

## ПРАКТИЧНІ РОБОТИ

---

Нижче наведено сім практичних робіт, п'ять з яких присвячено практичному закріпленню методів визначення біомеханічних характеристик опорно-рухового апарату людини, кінематичних і динамічних особливостей та інерційних характеристик рухів людини, унікальності управляючих впливів нервово-м'язової системи на рухову діяльність людини, а дві роботи присвячено практичному закріпленню знань з гемодинаміки руху крові і методів захисту людини при роботі з гамма- та рентген-діагностично-терапевтичними апаратами.

### **Практична робота № 1 ВИЗНАЧЕННЯ КІНЕМАТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ ТІЛА ТА АНАЛІЗ ЗАЛЕЖНОСТІ РУХУ ЛЮДИНИ ВІД ДІЇ СИЛИ ТЯЖІННЯ**

Закономірності рухів залежать від особливостей будови функцій організму. Для вивчення рухових дій опорно-руховий апарат людини розглядають як біомеханічну систему – спрощену модель, яка враховує особливості, що є найбільш істотними для рухів. Методом досліджень у біомеханіці є системний підхід і системний синтез рухів на основі їх кількісних біомеханічних характеристик.

*Біомеханічні характеристики* – це показники, які використовуються для кількісного опису і аналізу рухової діяльності. Всі біомеханічні характеристики поділяються на: кінематичні, динамічні і енергетичні (див. табл. 7.3.1.). У них різне призначення: кінематичні характеризують зовнішню картину рухової діяльності, динамічні несуть інформацію про причини змін рухів, енергетичні дають уяву про механічну продуктивність і економічність.

Біомеханічний аналіз рухів людини спрямовано на оптимізацію їх виконання під час фізичних навантажень (спортивних, тренувальних), при фізичній реабілітації після отриманих травм та інших випадках. Першим етапом такого аналізу є визначення кінематичних характеристик руху – кількісних характеристик, які розкривають форму і характер рухів через просторово-часове зображення.

Біомеханічні характеристики описують поступальні і обертальні рухи. В більшості рухів людини поступальний і обертальний компоненти присутні одночасно. До того ж руховий апарат людини побудовано

таким чином, що всі рухи (в тому числі і поступальні) утворені з комбінацій обертальних рухів у суглобах.

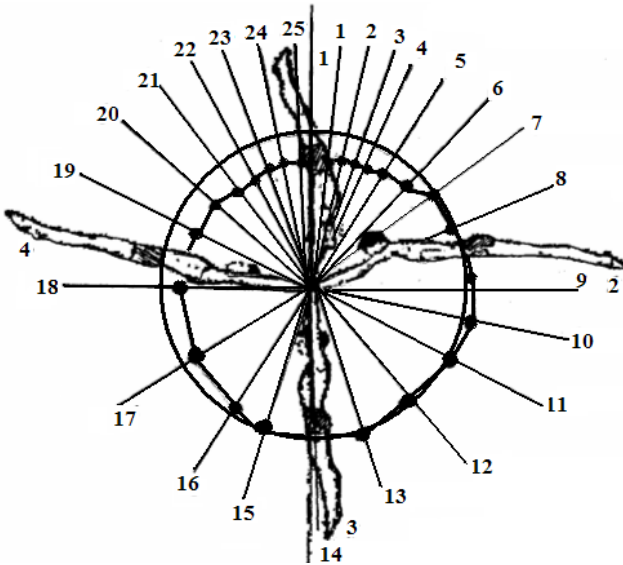
У якості просторових характеристик використовуються координати тіла, його траєкторія; в якості часових – момент часу, темп, ритм рухів; у якості просторово-часових – швидкість тіла та його прискорення.

### 1. Мета роботи

Навчитися визначати кутові положення тіла при обертальному русі, розраховувати кутові швидкості і прискорення за способом різниць, будувати їх кругові графіки та досліджувати взаємозв'язок змін радіусу центра тяжіння, кутових швидкостей та прискорень.

### 2. Оснащення

Круговий графік обертального руху людини на перекладині (рис. ПР1.1), отриманий за допомогою кінограми.



