілограмах, ***l*** – зріст людини в метрах.

**Порядок виконання роботи**

1. Виміряйте масу людини (, кг).
2. Визначте абсолютну похибку ваг (Δ***m***, кг).
3. Виміряйте зріст людини (***l***0, м).
4. Визначте абсолютну похибку ростоміра (Δ***l***, м).
5. Запишіть значення маси й росту у вигляді:

 кг, м.

1. Користуючись формулою Дубойса визначте середнє значення об’єму легенів

.

1. Обчисліть абсолютну похибку непрямого виміру по формулі:

.

При обчисленнях прийняти Δ***А*** = 0,05.

1. Обчисліть відносну похибку по формулі (1.7).
2. Запишіть кінцевий результат обчислень. .
3. Порівняйте результати, отримані в завданнях 1 і 2. Сформулюйте висновок за результатами виконання завдань 1,2.

**4. Питання вихідного контролю**

1. Чим обумовлені систематичні похибки?
2. Як визначається систематична похибка вимірювального прибору?
3. З чим пов'язані випадкові похибки?
4. Як у кінцевому результаті врахувати приборну і випадкову похибки?
5. Який зміст мають абсолютна і відносна похибки?
6. Як розраховується абсолютна похибка непрямих вимірювань?
7. Що таке довірчий інтервал і довірча ймовірність?
8. Як розраховується напівширина довірчого інтервалу?
9. З якою ймовірністю досить гарантувати результати вимірювання в медико-біологічних дослідженнях?
10. Що таке промахи? Як їх ураховують при обробці результатів вимірювань?
11. Які методи виміру об'єму легенів Ви знаєте? Який з розглянутих методів найбільш точний і чому?
12. Який зв'язок між зростом, масою людини, площею поверхні тіла і об'ємом легенів?

Лабораторна робота №2

**МЕТОДИ СТАТИСТИЧНОЇ ОБРОБКИ**

**ВИБІРКОВИХ ДАНИХ**

**Загальна мета**: 1. Навчитися застосовувати на практиці методи статистичної обробки вибіркових даних.

1. Питання вхідного контролю

1. У чому полягає основна задача статистичного дослідження?
2. Що таке генеральна й вибіркова сукупності?
3. Що таке варіаційний статистичний ряд? Як він представляється графічно?
4. Що таке інтервальный статистичний ряд? Як він представляється графічно?
5. Які точкові оцінки параметрів вибіркової сукупності Ви знаєте?
6. У чому полягає інтервальная оцінка параметрів вибірки?

2. Зміст навчання

Математична статистика займається розробкою методів дослідження масових випадкових явищ на основі аналізу експериментальних даних, що були отримані при дослідженні порівняно невеликої групи цих явищ. Фундаментальними поняттями математичної статистики є генеральна сукупність і вибіркова сукупність (вибірка).

***Генеральна сукупність*** – це множина однорідних об'єктів, що характеризуються певними якісними або кількісними ознаками, і підлягають статистичному дослідженню. Число елементів генеральної сукупності називається її об'ємом.

Частина генеральної сукупності, випадковим чином відібрана для вивчення якого-небудь явища, називається ***вибірковою сукупністю*** або коротко ***вибіркою***. Число елементів вибірки називається її об'ємом. У серії експериментів, що проводяться із вибіркою, досліджувана величина *Х* може приймати певні значення ***х***n (n – номер експерименту). Кожне отримане значення величини *Х* називають ***варіантою***. Ці значення, записані в тому порядку, у якому вони були отримані в ході експерименту, називають простим статистичним рядом. Для одержання інформації про статистичний розподіл ознаки, що досліджується та описується випадковою величиною *Х*, простий статистичний ряд перетворять або у варіаційний, або інтервальний статистичний ряд.

Якщо вибірка досліджується по кількісній ознаці *Х*, що представляє дискретну випадкову величину, то для статистичного аналізу вибірки будують варіаційний статистичний ряд. У випадку, коли досліджувана ознака описується неперервною випадковою величиною *Х*, для статистичного аналізу використовують інтервальний статистичний ряд. Оскільки більшість медико-біологічних параметрів є неперервними величинами, то докладніше розглянемо побудову інтервального статистичного ряду.

Для побудови інтервального ряду всю область значень ознаки *Х,* що має бути дослідженою, розбивають на деяку кількість рівних по довжині інтервалів і фіксують кількість значень ознаки, яка належать кожному інтервалу (частоту інтервалу). Усе сказане можна представити у вигляді такої послідовності дій:

1. визначаємо максимальне ***х***max і мінімальне ***x***min значення ознаки, що досліджується;
2. розбиваємо відрізок [***x***max, ***x***min] на кілька рівних інтервалів. Число інтервалів *k* (як правило, не менш 5 і не більше 25) приблизно визначається такими емпіричними формулами:

, або ,

де ***n*** – об'єм вибірки;

1. розраховують ширину інтервалів:

;

1. обчислюють границі інтервалів:

;

1. для кожного інтервалу підраховують частоти ***m***i  і (або) відносні частоти ***p***i= ***m***i / ***n*** влучення варіант у даний інтервал. Оскільки деякі варіанти можуть бути границею двох сусідніх інтервалів, то дотримуються такого правила: до інтервалу (***а***, ***b***) відносять варіанти, що задовольняють нерівності ***а*** ≤ ***х*** < ***b***, тобто пограничну варіанту відносять до правого інтервалу.

За результатами виконання пунктів 1)-5) будують таблицю 2.1, яка і називається інтервальним статистичним рядом.

*Таблиця* 2.1

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Інтервали, *Х* | (***х***0, ***x***1) | (***х***1, ***x***2) | (***х***2, ***x***3) | … | (***х***k-1, ***x***k) |  |
| Частоти, ***m*** | ***m***1 | ***m***2 | ***m***3 | … | ***m***k |  |
| Відн. частоти, ***р*** | ***p***1 | ***p***2 | ***p***3 | … | ***p***k |  |

В останньому стовпці таблиці виконується перевірка інтервального ряду. Нагадаємо, що сума частот влучень варіант у заданий інтервал повинна дорівнювати об'єму вибірки ***п***:

. (2.1)

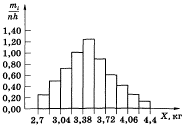
Відповідно сума відносних частот повинна дорівнювати 1:

 (2.2)

Відзначимо, що вираз (2.2) аналогічний умові, якій повинна задовольняти сума ймовірностей подій, які утворюють повну групу. Тому часто відносні частоти  розглядають як емпіричні ймовірності влучення неперервної випадкової величини *Х* у i-***ий*** інтервал.

Графічним представленням інтервального ряду є гістограми частот або відносних частот. ***Гістограмою частот*** називають діаграму, що складається з вертикальних прямокутників з основою ***h***, висоти яких дорівнюють відношенню . Для побудови гістограми частот на осі абсцис відкладають інтервали значень показника, що досліджується (верхній рядок табл.1) і на них будують прямокутники висотою . Площа i-***го*** прямокутника дорівнює кількості варіант на i-***ому*** інтервалі: . Отже, площа гістограми дорівнює об'єму вибірки.

Гістограма відносних частот відрізняється від попередньої гістограми тим, що висоти прямокутників дорівнюють відношенню  - емпіричній щільності ймовірності. Нагадаємо, що  є наближеною оцінкою ймовірності влучення значень *Х* у інтервал, який попередньо був обраним. Площа гістограми відносних частот повинна дорівнювати одиниці. Приклад гістограми відносних частот показаний на рис.1.



*Рисунок 2.1.* Гістограма відносних частот маси тіла немовлят

Якщо з’єднати середні точки верхніх основ прямокутників гістограми відносних частот плавною лінією, можна за даними вибірки одержати наближений вид графіка функції розподілу щільності ймовірності  випадкової величини *Х.*

Головна мета вибіркового методу щодо розрахунку числових характеристиках вибірки полягає в тому, щоб якомога точніше визначити відповідні характеристики генеральної сукупності.

***Точкова оцінка*** характеристик генеральної сукупності полягає у використанні в якості числових характеристик генеральної сукупності відповідних числових характеристик вибірки. Наприклад, у якості генерального середнього використовується вибіркове середнє, генеральної дисперсії ‑ вибіркова дисперсія і т.ін. Такі оцінки називаються точковими.

Точкові оцінки генеральної сукупності:

1. вибіркове середнє – використовується в якості оцінки генерального середнього (математичного очікування *М*(*Х*)) та розраховується за допомогою формули:

; (2.3)

(у медичних дослідженнях ця величина часто позначається буквою *μ*).

1. вибіркова виправлена дисперсія *s*2 є найкращою оцінкою генеральної дисперсії σ2. Розраховується за формулою:

; (2.4)

1. виправлене вибіркове середнє квадратичне відхилення (стандартне відхилення) ***s*** є найкращою оцінкою генерального середньоквадратичного відхилення σ. Ця величина розраховується за формулою 2.5.

. (2.5)

Нагадаємо, що дисперсія σ2 і середнє квадратичне відхилення σ характеризують відхилення експериментальних даних від середнього значення  (математичного очікування *М*(*Х*) випадкової величини *Х*).

***Інтервальна оцінка*** параметрів генеральної сукупності визначає інтервал, у який із заздалегідь заданою ймовірністю попадає точне значення ознаки, що підлягає дослідженню. Цей інтервал називається ***довірчим***, а ймовірність того, що точне значення оцінюваної величини знаходиться в межах цього інтервалу називають ***довірчою ймовірністю*** γ. Величину α = 1 – γ, що характеризує ймовірність помилки, називають ***рівнем значущості***. У медико-біологічних дослідженнях вибирають γ = 0,95 = 95% або γ = 0,99 = 99% після чого обчислюється довірчий інтервал.

Інтервальною оцінкою генерального середнього (математичного очікування *М*(*Х*))  досліджуваної ознаки є довірчий інтервал

, (2.6)

де *μ* – вибіркове середнє (2.3), а *δ* – напівширина довірчого інтервалу, величина якого, у загальному випадку, залежить від закону розподілу випадкової величини *Х.* Для випадкових величин, що підпорядковуються нормальному закону розподілу, напівширина довірчого інтервалу розраховується за формулою:

, (2.7)

де  - коефіцієнт Стьюдента для довірчої ймовірності γ і числа ступенів свободи розподілу Стьюдента  (див. таблицю 1 Додатка), величина стандартного відхилення  розраховується за формулою (2.5), ***п*** – об'єм вибірки. Результат інтервальної оцінки записують у вигляді:

, α=0,05 (або ?=0,01).

При проведенні різноманітних досліджень дуже часто вимірюються відразу декілька параметрів у об'єктів вибірки. Наприклад, при обстеженні пацієнта виміряються зріст, маса тіла, величина артеріального тиску й т.д. У подібних випадках природно виникає питання про можливий зв'язок досліджуваних параметрів, які, у загальному випадку, є випадковими величинами.

Залежність величини *Y* від величини *Х* називають *статистичною*, якщо кожному значенню величини *Х* із множини її припустимих значень відповідає деяка множина припустимих значень величини *Y*. Наприклад, даний зріст (*Х*) можуть мати люди з різною масою тіла (*Y*). Причому зміна величини *Х* приводить до зміни розподілу *Y*.

При вивченні статистичних залежностей особливий інтерес представляють так звані ***кореляційні*** залежності, для яких зміна однієї з величин (*Х*) спричиняє зміну математичного очікування іншої величини (*Y*).

Наявність кореляційної залежності між розглянутими параметрами можна встановити якісно ‑ за формою кореляційного поля, і кількісно ‑ шляхом обчислення коефіцієнта кореляції.

Для встановлення кореляційної залежності експериментально визначають відповідні пари значень ознак *Х* і *Y* для кожного обстеженого об'єкта. Результати заносять у таблицю 2.2.

*таблиця2.2*

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| ознака *Х* | ***x1*** | ***x2*** | ***x3*** | ***…*** | ***xn*** |
| ознака *Y* | ***y1*** | ***y2*** | ***y3*** | ***…*** | ***yn*** |

Кожній парі значень (***хi***, ***yi***) на площині *XOY* відповідає одна точка. Кількість точок дорівнює об'єму вибірки ***п.*** Область на площині *XOY* зайнята цими точками називається ***кореляційним полем***.

По виду кореляційного поля можна зробити якісні висновки про характер зв'язку між ознаками *Х* і *Y*. Якщо форма кореляційного поля близька до кола (Рис. 2.2 а), то зв'язку між ознаками *Х* і *Y* немає. Якщо ж кореляційне поле витягнуте (Рис. 2.2б), то кореляційний зв'язок між ознаками *Х* і *Y* існує, причому чим більше витягнуте кореляційне поле, тим сильнішим буде кореляційний зв'язок.

*Y*

*X*

*Y*

*X*

а)

б)

*Рисунок 2.2.* Можливий вид кореляційного поля:

а) зв'язку немає; б) зв'язок є

Для кількісної оцінки наявності кореляційної залежності розраховують вибірковий коефіцієнт парної кореляції rху:

, (2.8)

де  і  - вибіркові середні для ознак *Х* і *Y* (див. формулу (2.3)).

Значення коефіцієнта кореляції можуть бути як позитивними, так і негативними, причому . При  вважають, що зв'язок між *Х* і *Y* відсутній або дуже слабкий; при  ‑ зв'язок помірний; при  ‑ сильний. Якщо , то між *Х* і *Y* існує функціональний зв'язок *Y* = *f*(*X*). Якщо , то зв'язок між ознаками *Х* і *Y* прямий, тобто з зростанням одної змінної значення іншої також збільшуються. При  зв'язок зворотний – зі збільшенням однієї змінної значення іншої змінної зменшуються.

Середню похибку коефіцієнта кореляції можна знайти за формулою:

. (2.9)

Значення коефіцієнта кореляції вважається достовірним, якщо воно не менш чим в 3 рази перевищує його похибку: .

Якщо вибірка має досить великий об'єм і репрезентативна, то висновок про тісноту зв'язку між ознаками, що був отриманий за даними вибірки, можна поширити і на генеральну сукупність.

3. Порядок виконання роботи

**Завдання 1.** Статистична обробка даних вибіркових досліджень.

1. За отриманими даними прямих вимірів лабораторної роботи №1 (маса тіла, зріст і об'єм легенів) сформувати такі вибіркові сукупності:

Х1 – маса тіла дівчин групи;

Х2 – маса тіла юнаків групи;

Y1 – зріст дівчин групи;

Y2 – зріст юнаків групи;

Z1 – об'єм легких дівчин групи;

Z2 – об'єм легких юнаків групи\*.

Примітка: вибіркова сукупність придатна для подальшої роботи, якщо її об'єм не менш трьох об'єктів (***n***≥ 3), масу тіла округліть із точністю до цілих.

1. Для вказаної викладачем вибіркової сукупності (X, Y або Z) побудувати інтервальний ряд розподілу й гістограму відносних частот.
2. За формулами (2.3-2.5) зробити точкову оцінку параметра, що був вибраний для дослідження.
3. За формулами (2.6-2.7) зробити інтервальну оцінку істинного значення вимірюваної величини з довірчою ймовірністю γ = 0,95.

**Завдання 2.** Елементи кореляційного аналізу.

1. Для пари вибірок X і Y (маса тіла, зріст) побудувати кореляційну таблицю (табл. 2.2) та кореляційне поле.
2. За формулами (2.3), (2.8) обчислити вибірковий коефіцієнт парної кореляції.
3. По формулі (2.9) оцінити вірогідність коефіцієнта кореляції.
4. По виду кореляційного поля й результатів пунктів 2), 3) зробити висновок про кореляційну залежність пари випадкових величин, що була досліджена.

4. Питання вихідного контролю

1. Опишіть етапи побудови варіаційного статистичного ряду.
2. Опишіть етапи побудови інтервального статистичного ряду.
3. Які величини використовуються для точкової оцінки параметрів вибірки? Запишіть відповідні формули.
4. У чому суть інтервальної оцінки параметрів вибірки? Як розраховується напівширина довірчого інтервалу?
5. Що таке статистичний зв'язок між параметрами вибірки?
6. У яких випадках можна говорити про кореляційний зв'язок між параметрами вибірки?
7. Що таке кореляційне поле? Як наявність кореляції між параметрами вибірки відбивається на кореляційному полі?
8. Як розрахувати коефіцієнт парної кореляції?
9. Які висновки можна зробити з аналізу значень коефіцієнта кореляції?
10. Як оцінити вірогідність коефіцієнта кореляції?

Лабораторна робота №3

### ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОВЕРХНЕВОГО

**НАТЯГУ РІДИН**

**Загальна мета**: 1. Вивчити явище поверхневого натягу рідин.

2. Визначити коефіцієнт поверхневого натягу різних рідин методом відриву крапель.

1. Питання вхідного контролю

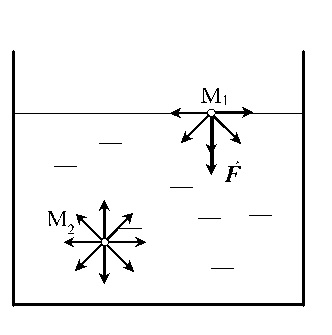
1. Чим відрізняються властивості рідин від властивостей газів і твердих тіл?
2. У чому полягає явище поверхневого натягу?
3. Як пояснюються явища змочування й незмочування? Що таке крайовий кут?
4. У чому полягають капілярні явища?
5. Яке значення має визначення коефіцієнта поверхневого натягу в медичній практиці?

**2. Зміст навчання**

За фізичними властивостями рідини займають проміжне положення між газами й твердими тілами. Молекули рідини досить щільно впаковані, тому рідини практично не стискаються та їх густина близька до густини твердих тіл. Між молекулами рідини діють значні сили взаємодії, трохи менші, ніж у твердих тел. Рідини, подібно твердим тілам, зберігають свій об'єм, однак, як гази, приймають форму посудини, у якій перебувають.

Молекули рідини здійснюють безперервний хаотичний рух, енергія якого прямо пропорційна температурі.

Найбільш характерною властивістю рідини є наявність вільної поверхні на границі з газом або твердим тілом, що приводить до виникнення явищ особливого роду, які називають поверхневими. Вони обумовлені особливими фізичними умовами, у яких знаходяться молекули вільної поверхні рідини. На кожну молекулу рідини діють сили притягнення з боку інших молекул, що оточують обрану, та, які розташовані від неї на відстані кількох нанометрів.

**

*Рисунок 3.1.* Молекулярні сили, що діють на молекулу М1 у поверхневому шарі й молекулу М2 усередині об'єму рідини.

Розглянемо сили, що діють на молекули розташовані всередині об'єму рідини та на її поверхні. На молекулу М2, яка розташована всередині рідини (рис. 3.1), діють приблизно однакові сили з боку молекул, що її оточують, тому їх рівнодіюча близька до нуля.

Для молекули М1, яка розташована на поверхні рідини, сили притягання з боку молекул газу дуже малі в порівнянні із силами притягання молекул рідини, тому рівнодіюча  цих сил відмінна від нуля і спрямована всередину рідини, перпендикулярно її поверхні. Ця сила прагне «втягти» молекулу М1 всередину об'єму рідини, але внаслідок щільної упаковки молекул рідини таке переміщення неможливе. Отже, молекули поверхневого шару зазнають дію молекулярних сил, які спрямовані усередину об'єму рідини, і поверхневий шар, подібно натягнутій плівці, створює молекулярний тиск на рідину.