**Рис. ПР1.1.** Круговий графік положення загального центру тяжіння (ЗЦТ) тіла гімнаста при виконанні ним обертального руху

*Кінограма* – це метод реєстрації кінематичних характеристик тіла, що дозволяє зафіксувати зміну положень тіла під час його руху (на кожному кадрі фіксується лише одне положення, за яким можна визначити позу тіла і координати точок тіла у відповідний момент часу).

### 3. Організація самостійної роботи

1. При обертальному русі рух людини характеризують кутові характеристики (кутові координати, кутова швидкість, кутове прискорення). Однак для визначення цих величин потрібна розпізнавальна точка (пункт або лінія відліку) на тілі. За таку точку в багатьох випадках приймають загальний центр тяжіння тіла (ЗЦТ).

Початок відліку встановлюється на лінії, яка проводиться через стойку перекладани. Напрямок відліку – за часовою стрілкою в сторону руху гімнаста. Одиниці відліку – кутові градуси (визначаються за допомогою транспортиру.). Відлік кутового положення тіла (кутова координата) у кожній точці ведеться по лінії від точки обертання тіла до ЗЦТ, яка служить лінією відліку від вертикалі за часовою стрілкою до радіусу ЗЦТ, який проведено від перекладани до ЗЦТ.

Строго кажучи, під дією центр обіжних сил тіла гімнаста і його ваги перекладана згинається, і центр обертання переміщується. Якщо враховувати це переміщення, то розрахунок ускладнюється, але звичайно його не враховують.

Кутова швидкість  $\omega$  – це міра швидкості зміни кутового положення всього тіла у просторі з часом. Її вимірюють відношенням кутового переміщення ( $\Delta\varphi$ ) до витраченого часу ( $\Delta t$ ):

$$\omega = \Delta\varphi/\Delta t \quad (\text{ПР 1.1.})$$

Розрахунок ведеться за **способом різниць**:

Перші різниці ( $\Delta\varphi$ ) – це величини числівника у формулі (ПР1.1.), які виражені в одиницях величини кута. Це не самі швидкості, але через те, що при їх розрахунку береться однакове значення  $\Delta t$ , різниці є прямо пропорційними швидкостям. Таким чином, другі різниці ( $\Delta^2\varphi$ ) – це величини числівника у формулі прискорення:

$$\varepsilon = \Delta^2\varphi/\Delta t^2, \quad (\text{ПР 1.2.})$$

які виражені у величинах кута. Вони є також прямо пропорційними прискоренням. Таким чином, якщо нас цікавить лише те, як саме і коли змінюються швидкості і прискорення, а не їх абсолютні значення, то можна не вести розрахунок до кінця, а розглядати лише різниці.

З кутової координати 3-ої пози ( $\varphi_3$ ) віднімають кутову координату 1-ої пози ( $\varphi_1$ ). Різниця  $\Delta\varphi_2 = \varphi_3 - \varphi_1$  дорівнює числівнику формули кутової швидкості ( $\omega_2 = \Delta\varphi_2/\Delta t$ ). Це – шлях (у кутових координатах), який був пройдений за перші два інтервали часу. Ця різниця є прямо пропорційною швидкості.

Так, якщо повне обертання зроблено за 2 сек, то при цьому кожне з 25 положень зафіксовано через  $t = 0,08$  сек. Два інтервали часу

дорівнюють 0,16 сек. Тому, поділивши відповідну  $\Delta\varphi$  на  $\Delta t=2t=0,16$  сек, отримаємо кутову швидкість (в градусах за одну секунду).

Кутове прискорення – це міра швидкості зміни кутової швидкості з часом. Вона вимірюється відношенням приросту кутової швидкості (додатного або від’ємного) до часу, який було витрачено на цей приріст.

Розрахунок кутових прискорень ведеться за способом других різниць. З першої різниці 4-ої пози віднімається перша різниця 2-ої пози. Отримана різниця  $\Delta^2\varphi_3 = \varphi'_4 - \varphi'_2$  складає числівник формули кутового прискорення ( $\varepsilon_3 = \Delta^2\varphi_3/\Delta t^2$ ). Вона є прямо пропорційною прискоренню.