Для того щоб перемістити молекулу зсередини об'єму на поверхню рідини, необхідно виконати роботу проти сил молекулярного тиску. Отже, кожна молекула на поверхні рідини має додаткову потенційну енергію у порівнянні з молекулами всередині рідини. Цю потенційну енергію називають поверхневою енергією.

Очевидно, що величина поверхневої енергії  прямо пропорційна кількості молекул у поверхневому шарі і, отже, прямо пропорційна площі *S* вільної поверхні рідини

. (3.1)

Коефіцієнт пропорційності *σ* у формулі (3.1) залежить тільки від властивостей рідини і її температури й називається коефіцієнтом поверхневого натягу. У системі СІ коефіцієнт поверхневого натягу *σ* виміряється в Дж/м2 або Н/м.

Оскільки будь-яка фізична система прагне до стану з найменшою можливою в даних умовах потенційною енергією, вільна поверхня рідини прагне прийняти найменшу можливу площу. З цієї причини крапля рідини в стані невагомості приймає сферичну форму, що відповідає мінімальній поверхні при заданому об'ємі рідини.

Якщо на вільній поверхні рідини провести уявлювану лінію, то рівнодіюча молекулярних сил, що діє на цю цієї лінію по один із боків, буде спрямована по дотичній до поверхні рідини і, одночасно, перпендикулярна лінії можливого розриву. Ця рівнодіюча називається ***силою поверхневого натягу***, оскільки саме вона і прагне скоротити площу вільної поверхні рідини. Очевидно, що ця сила пропорційна довжині лінії ***l***:

** (3.2)

де *σ* - коефіцієнт поверхневого натягу, виражений у Н/м і чисельно рівний силі поверхневого натягу, що діє на одиницю довжини лінії, що розглядається.

Силу поверхневого натягу можна виміряти, якщо обмежити поверхню рідини рамкою, одна зі сторін якої може вільно переміщатися (рис. 3.2).

*F*

*F*

2*F*п

*F*п

*F*п

*Рисунок 3.2.* Вимір сили поверхневого натягу

На рухливу сторону рамки будуть діяти 2 сили поверхневого натягу *F*п, що прагнуть скоротити площу вільної поверхні. Для рівноваги рухомої сторони рамки необхідно прикласти силу *F*, яка буде спрямована протилежно силам поверхневого натягу *F*п: *F=*2*F*п. За відомим по результатам вимірювань значенням сили *F*, неважко обчислити *F*п, а потім за допомогою формули (3.2) знайти коефіцієнт поверхневого натягу *σ*.

Коефіцієнт поверхневого натягу залежить тільки від природи рідини і її температури. Далеко від критичної температури (при якій зникає різниця між рідиною і насиченою парою) його значення убуває лінійно зі збільшенням температури. При критичній температурі коефіцієнт поверхневого натягу стає рівним нулю (зникає різниця між рідиною і її парою).

Явище поверхневого натягу рідин безпосередньо впливає на процеси адгезії ‑ на утворення дрібнодисперсних часток твердих тіл при кристалізації і рідин при їхньому розпиленні, а також на злиття крапель, або бульбашок газу в емульсіях, туманах, пінах.

Сили поверхневого натягу визначають форму біологічних клітин і їх частин. Зміна сил поверхневого натягу впливає на фагоцитоз (захват клітинами сусідніх часток), піноцетоз (захват клітинною поверхнею рідини з речовинами, які містилися в ній), на процеси альвеолярного дихання.

Коефіцієнт поверхневого натягу різних речовин коливається від 0,01 до 2,0 Н/м, у клітин він не перевищує 0,10 Н/м. Речовини, що були розчинені в рідині, здатні як знижувати, так і підвищувати коефіцієнт поверхневого натягу. Речовини, що знижують коефіцієнт поверхневого натягу розчину, називаються поверхнево-активними речовинами (ПАР). До них належить, зокрема, сурфактант, який знижує коефіцієнт поверхневого натягу альвеолярних стінок, забезпечуючи, тим самим, можливість дихання.

Значення коефіцієнта поверхневого натягу деяких рідин при температурі 20о наведені в таблиці 3.1.

*Таблиця 3.1.* Значення коефіцієнта поверхневого натягу деяких рідин при температурі 20о

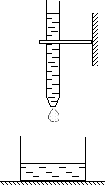
|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Рідина | , Н/м | Рідина | , Н/м |
| Вода | 0,0725 | Ртуть | 0,47 |
| Спирт | 0,022 | Жовч | 0,048 |
| Сироватка крові | 0,056 | Молоко | 0,050 |
| Ефір | 0,017 | Сеча | 0,066 |

Вимірювання коефіцієнта поверхневого натягу має діагностичне значення в клініці. Наприклад, у нормі для сечі людини він дорівнює 66 мН/м, а з появою в сечі жовчних пігментів знижується до 56 мН/м.

**3. Опис установки й методу вимірів**

Коефіцієнт поверхневого натягу можна визначити різними методами: методом відриву крапель, методом відриву кільця, методом вимірювання максимального тиску в повітряній бульбашці (метод Ребиндера), а також по висоті підняття рідини в капілярі.

У медичній практиці найчастіше використовується метод відриву крапель. Схематичне зображення установки для цього методу приведене на рис. 3.3а.





*F*п

а)

б)

*Рисунок.33.* Схема установки і сили, які діють на краплю.

Утворення і відрив краплі рідини при її витіканні з малих отворів є результатом взаємодії сил поверхневого натягу і сили тяжіння. Крапля відривається тоді, коли сила тяжіння перевищить силу поверхневого натягу, яка втримує краплю на кінчику бюретки (рис. 3.3б). Перед відривом краплі в кінці капіляра утворюється перетяжка, по якій потім відривається крапля. Сила поверхневого натягу по всьому контуру дорівнює:

, (3.3)

де  - довжина границі поверхневого шару,  - радіус шийки краплі, який вважаємо рівним радіусу капіляра бюретки.

У момент відриву краплі буде виконуватися умова рівноваги сил:

, (3.4)

де ***m*** - маса краплі, ***g*** = 9,81 м/с2 – прискорення вільного падіння.

З (3.3) і (3.4) одержимо формулу для обчислення коефіцієнта поверхневого натягу:

.

Робоча формула має вигляд:

*σ* =  (3.5)

де ***m***** - маса порожньої посудини, ***m***** - маса посудини з «***n***» кількістю крапель.

**4. Порядок виконання роботи**

1) За допомогою штангенциркуля (або по підказці викладача) визначити радіус капіляра.

2) За допомогою шприца залити в бюретку 10-15 мл води.

3) Шляхом зважування визначити початкову масу ***m***1 посудини для збору рідини.

4). Обертаючи кран бюретки, домогтися швидкості витікання рідини не більше 10 крапель у хвилину.

5). Набрати в зважену посудину певну кількість крапель (30-50) і визначити масу ***m***2.

6) Дослід із досліджуваною рідиною виконати три рази, результати вимірювань занести в таблицю 3.2.

*Таблиця 3.2.*

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| №  досліду | Рідина для дослідження | ***m****1* | ***m****2* | *σ* | Δ*σ* | ε |
| 1 | Вода |  |  |  |  |  |
|  |  |  |  |
|  |  |  |  |
| Середнє значення | |  |  |
| 2 | Фізрозчин |  |  |  |  |  |
|  |  |  |  |
|  |  |  |  |
|  | |  |  |
| 3 | Спирт |  |  |  |  |  |
|  |  |  |  |
|  |  |  |  |
| Середнє значення | |  |  |

7) За формулою (3.5) обчислити значення коефіцієнта поверхневого натягу для кожного досліду.

8) Обчислити середнє арифметичне значення коефіцієнта поверхневого натягу за формулою:

,

де  - результати значень коефіцієнтів поверхневого натягу в кожному з дослідів.

9) Обчислити абсолютну похибку вимірювань для кожного з дослідів за формулою:

,

де – 1-й, 2-й і 3-й результати, відповідно.

10) Розрахувати абсолютну похибку величини поверхневого натягу за формулою:

, (3.6)

де  - коефіцієнт Ст’юдента, який визначається по таблиці 1 додатка для довірчої ймовірності γ=95% і числа ступенів свободи розподілу Ст’юдента , причому в даній роботі цю величину потрібно прийняти рівною 2. Величину  розрахувати за формулою:

,

де ***N***= 3 – число дослідів.

Отримане значення абсолютної похибки занести в таблицю 3.2 у клітинку «середнє значення ».

10). Обчислити відносну похибку за формулою:

.

11) Перевірити занесення результатів всіх розрахунків у таблицю 2.

12) Записати результат для коефіцієнта поверхневого натягу для води у вигляді:



13) Злити воду, заповнити бюретку 0,9% розчином хлориду натрію (фізрозчином) і повторити п.3-12.

14) Злити фізрозчин, заповнити бюретку спиртом і повторити п.3-12.

15) Для кожної рідини записати відповідь у вигляді, представленому в п. 12.

**5. Питання вихідного контролю**

1. Чому поверхневий шар рідини має властивості, відмінні від властивостей іншої маси рідини?
2. Чому дорівнюють і як спрямовані сили поверхневого натягу? Як проявляються сили поверхневого натягу?
3. Що таке коефіцієнт поверхневого натягу? У яких одиницях він виміряється? Від чого він залежить?
4. Чим обумовлений тиск поверхневого шару на рідину й додатковий тиск під вигнутою поверхнею рідини? Запишіть формулу Лапласа.
5. У чому полягає явище газової емболії?
6. Що таке поверхнево-активної речовини? Що таке сурфактант? Яка його роль у процесі подиху?
7. Які сили діють на краплю рідини в методі «відриву крапель»?
8. Які фактори впливають на точність результату визначення коефіцієнта поверхневого натягу методом «відриву крапель»?

Лабораторна робота №4

**ВИЗНАЧЕННЯ КІНЕМАТИЧНОЇ В'ЯЗКОСТІ РІДИНИ КАПІЛЯРНИМ МЕТОДОМ**

**Загальна мета: в**ивчення роботи медичного віскозиметра і визначення за допомогою його в'язкості рідини.

1. Питання вхідного контролю

1. Яка рідина називається ідеальною? У чому відмінність реальної рідини від ідеальної?
2. Які умови нерозривності рідини? Запишіть рівняння нерозривності потоку рідини.
3. Яке співвідношення між площами поперечного перерізу й швидкостями руху рідини?
4. Запишіть рівняння Бернуллі. У чому його фізичний зміст?
5. Що таке градієнт швидкості? …тиску?

**2. Зміст навчання**

У реальній рідині внаслідок взаємного притягання й теплового руху молекул має місце внутрішнє тертя, або в'язкість. Розглянемо це явище на такому прикладі (рис. 4.1).

*V*1

*V*1

*V*2

*V*3

*V*4

*V*5

***x***

*Рисунок 4.1.* Течія в’язкої рідини між пластинами

Помістимо шар рідини між двома паралельними твердими пластинами. «Нижня» пластина закріплена. Якщо рухати «верхню» пластину з постійною швидкістю *V*1, то з такою ж швидкістю буде рухатися самий «верхній» 1-й шар рідини, який вважаємо таким, що "прилипнув" до верхньої пластини. Цей шар впливає на нижній, безпосередньо під ним розташований, 2-й шар, який змушений рухатися зі швидкістю *V*2, причому *V*2 < *V*1. Кожен шар (при виділенні *n* шарів) передає свій рух шару, що пролягає нижче, і має меншу швидкість. Шар, що безпосередньо "прилипнув" до "нижньої пластини, залишається нерухомим.

Шари взаємодіють один з одним: n-й шар прискорює (*n* + 1)-й шар, але сповільнює (*n* - 1)-й шар. Сили, що діють між шарами рідини і які спрямовані по дотичній до поверхні шарів, називаються *силами внутрішнього тертя*, або в'язкості. Ці сили пропорційні площі шарів ***S*,** що взаємодіють**,** і тем більші, чим більшою є їх відносна швидкість. Сили внутрішнього тертя розраховуються за допомогою рівняння Ньютона:

. (4.1)

У формулі (4.1) *η* - коефіцієнт внутрішнього тертя, або динамічна в'язкість (розмірність *η* у системі СІ - [Па∙ з]);  - градієнт швидкості, який характеризує зміну швидкості, у напряму осі ***х*** (вісь ***х*** перпендикулярна напряму руху шарів рис.1).

Коефіцієнт внутрішнього тертя *η* залежить від стану і молекулярних властивостей рідини (від сил міжмолекулярної взаємодії). В'язкість визначається за допомогою спеціальних приладів ‑ віскозиметрів. Значення коефіцієнта в'язкості для деяких речовин представлені в таблиці 4.1.

*Таблиця 4.1.*

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| В'язкість деяких речовин | | | | | |
| Речовина | Повітря | Вода | Гліцерин | Кров | Плазма |
| Температура [°С] | 20 | 20 | 20 | 36 | 36 |
| В'язкість [Па ∙ с] | 1,8 ∙10-5 | 1∙ 10-3 | 1,5∙ 10-3 | 4∙ 10-3 | 1,5∙ 10-3 |

В'язкість крові збільшується при важкій фізичній роботі. При деяких захворюваннях в'язкість крові збільшується до 23∙ 10-3 Па∙с (цукровий діабет), при інших зменшується до 1∙ 10-3 Па∙с (туберкульоз). В'язкість крові проявляється на такому клінічному параметрі, як швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ).

Для багатьох рідин в'язкість не залежить від градієнта швидкості, такі рідини описуються рівнянням Ньютона (4.1) і їх називають ньютонівськими. Ньютонівськими рідинами є вода, водяні розчини, низькомолекулярні органічні рідини (етиловий спирт, ацетон).

*Неньютонівські рідини* — такі, для яких в'язкість залежить від режиму течії і градієнту швидкості, відповідно для них не виконується рівняння (4.1). До таких рідин відносять високомолекулярні органічні сполуки, суспензії, емульсії. Це рідини складаються зі складних і великих молекул. Завдяки зчепленню молекул або часток у них утворяться просторові структури. За інших рівних умов цей вид в'язкості багато більший, ніж у ньютонівських рідин. Це пов'язане з тим, що при течії таких рідин робота зовнішньої сили затрачується не тільки на подолання ньютонівської в'язкості, але і на руйнування структурних утворень.

Цільна кров (суспензія елементів у білковому розчині ‑ плазмі) є неньютонівською рідиною. Її в'язкість тим вища, чим повільніше вона тече. В основному це обумовлено агрегацією еритроцитів. У нерухомій крові еритроцити агрегують, з утворенням так званих "монетних стовпчиків", при швидкій течії крові агрегати еритроцитів розпадаються, і в'язкість зменшується.

У рідині течія може бути ламінарною або турбулентною. На рис. 4.2 це показано для одного підфарбованого струменя рідини, який тече в іншій рідині.

|  |
| --- |
|  |
| *Рисунок 4.2.* Ламінарна (а) і турбулентна (б) течія струменя рідини |

*Ламінарна (шарувата) течія* — така течія, при якій шари рідини течуть, не перемішуючись. Ламінарна течія ‑ це плавна, повільна, упорядкована, регулярна течія рідини. При цій течії швидкість різних часток рідини, які попадають по черзі в деяку точку простору, однакова. Такий рух можливий при невеликих швидкостях течії рідини в трубах із гладкими стінками і без різких вигинів, при однаковому тиску по перерізу труби.

*Турбулентна (вихрова) течія* ‑ така течія, при якій швидкості часток рідини в кожній точці безупинно змінюються, частки рідини приходять у коливальний рух, який супроводжується появою звуку. Турбулентна течія ‑ це хаотична, украй нерегулярна, неупорядкована течія рідини. Елементи рідини здійснюють рух по складних неупорядкованих траєкторіях, що приводить до перемішування шарів рідини і до утворення місцевих завихрень. При цьому говорити про течію в той чи інший бік можна тільки в середньому за якийсь проміжок часу.

Течія крові в артеріях у нормі є ламінарною. При патології, коли в'язкість буває менше норми, течія крові в артеріях стає турбулентною. Турбулентна течія пов'язана з додатковою витратою енергії при русі рідини: частина енергії витрачається на хаотичний рух, напрям якого відрізняється від основного напряму потоку, що у випадку течії крові приводить до додаткової роботи серця.

Турбулентний рух крові може виникнути внаслідок нерівномірного звуження просвіту судини (або локального випирання). Турбулентні течія створює умови для осідання тромбоцитів і утворення агрегатів.

Характер течії рідини по трубі залежить від властивостей рідини, швидкості її течії, розмірів труби. Англійський фізик і інженер Осборн Рейнольдс вивчав перехід ламінарної течії до турбулентної. Він експериментально показав, що турбулентність виникає, коли певна комбінація величин, що характеризують рух рідини, перевершує деяке критичне значення. Їм було введене безрозмірне число, пізніше назване в його честь числом Рейнольдса, що характеризує течію рідини по трубі (каналу) і розраховується за формулою:

 (4.2)

де *ρ* ‑ густина рідини, *η* ‑ її в'язкість, ***V*** ‑ швидкість течії, ***D*** — діаметр труби. Існує критичне значення числа Рейнольдса: якщо число Рейнольдса більше критичного, то рух рідини турбулентний, якщо менше ‑ ламінарний. Для гладких циліндричних труб Reкp = 2300.

На практиці часто використовують величину, яку називають кінематичною в'язкістю:

. (4.3)

Тоді число Рейнольдса можна записати у вигляді

.

**3 Опис установки й методу вимірювань**

3.1 Капілярний метод визначення коефіцієнта в'язкості

Прибори, що застосовуються для визначення в'язкості рідини, називаються віскозиметрами. Існує величезна різноманітність їх конструкцій. У медичній практиці для визначення в'язкості рідин широке поширення отримали так звані капілярні віскозиметри (рис. 4.3).

1

2

*Рисунок4.3.* Схема будови капілярного віскозиметра.

Капілярний віскозиметр (рис. 4.3) має резервуар 1, з якого по каліброваному капіляру 2 стікає рідина.

Для течії рідини в капілярі справедлива формула Пуазейля, що дозволяє розрахувати об'єм рідини *V*, який протікає за час ***t*** через трубу радіусом ***r*** і довжиною ***l*** при різниці тисків на її кінцях ***∆p***:

. (4.4)

Ця формула справедлива для ламінарної течії в’язкої нестисливої рідини в прямій трубі. Ламінарний режим течії рідини в капілярі реалізується за рахунок малого діаметра каналу і низької швидкості течії рідини у віскозиметрі (див. формулу 4.2). Для стаціонарного потоку рідини (***V*** = *const*) перепад тисків ***∆p*** на вході й виході капіляра обумовлений вагою стовпа рідини тому:

, (4.5)

де *ρ* – щільність рідини, ***g*** – прискорення вільного падіння. З урахуванням виразів (4.3), (4.5) формула Пуазейля (4.4) приймає вигляд:

. (4.6)

З виразу (4.6) одержуємо формулу для визначення коефіцієнта кінематичної в'язкості

. (4.7)

Оскільки величини ***r*** (радіус капіляра 2 на рис.4.3), *V* (об'єм резервуара 1) ‑ сталі для даного віскозиметра, то формулу (4.7) можна представити у вигляді:

, (4.8)

де ***К*** – розмірна константа, яку називають сталою віскозиметра.