Розрахунок різниць ведеться через 2 інтервали, і середнє прискорення відноситься до проміжної точки.

2. Зміни кутової швидкості тіла гімнаста і відповідні прискорення залежать від дії сили тяжіння (при русі вниз вона прискорює рух, при русі вгору – затримує), а також від зміни довжини радіусу ЗЦТ. Коли ЗЦТ наближується до перекладки, з’являється додатне кутове прискорення, і кутова швидкість збільшується; віддалення ЗЦТ від перекладки здійснює протилежну дію.

Щоб простежити за впливом наближення ЗЦТ до центру обертання і віддалення від нього, крім траєкторії руху ЗЦТ (з лабораторної роботи № 1) отримати кругові графіки кутових швидкостей і прискорень:

1. Круговий графік кутових швидкостей добре зображувати відкладаючи величини кутової швидкості (перших різниць  $\Delta\varphi$ ) на радіусах ЗЦТ від вісі перекладки. З’єднання усіх точок на радіусах (від № 2 до № 24) дає графік кутової швидкості.

2. Круговий графік кутового прискорення зображують іншим чином, бо швидкість має один знак (рух в одному напрямку), а у прискорення два знаки (додатний – при зростанні швидкості і від’ємний – при її зменшенні). За нульовий рівень приймається коло довільного радіусу (центр його – вісь перекладки).

Додатні прискорення відкладаються за радіусами відповідних точок до центру від кола (від нуля), а від’ємні – від центру.

#### 4. Завдання

1. Перенести на папір положення ЗЦТ (25 точок), вісі перекладки і вертикалі. Зобразити траєкторію руху, провівши радіуси ЗЦТ від центру обертання до кожної точки, які відповідають ЗЦТ, та з’єднавши всі ці точки. Провести коло радіусом ЗЦТ пози у природно випрямленому положенні ЗЦТ (поза № 7).

2. Визначити кутові положення тіла  $\varphi$  (вимірюючи від вертикалі за рухом від  $0^0$  до  $360^0$ ).

3. Розрахувати перші і другі різниці, отримуючи значення кутових швидкостей і кутових прискорень тіла людини. Результати занести в таблицю (табл. ПР 1.1.).

Таблиця ПР 1.1.

Поза	$\varphi$	$\Delta\varphi$	$\omega = \Delta\varphi/\Delta t$	$\Delta\omega$	$\varepsilon = \Delta\omega/\Delta t^2$
1					
.					
.					
.					
n					

4. Зобразити кругові графіки кутових швидкостей і прискорень.

*Для графіку швидкості:* відкласти на радіусах ЗЦТ (починаючи з 2-ої пози) величину кутової швидкості у довільному масштабі (наприклад,  $10^0$  першої різниці відповідають 10 мм).

*Для графіку прискорень:* відкласти на радіусах ЗЦТ (починаючи з 3-ої пози) від кола довільного радіусу додатні прискорення до центру, від'ємні – від центру (масштаб 10 мм:  $10^0$  другої різниці).

*Примітка:* лінії повинні бути незамкнутими (немає даних для 1-ої і останньої поз – за швидкостями, для двох з початку та двох – з кінця – для прискорень). Відмітити, що це графіки характеристик, що розглядаються за шляхом, а не за часом.

5. Проаналізувати залежності руху від дії сили тяжіння і наближення тіла до вісі перекладки. Відмітити, де відбувається віддалення ЗЦТ від перекладки і його наближення до неї, та якими є пов'язані з цим зміни прискорення і швидкості. Дати аналіз обертальному руху людини на перекладі за визначеними кінематичними характеристиками.

### 5. Зміст звіту

Мета роботи, графічне представлення траєкторії руху (ЗЦТ), табличне представлення значень кутових швидкостей та кутових прискорень, графічне представлення кутових швидкостей і кутових прискорень обертального руху людини, аналіз залежності руху від дії сили тяжіння за отриманими кінематичними характеристиками.