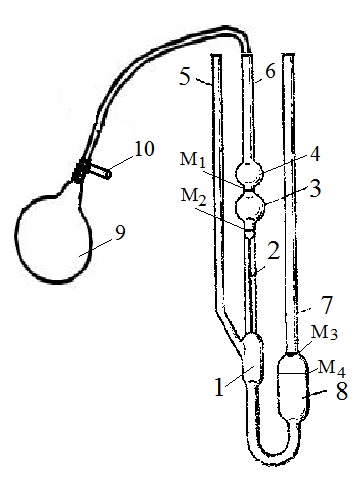
Формула (4.8) використовується при визначенні кінематичної в'язкості рідини за допомогою капілярного віскозиметра. При виводі формули (4.7) зроблене допущення про сталість перепаду тиску при течії рідини в капілярі і не враховані втрати тиску на вході рідини в капіляр (так званий вхідний ефект), тому значення сталої віскозиметра визначають не розрахунковим шляхом по формулі (4.7), а експериментально. Для експериментального визначення сталої віскозиметра користуються еталонною рідиною, кінематична в'язкість якої νЭ відома. Вимірюють час витікання еталонної рідини з резервуара віскозиметра *τ*, а потім визначають сталу віскозиметра за формулою:

.

Знайдена в такий спосіб на заводі-виготовлювачі стала віскозиметра, заноситься в його паспорт, що додається до приладу.

3.2. Опис приладу

У даній лабораторній роботі використовується віскозиметр капілярний скляний типу ВПЖ-1 із висячим рівнем (рис. 4.4), який складається з вимірювального резервуара (3), який обмежений двома кільцевими позначками М1 і М2, резервуар переходить у капіляр (2) і резервуар (1), що з'єднаний з вигнутою трубкою (5) і з трубкою (7). Остання має резервуар (8) із двома позначками М3 і



*Рисунок 4.4*

М4, що вказують межу наповнення віскозиметра рідиною. Із трубкою (6) з'єднана груша (9) з краном (10). Рідина з резервуара (3) по капіляру (2) стікає до резервуару (1) по стінках останнього та утворює на нижньому кінці капіляра «висячий рівень». Вимірювання в'язкості за допомогою капілярного віскозиметра грунтується на визначенні часу витікання через капіляр певного об'єму рідини з вимірювального резервуару.

**4. Порядок виконання роботи**

1. Рідина заливається в чистий віскозиметр через трубку (7) так, щоб її рівень установився між позначками М3 і М4.
2. Пальцем закрити трубку (5).
3. Затиснути шланг, що з'єднує грушу (9) із трубкою (6), вижати повітря із груші (9) і закрити пальцем отвір на крані (10).
4. Відпустити грушу, ти самим засмоктати рідину в трубку (6) вище позначки М1, приблизно до половини резервуара (4).
5. Відкрити трубку (5) і отвір на крані (10).
6. Виміряти час витікання рівня рідини в трубці (5) від позначки М1 до позначки М2. Час, що був виміряним, записати в таблицю 4.2. (При виконанні вимірювань необхідно стежити, щоб до моменту підходу рівня рідини до позначки М1 у капілярі не було повітряних бульбашок).
7. Повторити експеримент три рази.

*Таблиця 4.2*

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| № п/п | *t, з* | Δ*t, з* | *ν, м2/з* | *Δν, м2/з* |
| 1 |  |  |  |  |
| 2 |  |  |
| 3 |  |  |
| середнє |  |  |

1. Розрахувати середнє арифметичне значення часу витікання рідини по капіляру:

.

1. За формулою (4.8) розрахувати значення кінематичної в'язкості рідини, що використовується для дослідження. Для розрахунку ***tср*** взяти: ***g*** = 9,81 м/с2, м.
2. Обчислити абсолютну похибку вимірювань для кожного з дослідів:



1. Обчислити величину довірчого інтервалу за формулою:

,

де ***п*** =3 (кількість дослідів),  - коефіцієнт Ст’юдента для довірчої ймовірності γ = 95% і числа ступенів свободи розподілу Ст’юдента  (див. таблицю 1 Додатка).

1. Розрахувати абсолютну похибку коефіцієнта кінематичної в'язкості

.

Для розрахунку використовувати Δ***К***= 0,0001 м, Δ***g*** = 0,01 м/с2.

1. Обчислити відносну похибку коефіцієнта кінематичної в'язкості

.

1. Заповнити таблицю 2 і записати результат у стандартному вигляді:



**5. Питання вихідного контролю**

1. У чому полягає фізична причина в’язкого тертя в рідинах і газах?
2. Запишіть рівняння Ньютона для сили в’язкого тертя.
3. Назвіть одиниці вимірювання в'язкості.
4. Що таке ньютонівські й неньютонівські рідини? Наведіть приклади.
5. Як залежить в'язкість рідини від температури?
6. Напишіть і проілюструйте формулу Пуазейля, що описує течію в’язкої рідини по каналу із круглим поперечним перерізом.
7. Чим обумовлений перепад тисків при течії рідини в капілярному віскозиметрі?
8. Що розуміють під сталою приладу в роботі з віскозиметром?
9. Чому за допомогою капілярного віскозиметра проводять не абсолютне вимірювання динамічної в'язкості рідини, а порівняння її з в'язкістю еталонної рідини (найчастіше дистильована вода).
10. Яке значення має визначення в'язкості біологічних рідин у медицині?

Лабораторна робота № 5

**ФІЗИЧНІ ОСНОВИ КЛІНІЧНОГО МЕТОДУ ВИМІРЮВАННЯ ТИСКУ КРОВІ**

**Загальна мета:** вивчити методику вимірювання артеріального тиску крові, конструкцію і принцип дії механічного вимірювача тиску.

1. Питання вхідного контролю

1. В чому полягає закон Паскаля?
2. Що таке гідростатичний тиск? Запишіть формулу для гідростатичного тиску.
3. При яких умовах спостерігається ламінарний характер течії рідини?
4. У чому полягає відмінність турбулентного характеру течії від ламінарного? При яких умовах спостерігається турбулентна течія рідини?
5. Яким є характер течії крові в судинах у нормі?

**2. Зміст навчання**

Тиск крові ‑ тиск, який кров здійснює на стінки кровоносних судин, або перевищення тиску рідини в кровоносній системі над атмосферним. Найбільше часто вимірюють артеріальний тиск.

У будь-якій точці судинної системи тиск крові залежить:

-від атмосферного тиску;

-гідростатичного тиску , що обумовлений вагою стовпа рідини висотою *h* і густиною ;

-тиску, який забезпечується насосною функцією серця.

Різниця тисків на внутрішню і зовнішню стінки судини називають трансмуральним тиском (Рис. 5.1):

*.*

Можна вважати, що тиск на зовнішню стінку судини дорівнює атмосферному.

Трансмуральний тиск є найважливішою характеристикою стану системи кровообігу, яка визначає навантаження серця, стан периферичного судинного русла і ряд інших фізіологічних показників.

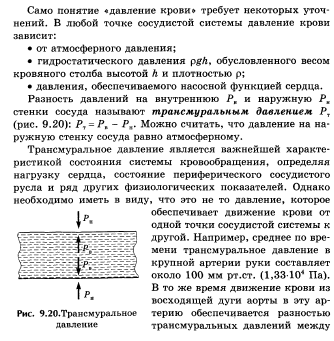


Рисунок 5.1 - Трансмуральний тиск

Однак необхідно мати на увазі, що це не той тиск, який забезпечує рух крові від однієї точки судинної системи до іншої. Наприклад, середній за часом трансмуральний тиск у великій артерії руки становить близько 100 мм рт.ст. (1,33·104 Па). У той же час рух крові з висхідній дуги аорти в цю артерію забезпечується різницею трансмуральних тисків між зазначеними судинами, яка становить 2-3 мм рт.ст. (300 Па).

На величину трансмурального тиску істотно впливає сила ваги, яка створює гідростатичний (ваговий) тиск. Для пояснення цього впливу представимо, що відбувалося б із кровонаповненням судин вертикально розташованого тіла людини, якби її серце не працювало. У цьому випадку під дією сили тяжіння кров стікала б у судини нижньої частини тіла, і верхній її рівень розташувався б в області серця, де тиск рівнявся б атмосферному, тобто трансмуральний тиск дорівнював би нулю. На деякій висоті , яка відраховується вниз від цього рівня, тиск мав би значення , де – густина крові, *g* – прискорення вільного падання, тобто визначався би тільки гідростатичним тиском.

Очевидно, гідростатичний тиск впливає і на розподіл крові в судинній системі живої людини. У цьому випадку відтоку крові з верхньої частини тіла людини, яка стоїть вертикально, перешкоджає ряд фізіологічних механізмів. Крім роботи серця, до них відноситься рефлекторне звуження венозних судин ніг у стоячому положенні, що сильно зменшує здатність цих судин розтягуватися і накопичувати кров, а також сприяє венозному поверненню крові в серце.

Якщо судинозвужувальний ефект ослаблений у результаті захворювання або яких-небудь зовнішніх факторів, то при різкому вставанні людина може впасти в непритомний стан за рахунок зменшення венозного повернення крові і зниження кровопостачання головного мозку.

Трансмуральний тиск внаслідок дії на нього гідростатичної складової може істотно залежати від вибору ділянки тіла, на якій він виміряється, а також від взаємного розташування частин тіла людини. Так, трансмуральний тиск в артеріях гомілки може бути набагато більшим, ніж в артеріях піднятої до гори руки.

У клінічних умовах вимірювання тиску крові зазвичай здійснюють в області плеча, тобто на рівні серця, тому що гідростатична складова тиску в плечовій артерії в цьому випадку дорівнює нулю.

Рух крові по судинній системі відбувається за рахунок перевищення над атмосферним тиском тиску, що створюється роботою серця. Саме градієнт цього тиску і є рушійною силою кровообігу. Розподіл цього тиску в судинній системі показано на рис. 5.2 (верхня крива), де видно, що в аорті і великих артеріях падіння тиску (різниця тисків на початку і кінці судини) не велике.

В артеріолах спостерігається максимальне падіння тиску, оскільки для сукупності артеріол відбувається значне збільшення гідростатичного опору *Х.*



*Рисунок 5.2* – Розподіл тиску і швидкості руху крові в судинній системі

У венах, що впадають у серце, тиск нижче атмосферного. У великих кровоносних судинах проявляються пульсові коливання тисків, амплітуда яких зменшується зі збільшенням ступеня розгалуженості судинного русла і зменшенням діаметра окремих судин.

Судинна система має мінімальну площу перерізу в області аорти, де спостерігається максимальна амплітуда пульсових коливань і найбільша лінійна швидкість крові порядку 0,5 м/с (див. рис. 2, нижня крива). При переході до більш дрібних кровоносних судин сумарна площа їх перерізу збільшується і відповідно до умов нерозривності потоку рідини швидкість кровообігу в них зменшується. В капілярах швидкість кровообігу дорівнює приблизно 0,5 мм/с. У венозній частині судинної системи сумарна площа перерізу судин зменшується, що приводить до зростання швидкості кровообігу.

Артеріальний тиск ‑ це тиск крові у великих артеріях людини. Розрізняють два показники артеріального тиску:

-систолічний (верхній) артеріальний тиск (СТ) ‑ це рівень тиску крові в момент максимального скорочення серця, характеризує стан міокарда лівого шлуночка і дорівнює 100-120 мм рт.ст.

-діастоличний (нижній) артеріальний тиск (ДТ) ‑ це рівень тиску крові в момент максимального розслаблення серця, характеризує ступінь тонусу артеріальних стінок і дорівнює 50-80 мм рт.ст.

Артеріальний тиск вимірюється в міліметрах ртутного стовпа, скорочено мм рт.ст. Значення величини артеріального тиску 120/80 означає, що величина систолічного тиску дорівнює 120 мм рт.ст., а величина діастолічного артеріального тиску дорівнює 80 мм рт.ст. Різниця між величинами систолічного і діастолічного тисків називається пульсовим тиском (ПТ). Вона показує, на скільки систолічний тиск перевищує діастолічний, що необхідно для відкриття півмісячного клапана аорти під час систоли. У нормі пульсовий тиск дорівнює 35-55 мм. рт ст.

Артеріальний тиск здорової людини є величиною досить постійною, однак він завжди піддається невеликим коливанням в залежності від фаз діяльності серця і дихання. Крововтрати ведуть до зниження тиску крові, а переливання великої кількості крові підвищує артеріальний тиск. Величина тиску залежить від віку. У дітей артеріальний тиск нижче, ніж у дорослих, тому що стінки судин більш еластичні.

В організмі рух крові в основному ламінарний. Однак, за певних умов, кровообіг може набувати й турбулентний характер. Так турбулентність може проявлятися в порожнинах серця і її наявність тут фізіологічно доцільна, оскільки виникають завихрення, які приводять до перемішування порцій крові, які надходять із малого кола кровообігу в лівий шлуночок серця, і, отже, сприяють більш рівномірному збагаченню киснем крові, що виштовхується потім у велике коло кровообігу. Порівняно невеликі завихрення можуть виникати в аорті і поблизу клапанів серця, оскільки тут досить велике значення швидкості руху крові. При інтенсивному фізичному навантаженні швидкість руху крові збільшується, що також може викликати турбулентність. Зі зменшенням в'язкості турбулентний характер руху рідини може проявлятися і при менших швидкостях її руху. Тому при деяких патологічних процесах, які приводять до аномального зниження в'язкості крові, кровообіг у великих кровоносних судинах може стати турбулентним.

Наявність турбулентності в кровообігу можна виявити по шумах, які прослуховуються фонендоскопом. Турбулентний рух крові можна також створити штучно, якщо перетиснути судину за допомогою джгута, а потім відпустити. Це явище використовується при вимірюванні артеріального тиску.

**3. Опис установки й методу вимірів**

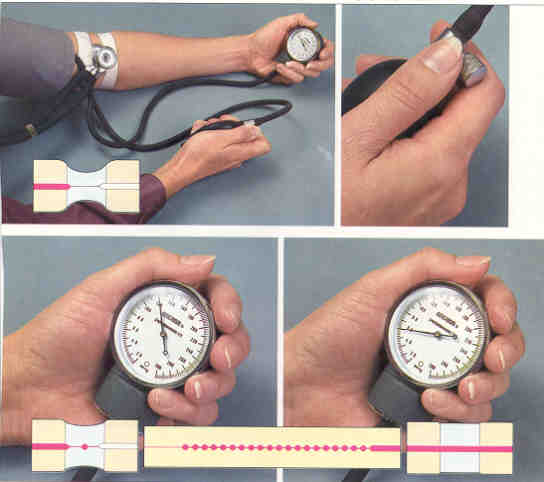
Для вимірювання артеріального тиску в даний час використовують прямій і непрямий методи. Прямий метод ‑ застосовується в експериментах на тваринах, і полягає у введенні в артерію голки, з'єднаної з манометром. Непрямий метод Короткова дозволяє вимірювати артеріальний тиск дуже простим приладом.

Метод Короткова грунтується на вимірюванні тієї величини тиску, що необхідна для повного стиснення артерії і припинення в ній потоку крові. Прилад для виміру артеріального тиску методом Короткова складається з порожньої гумової манжети, манометра і груші для нагнітання повітря в манжету.

Метод Короткова полягає в такому (рис. 5.3). Навколо руки між плечем і ліктем накладають манжету, що здатна наповнюватись повітрям. Манжету накладають завжди в області плечової артерії. Такий вибір місця для накладення манжети дозволяє стандартизувати результати, тому що плечова артерія в опущеній руці знаходиться на рівні серця, і вимірюваний тиск збігається з тиском крові в найближчій до серця частини аорти.

Спочатку надлишковий над атмосферним тиск повітря в манжеті дорівнює 0, манжета не стискає м'які тканини й артерію. При накачуванні повітря в манжету, остання здавлює плечову артерію і припиняє потік крові.

Тиск повітря всередині манжети, яка складається з еластичних стінок, приблизно дорівнює тиску в м'яких тканинах і артеріях. У цьому полягає основна фізична ідея безкровного методу виміру тиску. При повільному випусканні повітря, зменшують тиск у манжеті і м'яких тканинах. Коли тиск стане рівним систолічному, кров буде здатна пробиватися з великою швидкістю через дуже малий переріз артерії ‑ при цьому течія крові буде турбулентною.



*Рисунок 5.3* – Вимір артеріального тиску методом Короткова

Характерні тони й шуми, що супроводжують цей процес, прослуховує лікар. У момент прослуховування перших тонів фіксується систолічний тиск. При продовжуванні зменшення тиску у манжеті, можна відновити ламінарну течію крові. Шуми припиняються, а у момент їх припинення реєструють діастоличний тиск.

**4. Порядок виконання роботи**

Студенти утворюють пари: піддослідний, експериментатор.

1. Зафіксуйте манжету прибору на руці вище ліктьового згину так, щоб нижній край манжети знаходився приблизно на 2 см вище від внутрішнього згину ліктя і так, щоб трубки були спрямовані вбік долоні. При правильному накладенні манжети між нею й рукою можна просунути один палець.

2. Помістіть воронку фонендоскопа над проекцією плечової артерії нижче манжети. Попередньо визначите місце найбільшої пульсації плечової артерії.

3. Покладіть руку пацієнта на стіл, закрийте вентиль на клапані, створіть тиск у манжеті на 10-20 мм рт.ст. вище систолічного тиску, який Ви передбачаєте.

4. Плавно відкрийте вентиль клапана, установіть швидкість зниження тиску в межах 3-8 мм рт.ст. у секунду і стежте за показаннями манометра.

5. Відзначте:

а) показання манометру в момент появи першого звуку в плечовій артерії руки, як показник величини максимального артеріального тиску;

б) показання манометру в момент приглушення або зникнення звуків в артерії, як показник величини мінімального артеріального тиску.

6. Повторіть вимірювання для другої руки пацієнта. Результати занесіть у таблицю 1.

7. Обчисліть величину пульсового тиску (ПТ) і запишіть у таблицю 2.

8. Повторіть дослідження кров'яного тиску на обох руках: а) відразу після 10 швидких присідань; б) через п'ять хвилин відпочинку.

*Таблиця* 5.1

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Норма | | | | Після навантаження | | | | Після відпочинку | | | |
| Прав. рука | | Лів. рука | | Прав. рука | | Лів. рука | | Прав. рука | | Лів. рука | |
| Cист. тиск | Діаст. тиск | Cист. тиск | Діаст. тиск. | Cист. тиск. | Діаст. тиск | Cист. тиск | Діаст. тиск | Cист. тиск | Діаст. тиск | Cист. тиск | Діаст. тиск |
|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |

*Таблиця* 5.2

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Пульсовий тиск у нормі | | | | Пульсовий тиск після навантаження | | | | Пульсовий тиск після відпочинку | | | |
| Прав. рука | | Лів. рука | | Прав. рука | | Лів. рука | | Прав. рука | | Лів. рука | |
|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |

9. Поясніть різницю між показаннями на правій і лівій руці, якщо вона була зафіксована, а також показаннями після навантаження і відпочинку.