### 6. Контрольні питання:

1. Для чого та за якими етапами проводять біомеханічний аналіз рухів людини?

2. У чому полягають особливості обертального руху людини?

3. Як знайти кутові швидкості і кутові прискорення при обертальному русі тіла людини?

4. Як дія сили тяжіння тіла людини впливає на виконання людиною обертальних рухів?

5. Як змінюються кінематичні характеристики залежно від дії сили тяжіння при обертальному русі людини?

### **Практична робота №2** **ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛОЖЕННЯ ЗАГАЛЬНОГО ЦЕНТРУ** **ТЯЖІННЯ ТІЛА ЛЮДИНИ ГРАФІЧНИМ МЕТОДОМ** **(складання сил тяжіння)**

Руховий апарат людини – це саморухомий механізм, який складається з 600 м'язів, 200 кісток, декількох сотень сухожиль. Ці цифри є приблизними, через те, що деякі кістки (наприклад, кістки хребта, грудної клітини) зрослися одна з одною, а багато м'язів мають декілька голівок (наприклад, двоглавий м'яз плеча, чотирьохголовий м'яз стегна) або поділяються на багато пучків (дельтоподібний, великий грудний, прямий м'яз живота та ін.). Вважається, що рухова діяльність людини є порівняною за складністю з мозком людини і є найбільш досконалим творінням природи. І подібно до того, як вивчення мозку починають з дослідження його елементів (нейронів), так і в біомеханіці поперед усього досліджують властивості елементів рухового апарату.

Руховий апарат людини складається з ланок. *Ланкою* називається частина тіла, яка розташована між двома сусідніми суглобами або між суглобом і дистальним кінцем. Наприклад, ланками тіла є: кисть, передпліччя, плече, голова тощо.

Важливим поняттям при розгляді рухової діяльності людини є *центр тяжіння ланки (ЦТ)* тіла та *загальний центр тяжіння (ЗЦТ)*. Центр тяжіння має велике значення при оцінці виду рівноваги тіла. Залежно від розташування точки опори або опорної поверхні у відношенні до центру тяжіння розрізняють стійку, нестійку і байдужу рівновагу.

#### **1. Мета роботи**

Навчитися визначати положення центрів тяжіння ланок та загального центру тяжіння тіла людини.

#### **2. Оснащення**

15-ланкова схема положення тіла людини при виконанні того чи іншого руху або модель О. Фішера.

#### **3. Організація самостійної роботи**

1. Центр тяжіння тіла – це уявна точка, до якої прикладена рівнодіюча сил тяжіння усіх ланок тіла. Експериментальним шляхом

(О. Фішер, М. Бернштейн) визначено середні дані про вагу ланок тіла і про положення їх центрів тяжіння (див. *рис. 7.4.2.*).

*Визначення маси ланки методом відносних мас*

Для практичного застосування використовують округлені величини ваги ланок (табл. ПР 2.1).

Таблиця ПР 2.1.

**Відносні ваги ланок тіла і розташування їх центрів тяжіння**

Назва ланки	Відносна вага	Розташування ЦТ ланки (у відносних одиницях відстані від проксимального суглобу)
Голова	0,07	Над верхнім краєм слухового проходу
Тулуб	0,43	На відстані 0,51 від плечової кістки
Плече	0,03	На відстані 0,45 від плечового суглобу
Передпліччя	0,02	На відстані 0,43 від ліктьового суглобу
Кисть	0,01	На відстані 0,37 від зап'ястного суглобу
Стегно	0,12	На відстані 0,45 від стегнового суглобу
Гомілка	0,05	На відстані 0,41 від колінного суглобу
Стопа	0,02	На відстані 0,44 від п'яти

2. Для визначення рівнодіючої двох паралельних сил з'єднують прямою лінією точки їх прикладення. При додаванні сил тяжіння двох ланок ця лінія з'єднує їх ЦТ. На цій лінії розташовано ЦТ двох ланок. Наприклад, загальний центр тяжіння плеча і передпліччя розташовано на лінії, яка їх з'єднує (*рис. ПР 2.1.*).