**5. Питання вихідного контролю**

1. Що таке пульсова хвиля?
2. Що таке кров'яний тиск?
3. У якому відділі серцево-судинної системи відбувається найбільше падіння тиску крові? Чим воно обумовлено?
4. Дайте визначення «артеріальний тиск». Від чого залежить артеріальний тиск?
5. Назвіть прилади, що дозволяють визначити кров'яний тиск. Що означає показання приладу 120/90?
6. Дайте визначення поняттям «систола» і «діастола».
7. Поясніть: чому в методі Короткова тиск повітря в манжеті можна вважати рівним тиску крові в артерії.
8. Поясніть: чому метод Короткова не застосується для виміру тиску води у водопроводі?
9. Поясніть: чому тиск крові в артерії лівої руки більше, ніж у правій.
10. Чи існують інші методи (крім методу Короткова) вимірювання тиску крові?

Лабораторна робота № 6

**Визначення порогу чутності і побудова кривої**

**рівної гучності**

**Загальна мета:** вивчити характеристики звукових хвиль і ознайомитися з основами аудиометрії.

1. Питання вхідного контролю

1. Що таке коливання? Які характеристики коливань Ви знаєте?
2. Що таке хвилі? Які характеристики хвиль Ви знаєте?
3. Які види хвиль Ви знаєте? До яких хвиль відносяться звукові хвилі?
4. Яка фізична причина поширення коливань в пружному середовищі?
5. Що таке інтенсивність хвилі?

**2. Короткі Зміст навчання.**

Звук в широкому значенні слова ‑ пружні хвилі, що поширюються в газоподібних, рідких і твердих речовинах; у вузькому сенсі ‑ пружні хвилі в діапазоні частот від 16 Гц до 20 кГц, які сприймаються людським вухом і створюють у людини суб'єктивне відчуття звуку. З віком верхня межа цього діапазону зменшується:

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Вік | Маленькі  діти | 20 років | 35 років | 50 років |
| Верхня межа частоти, Гц | 22000 | 20000 | 15000 | 12000 |

Звук з частотою нижче 16 Гц називається інфразвуком, вище 20 кГц ‑ ультразвуком, а високочастотні пружні хвилі в діапазоні від 109 до 1012 Гц ‑ гіперзвуком.

При описі фізичних властивостей звуку використовують характеристики загальні для всіх хвиль ‑ швидкість, частоту, інтенсивність звукової хвилі, а при описі відчуттів, які виникають при сприйнятті звуку, використовують суб'єктивні характеристики сприйняття – висоту, тембр звуку і гучність звуку. Суб'єктивним характеристикам відповідають певні фізичні характеристики.

Фізичні характеристики звуку

**Швидкість звуку -** це швидкість поширення пружних хвиль в даному середовищі. Її величина залежить від пружних властивостей середовища, а також від густини середовища, наприклад, для поздовжніх хвиль, до яких відноситься звук в повітрі, швидкість звуку розраховується за формулою:

,

де *Е* – модуль пружності середовища, *ρ* – її густин.

**Частота звуку** *ν* – це частота коливань частинок середовища, в якій поширюється звукова хвиля. **Період коливань** *Т* – це час, протягом якого частинки здійснюють одне повне коливання. Частота і період коливань пов'язані співвідношенням

.

**Довжина хвилі** *λ* – це відстань між точками, для яких різниця фаз коливань дорівнює 2π. Говорячи простіше, це найкоротша відстань між точками середовища, які рухаються однаково. Довжина хвилі має сенс просторового періоду хвилі - через відрізок довжиною *λ* положення частинок середовища, які коливаються, повторюється. Довжина хвилі розраховується за формулами:

.

Хвилі, що поширюються в просторі, переносять з собою енергію. **Інтенсивністю хвилі**  *I* називають кількість енергії, яка переноситься хвилею через одиничну площадку (*S* = 1 м2) за 1 секунду. Інтенсивність хвилі вимірюється в Вт/м2. Інтенсивність звукової хвилі можна виразити через звуковий тиск *Р*:

,

де *ρ* – густина середовища, а *V* – швидкість звуку в даному середовищі. Звуковий тиск *Р* – це додатковий тиск, що виникає при проходженні звукової хвилі в середовищі; він є надлишковим над середнім тиском в середовищі.

Суб'єктивні характеристики слухового відчуття і їх зв'язок з фізичними характеристиками звуку.

З точки зору сприйняття звуку людиною важливими характеристиками є висота і тембр звуку, а також гучність звуку.

а) Висота і тембр звуку

Слід зазначити, що існуючі в природі звуки, як правило, утворюються в результаті накладання звукових хвиль (гармонік) з різними частотами коливань. Набір частот коливань, присутніх в даному звуці, називається його акустичним спектром.

Якщо звук утворений накладенням хвиль, частоти яких утворюють зчисленну множину, то його акустичний спектр дискретний (лінійчастий). Такий звук називають тональним (музичним), і він викликає відчуття звуку з певною висотою. Висота тонального звуку визначається частотою основного тону - звукової хвилі з найменшою частою в даному звуці. Чим вище частота основного тону, тим вище висота звуку. Решта частот, що входять в акустичний спектр даного звуку, називають обертонами. Обертони мають частоти, кратні основній частоті. Відносна інтенсивність обертонів визначає тембр звуку. Одна і та ж нота, зіграна на різних музичних інструментах, має однаковий основний тон, але різні відносні інтенсивності звуку для обертонів. Завдяки цьому ми можемо точно вказати на слух який музичний інструмент видав звук. У найпростішому випадку спектр тонального звуку містить одну частоту - основний тон. Такий звук можна отримати за допомогою камертона.

Якщо в звуці присутні коливання всіх частот з деякого інтервалу від ν1 до ν2, то акустичний спектр називають суцільним. Суцільний акустичний спектр мають шуми, людський голос. У цьому випадку висота звуку визначається гармонікою з найбільшою амплітудою коливань.

б) Гучність звуку

Гучність звуку визначається інтенсивністю звукової хвилі і, відповідно, звуковим тиском. Фізіологічно звуковий тиск проявляється як тиск на барабанну перетинку.

Для сприйняття звуку людиною важливі два значення інтенсивності звуку - поріг чутності і поріг больового відчуття. Для того щоб викликати звукове відчуття, хвиля повинна мати деяку мінімальну інтенсивність, яка називається порогом чутності. Верхня межа гучності звуку, що сприймається людиною, пов'язана з появою відчуття болю. Інтенсивність такого звуку називають порогом больового відчуття. Як поріг чутності, так поріг больового відчуття різні для різних людей, і залежать від частоти звуку. На частоті 1 кГц поріг чутності дорівнює в середньому *I*0 = 10-12 Вт/м2, такій інтенсивності відповідає звуковий тиск *P*0 = 2·10-5 Па. Для тієї ж частоти поріг больового відчуття ‑ *I*max = 10 Вт/м2, а *Р*mах = 60 Па.

Оскільки діапазон зміни інтенсивностей звуку, який людина може відчувати, величезний (*I*max/*I*0 = 1013), то для оцінки інтенсивності звуку зручно використовувати логарифмічну шкалу. Для цього вводять величину *L*, яка називається рівнем інтенсивності, і яка пропорційна десятичному логарифму відношення інтенсивності звуку *I* до інтенсивності на порозі чутності *I*0:

.

Рівень інтенсивності звуку *L* вимірюється в децибелах (Дб).

Використання логарифмічної шкали для оцінки рівня інтенсивності звуку добре узгоджується з психофізичним законом Вебера-Фехнера: якщо інтенсивність подразника збільшується в геометричній прогресії (тобто в однакове число разів), то відчуття цього подразнення зростає в арифметичній прогресії (тобто на однакову величину). Цей закон не може бути названий фізичним, так як характеризує властивість суб'єктивного відчуття. Тому його називають психофізичним (подібний закон справедливий і для оцінки зорової чутливості яскравості світла, тактильної чутливісті шкіри і т. ін.)

На перший погляд, здається, що гучність звуку також слід вимірювати в децибелах. Однак суб'єктивне сприйняття інтенсивності звуку пов'язане не тільки з рівнем інтенсивності, але і з частотою звуку.

Рівень гучності звуку (гучність) *Е* пов'язаний з рівнем інтенсивності *L* співвідношенням

,

де коефіцієнт *k* залежить від частоти та інтенсивності звуку. Для визначення гучності звуку поступають таким чином. Для звуку з частотою 1 кГц вводять одиницю рівня гучності фон, яка відповідає рівню інтенсивності 1 дБ. Для інших частот рівень гучності також виражають в фонах за таким правилом: гучність звуку дорівнює рівню інтенсивності звуку (дБ) на частоті 1 кГц, що викликає у «середньої», людини таке ж відчуття гучності, що і даний звук.



*Рисунок* 6.1 Криві рівної гучності.

Характер залежності гучності від інтенсивності і частоти можна оцінити по кривим рівної гучності (Рис. 6.1). Ці криві показують змінення інтенсивності від частоти при постійному рівні гучності. Нижня крива (рівень гучності 0 фон) відповідає гучності найслабших звуків, які людина здатна почути, ‑ порогу чутності. Верхня крива відповідає порогу больового відчуття. Кожна крива відповідає однаковій гучності, але різній інтенсивності звуку для різних частот. За окремою кривою рівної гучності можна знайти інтенсивність, яка при певних частотах викликає відчуття цієї гучності.