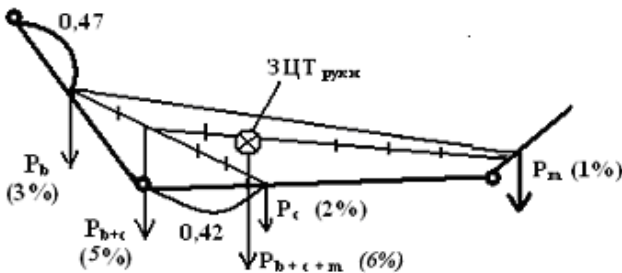


Рис. ПР 2.1. Визначення ЦТ ланки (верхньої кінцівки)

$P_b$ ,  $P_c$ ,  $P_m$  – вага плеча, передпліччя, кисті відповідно (виражено у відсотках до загальної ваги тіла), прикладено в місцях розташування ЦТ кожної ланки.

Числа (0,47; 0,42; 0,37) вказують на місце розташування ЦТ відповідної ланки від проксимального суглобу згідно з таблицею 1.

$P_{b+c}$ ,  $P_{b+c+m}$  – сумарна вага двох та трьох ланок, прикладена в місцях розташування ЦТ двох та трьох ланок (місце розташування цих ЦТ знаходиться розахунковим методом).

Через те, що вага плеча складає близько 3 %, а передпліччя – 2 % ваги тіла, то цю лінію потрібно поділити на  $2+3=5$  частин. ЦТ двох ланок розташований ближче до більш важкої ланки (співвідношення відрізків лінії 2:3, рахуючи від плеча). Таким же чином потрібно додати усі сили тяжіння інших ланок.

Положення ЗЦТ і ЦТ ланок потрібно визначити при аналізі умов рівноваги в статичному положенні. Зміною траєкторії руху центру тяжіння визначити дію зовнішніх сил, які прикладені в цілому, або зовнішніх сил відносно відповідної ланки.

### Визначення маси ланки за методом В. Селюянова

В. Н. Селюянов встановив, що маси ланок тіла можна визначити за допомогою наступного рівняння:

$$m_x = B_0 + B_1 m + B_2 H,$$

де  $m_x$  – маса однієї з ланок тіла (кг), наприклад стопи, гомілки, стегна тощо;  $m$  – маса всього тіла (кг);  $H$  – довжина тіла (см);  $B_0$ ,  $B_1$ ,  $B_2$  – коефіцієнти регресійного рівняння (див. табл. 7.5.1.).

### 4. Завдання

1. Визначити положення ЦТ ланок тіла.

Для цього:

- на схемі пози людини, користуючись анатомічними даними, відмітити положення проєкцій осей суглобів;
- вимірити довжину кожної ланки;
- за даними довжини ланки та даних про відносне розташування ЦТ ланки визначити положення ЦТ кожної ланки тіла людини за схемою, проміжні дані розрахунків занести у таблицю;
- визначити масу кожної ланки методом відносних мас і за методом В. М. Селюянова (див. вище), результати занести в таблицю;
- користуючись цими і анатомічними даними, рисунком 1 нанести на схему ЦТ усіх ланок.

2. Знайти рівнодіючу усіх сил тяжіння. Зручно знайти спочатку ЦТ сил тяжіння плеча і передпліччя (вектори сил тяжіння малювати не потрібно, потрібно знати відносні ваги ланок. Далі, додавши вагу кисті, знайти ЗЦТ всієї руки. Таким же чином послідовно додати ваги ланок ноги. Якщо положення є симетричним, то ЦТ обох рук розташовані однаково, так як і обох ніг.

*Примітка:* не забути подвоїти вагу кінцівок при додаванні їх до ваги тулуба і голови.



Визначаючи положення ЦТ тулуба (якщо воно є розігнутим, чи зігнутиим) правильно його положення наносити не на зігнутий подовжній осі, а на прямій лінії, яка з'єднує плечовий і тазостегновий суглоби.

3. Визначивши положення ЗЦТ голови і тулуба (50 % ваги тіла), а також усіх кінцівок (друга половина ваги), названі дві точки з'єднують відрізком, який поділяють навпіл. У цій точці і розташовано ЗЦТ тіла (рис. ПР 2.2.).

4. Позначити на схемі ваги усіх ланок тіла, визначених за методом відносних мас.

### 5. Зміст звіту

Мета роботи, графічне представлення центрів тяжіння ланок тіла та загального центра тяжіння усього тіла, табличне представлення проміжних розрахунків.

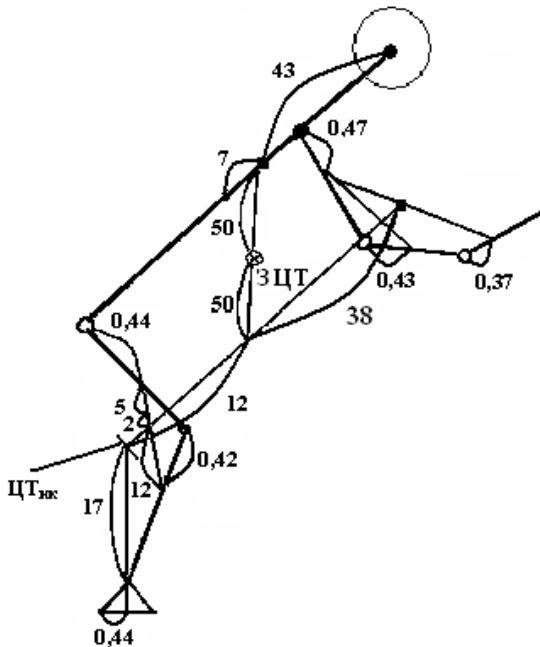


Рис. ПР 2.2. Визначення ЗЦТ усього тіла (усі позначення аналогічні рис. ПР 2.1.)

### 5. Контрольні питання:

1. Якими показниками характеризується геометрія мас тіла?
2. Інерційні характеристики рухової діяльності людини.
3. Що таке біомеханічна ланка, біокінематична пара?
4. Як визначити масу ланки? За методом В. Селуянова?
5. Що таке центр тяжіння ланки? Як його знайти?
6. Що таке загальний центр тяжіння тіла людини? Як його знайти?
7. Від чого залежить розташування ЗЦТ при здійсненні людиною різних рухів?
8. Для чого оцінюють ЗЦТ при тренуванні спортсменів, при фізичній реабілітації людини після травм опорно-рухового апарату?

### Практична робота № 3 ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛОЖЕННЯ ЗАГАЛЬНОГО ЦЕНТРУ ТЯЖІННЯ ТІЛА ЛЮДИНИ АНАЛІТИЧНИМ МЕТОДОМ (складання моментів сил тяжіння за теоремою Вариньона)

Центр тяжіння тіла – це уявна точка, до якої прикладена рівнодіюча сил тяжіння усіх частин ланки. Положення загального центра тяжіння визначається тим, де знаходяться центри мас окремих ланок. А це залежить від пози, тобто від того, як частини тіла розташовані одна відносно одної в просторі.

Графічний метод визначення ЗЦТ (лабораторна робота № 2) не завжди дає точні дані щодо розташування ЗЦТ, тому поряд з ним використовують також аналітичний метод знаходження ЗЦТ через додавання моментів сил тяжіння ланок тіла.

#### Мета роботи

Навчитися визначати положення загального центру тяжіння тіла (ЗЦТ) людини додаванням моментів сил тяжіння.

#### 1. Оснащення

Схема положення тіла людини при виконанні руху або модель О. Фішера (з роботи 2).

#### 2. Організація самостійної роботи

1. Спосіб складання моментів сил тяжіння засновано на теоремі Вариньона: «Сума моментів сил відносно будь-якого центру дорівнює моменту суми цих сил (їх рівнодіючої) відносно того ж центру».