Метод оцінки гостроти слуху називають аудіометрією. Зазвичай визначають залежність рівня інтенсивності від частоти при гучності, яка відповідає порогу чутності, тобто ЕФ = 0. Отримана крива називається спектральною характеристикою вуха на порозі чутності або аудіограмою. При порівнянні аудіограм людини з аудіограмою, що була отримана на підставі середніх даних у людей з нормальним слухом, можна діагностувати захворювання органів слуху.

**3 Опис установки і методу вимірів**

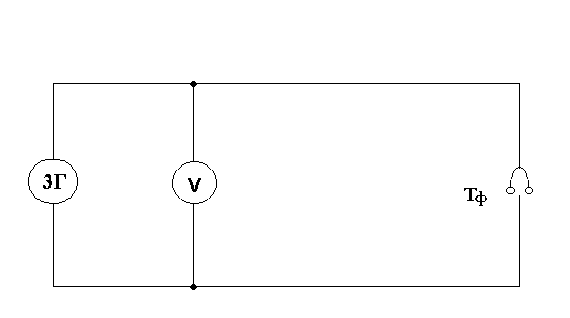
**Прилади:** електричний генератор звукової частоти (20-20000 Гц), динамік або головні телефони, вольтметр.

Аудіометр є звуковим генератором чистих тонів різної частоти та інтенсивності. На рис. 6.2 приведена структурна схема аудіометра.

Основною частиною даної установки є генератор електричних коливань звукової частоти - ЗГ.

Вольтметр - V використовується для вимірювання напруги з генератора. В динаміці або телефонах Тф відбувається перетворення електричних коливань у звукові.

*Рисунок* 6.2. Схема моделі аудіометра.



Оскільки інтенсивність звукового сигналу пропорційна квадрату напруги, яка подається на телефон від генератора, *I* ~ *U*, то можна записати:

.

Таким чином інтенсивність в децибелах LДБ можна оцінити по формулі:

, (6.1)

де *U*- напруга на генераторі, що дає порогову гучність на частоті 1000 Гц, U - напруга на генераторі, що дає порогову гучність на встановленій частоті.

**4. Порядок виконання роботи**

1. Підключіть навушники і увімкніть генератор.

2.Встановіть за допомогою кнопкових перемикачів і ручки плавного налаштування на шкалі генератора частоту 1000 Гц.

3. Регулятор рівня інтенсивності встановіть в положення, при якому не чути звук в навушниках.

4. Плавно збільшуючи інтенсивність сигналу генератора, домогтися порогової гучності ледь помітного, але добре впізнаваного тону.

5. Напругу U при частоті 1000 Гц на порозі чутності Е = 0 занесіть в таблицю 6.1.

6. За формулою (6.1) оцініть значення інтенсивності для частоти 1000 Гц і занесіть в таблицю 1.

*Таблиця* 6.1.

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| ν, Гц | 1000 | 2000 | 3000 | 4000 | 5000 | 6000 | 7000 | 8000 |
| U, [В] |  |  |  |  |  |  |  |  |
| LДБ |  |  |  |  |  |  |  |  |

7. Аналогічні вимірювання напруги і розрахунки L проведіть для частот 2000, 3000, 4000, 5000, 6000, 7000, 8000 Гц.

8. Дані вимірювань і розрахунків занесіть в таблицю 6.1.

9. За даними таблиці побудуйте аудіограму.

10. Порівняйте отримані дані з середньостатистичними, що на наведені на рисунку 6.1.

**5. Питання вихідного контролю**

1. Що являє собою звук? Вкажіть фізичні характеристики звуку.

2. Перерахуйте характеристики слухового відчуття і вкажіть їх зв'язок з фізичними.

3. Сформулюйте закон Вебера - Фехнера.

4. Вкажіть одиниці рівня інтенсивності і гучності звуку.

5. Що називається аудіометрією?

6. Що являє собою крива рівної гучності?

7. Які фізичні явища відбуваються в органах слуху людини?

8. У якому частотному діапазоні людське вухо чує краще? Відповідь обґрунтуйте, використовуючи середньостатистичну аудіограму.

9. Визначте інтенсивність звуків з частотами ν1 = 100Гц, ν2 = 500Гц,

ν3 = 1000Гц, якщо рівень гучності звуків однаковий і дорівнює Е = 40фон?

10. Поясніть, як за напругою, що знімається з генератора, можна судити про інтенсивність звукового сигналу, який вимірюється в децибелах?

Додаток 1

Таблиця коефіцієнтів Стьюдента

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| n\γ | 10% | 20% | 30% | 40% | 50% | 60% | 70% | 80% | 90% | 95% | 96% | 99% | 99,9% |
| 2 | 0,16 | 0,33 | 0,51 | 0,73 | 1,00 | 1,38 | 2,0 | 3,1 | 6,3 | 12,7 | 31,8 | 63,7 | 636,3 |
| 3 | 0,14 | 0,29 | 0,45 | 0,62 | 0,82 | 1,06 | 1,3 | 1,9 | 2,9 | 4,3 | 7,0 | 9,9 | 31,6 |
| 4 | 0,14 | 0,28 | 0,42 | 0,58 | 0,77 | 0,98 | 1,3 | 1,6 | 2,4 | 3,2 | 4,5 | 5,8 | 12,9 |
| 5 | 0,13 | 0,27 | 0,41 | 0,57 | 0,74 | 0,94 | 1,2 | 1,5 | 2,1 | 2,8 | 3,7 | 4,6 | 8,6 |
| 6 | 0,13 | 0,27 | 0,41 | 0,56 | 0,73 | 0,92 | 1,2 | 1,5 | 2,0 | 2,6 | 3,4 | 4,0 | 6,9 |
| 7 | 0,13 | 0,27 | 0,40 | 0,55 | 0,72 | 0,91 | 1,1 | 1,4 | 1,9 | 2,4 | 3,1 | 3,7 | 6,0 |
| 8 | 0,13 | 0,26 | 0,40 | 0,54 | 0,71 | 0,90 | 1,1 | 1,4 | 1,9 | 2,4 | 3,0 | 3,5 | 5,4 |
| 9 | 0,13 | 0,26 | 0,40 | 0,54 | 0,71 | 0,89 | 1,1 | 1,4 | 1,9 | 2,3 | 2,9 | 3,4 | 5,0 |
| 10 | 0,13 | 0,26 | 0,40 | 0,54 | 0,70 | 0,88 | 1,1 | 1,4 | 1,8 | 2,3 | 2,8 | 3,3 | 4,8 |
| 11 | 0,13 | 0,26 | 0,40 | 0,54 | 0,70 | 0,88 | 1,1 | 1,4 | 1,8 | 2,2 | 2,8 | 3,2 | 4,6 |
| 12 | 0,13 | 0,26 | 0,40 | 0,54 | 0,70 | 0,87 | 1,1 | 1,4 | 1,8 | 2,2 | 2,7 | 3,1 | 4,5 |
| 13 | 0,13 | 0,26 | 0,40 | 0,54 | 0,70 | 0,87 | 1,1 | 1,4 | 1,8 | 2,2 | 2,7 | 3,1 | 4,3 |
| 14 | 0,13 | 0,26 | 0,39 | 0,54 | 0,70 | 0,87 | 1,1 | 1,4 | 1,8 | 2,2 | 2,7 | 3,0 | 4,2 |
| 15 | 0,13 | 0,26 | 0,39 | 0,54 | 0,70 | 0,87 | 1,1 | 1,3 | 1,8 | 2,2 | 2,6 | 3,0 | 4,1 |
| 16 | 0,13 | 0,26 | 0,39 | 0,54 | 0,70 | 0,87 | 1,1 | 1,3 | 1,8 | 2,2 | 2,6 | 2,9 | 4,0 |

**Рекомендована література**

Основна:

1. Медична і біологічна фізика/ Національний підручник, автори: Чалий О.В.(ред.), Цехмістер Я.В., Агапов Б.Т. та інші. – Вінниця, Нова Книга, 2013.

2. Вища математика / Національний підручник, автори Личковський Е.І. (ред.), Свердан П.Л. (ред.), Тиманюк В.О., Чалий О.В. - Вінниця, Нова Книга, 2014.

3. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія / Національний підручник , автори: Личковський Е.І.(ред.), Тиманюка В.О. (ред.), Чалий О.В., Лях Ю.Є., Животова О.М. – Вінниця, Нова Книга, 2014.

4. Биофизика/ Тиманюк В.А., Животова Е.Н. – Харьков, Изд-во НФАУ, 2003.

5.Медична і біологічна фізика. Практикум/ За ред. О.В.Чалого. – К.: Книга плюс, 2003.

6. Збірник задач і запитань з медичної і біологічної фізики / Я. Лопушанський. - Львів, Наукове товариство ім.Тараса Шевченка, 2006.

Допоміжна:

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М: Высш. школа., 1982.

3. Ремизов А.Н.. Медицинская и биологическая физика. – М: Высшая школа, 1992.

4. Антонов В.Ф. и др. Биофизика. – М.: Владос, 2000.

5. Эссаулова И.Л., Блохина М.Е, Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М : Высш. школа, 1987.

6. Ремизов А.Н., Исакова Н.Х.,.Максина Л.Г. Сборник задач по медицинской и биологической физике. – М : Высш. школа, 1978.

Інформаційні ресурси

* Глобальний інтелектуальний ресурс: http://statistica.ru/local-portals/medicine/
* Сайт медичної статистики: <http://medstatistic.ru>
* Сайт кафедри: <https://biophysics-inform.wixsite.com/biophysics>