Розглянемо для прикладу додавання моментів сил тяжіння трьох ланок ноги (рис. ПР 3.1.). Оберемо довільно центр, відносно якого будемо визначати моменти сил тяжіння. Цю точку  $O$  можна поставити

де-інде, але зручно помістити її внизу зліва від схеми, щоб всі моменти ( $x$  і  $y$ ) були додатними. Проведемо з цієї точки дві взаємно перпендикулярні осі  $OX$  і  $OY$ .

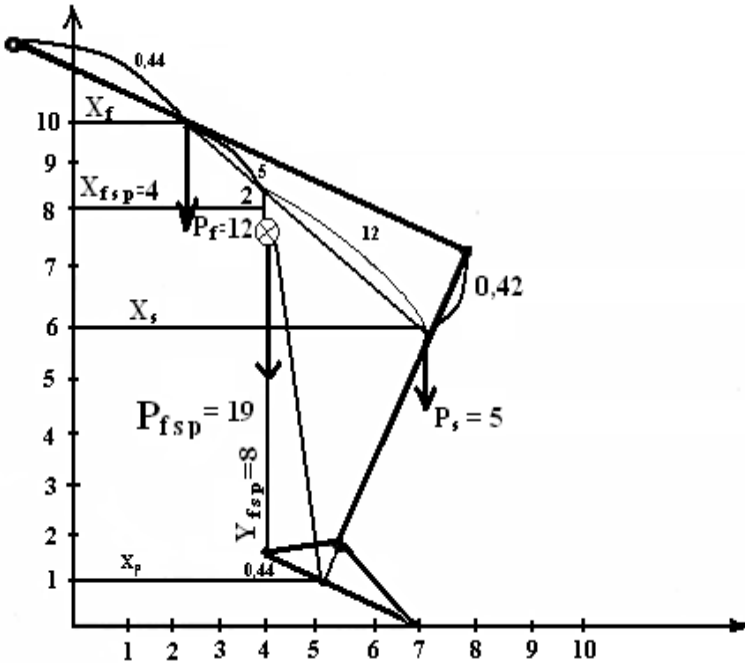


Рис. ПР 3.1. Визначення ЦТ нижньої кінцівки

Далі вибирають будь-який масштаб, при можливості однаковий для обох осей (але це не обов'язково).

На схемі позначають координати центрів тяжіння ланок ( $x_f, x_s, x_p, y_f, y_s, y_p$ ) і сили тяжіння у відносних одиницях ( $P_f, P_s, P_p$ ). Момент сили тяжіння стегна відносно центру  $O$  по осі  $X$  дорівнює добутку ваги стегна ( $P_f$ ) на відстань його ЦТ від осі  $X$  (координата  $x_f$ ).

Таким же чином визначають моменти сил тяжіння голілки і ступні.

Тепер запишемо суму цих моментів сил за *теоремою Варіньйона*:

$$P_f x_f + P_s x_s + P_p x_p = P_{fsp} x_{fsp}$$

У лівій частині рівняння сума моментів сил тяжіння усіх ланок ноги відносно центру  $O$  по осі  $X$ , а у правій – момент їх рівнодіючої сили  $P_{fsp}$ .

З усіх величин рівняння невідома лише координата  $x_{fsp}$  – це координата  $x$  точки прикладення сили  $P_{fsp}$ , тобто ЦТ всієї ноги, яку ми і шукаємо. Вона дорівнює:

$$x_{fsp} = (P_f x_f + P_s x_s + P_p x_p) / P_{fsp} = \Sigma P x / P_{fsp}$$

тобто сумі моментів сил тяжіння, поділеної на вагу всієї ноги.

Таким же чином, підставляючи в рівняння замість координат  $x$  ЦТ ланок – їх координати  $y$ , знаходимо координату  $y$  ЦТ ноги. Координати  $x$  і  $y$  визначають положення ЦТ усієї ноги.

Таким же способом визначають і ЗЦТ тіла.

2. Для зручності розрахунків складається таблиця, за допомогою якої зручно перевіряти зроблену роботу. В цій таблиці стільки ж строк, скільки ланок тіла.

*Таблиця ПР 3.1.*

**Розрахунок координат ЗЦТ**

<b>ЦТ</b>	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>P (%)</b>	<b>PX</b>	<b>PY</b>
Стегна	3	10	12	3·12=36	10·12=120
Гомілка	6	6	5	6·5=30	6·5=30
Ступні	5	1	2	5·2=10	1·2=2
Усієї ноги	$x_{fsp}=76/19=4$	$y_{fsp}=152/19=8$	$P_{fsp}=19$	$\Sigma Px=76$	$\Sigma Py=152$

При симетричному положенні можна не повторювати записи даних однаково розташованих ланок, а помножувати їх моменти на 2. Якщо відносні ваги виражені не у %, а в частках одиниці, то після додавання моментів, ділити їх на вагу не потрібно.

Сума моментів чисельно дорівнює відповідній координаті ЗЦТ. Як уже зазначалось, розраховувати абсолютні ваги кожної ланки, помножуючи відносну вагу на абсолютну, немає сенсу. Це лише зайва арифметична дія, бо далі суму моментів знов прийдеться ділити на ту саму абсолютну вагу.

**3. Завдання**

1. Відмітити на схемі положення проєкцій осей суглобів і знайти положення ЦТ ланок.
2. Провести вісі координат (від довільного центру); знайти координати ЦТ ланок і записати їх у таблицю.
3. Підрахувати моменти сил тяжіння кожної ланки, записавши в таблицю відносні ваги ланок (у % або частках одиниці) відносно обраного центру (початку координат).
4. Знайти координати ЗЦТ за теоремою Варіньйона.
5. Нанести положення ЗЦТ на схему.

#### 4. Зміст звіту

Мета роботи, аналітичний розрахунок положень ЦТ ланок, та ЗЦТ тіла, схематичне представлення центрів тяжіння ланок тіла та загального центра тяжіння усього тіла.

##### 5. Контрольні питання:

1. Що таке біокінематичний ланцюг, біокінематична пара?
2. Що таке момент сили тяжіння ланки, декількох ланок тіла людини?
3. Якщо відношення сил ваги двох ланок одної біокінематичної пари дорівнює 5:12, то де буде розташований загальний ЦТ обох ланок?
4. Зміст теореми Варіньйона.
5. Застосування теореми Варіньйона для знаходження ЗЦТ тіла людини.

### Практична робота № 4

#### ВИЗНАЧЕННЯ МОМЕНТУ ІНЕРЦІЇ ТІЛА ЛЮДИНИ ПРИ ВИКОНАННІ РУХОВИХ ДІЙ (за методом В. А. Петрова)

Для з'ясування причин, які викликають і змінюють рухи людини, потрібно досліджувати **динаміку** рухів, реєструвати **динамічні характеристики**. Суттєве значення тут мають величини сил, що діють на людину ззовні і які створюються його власними м'язами. Важливими характеристиками, які визначають поведінку усього тіла або окремих його ланок при дії сил, є:

– **маса тіла** – кількісна міра інертності тіла по відношенню до діючої на нього сили при поступальному його русі:  $m = P/g$  (кг), де  $P$  – вага (Н),  $g$  – прискорення вільного падіння ( $m/c^2$ );

– **момент інерції** – кількісна міра інертності тіла при обертальному русі:  $J = m \cdot R_{in}^2$  ( $кг \cdot м^2$ ), де  $R_{in}$  – радіус інерції – середня відстань від осі обертання (наприклад, від вісі суглобу) до матеріальних точок тіла (м).

##### 1. Мета роботи

Навчитися розраховувати момент інерції тіла людини при виконанні нею рухових дій.

##### 2. Оснащення

Схема руху людини з інерційними характеристиками: маса ( $m$ , кг), довжина ланок ( $l$ , м), відстань від центрів ланок до вісі обертання ( $r$ , м) у масштабі.

##### 3. Організація самостійної роботи

Розрахунок моменту інерції тіла людини (за методом В. А. Петрова) засновано на прирівнюванні ланок тіла людини до тонких однорідних брусків однакового перетину.

Для моделі «стандартної людини» (вага  $m = 70$  кг, ріст  $l = 1,7$  м) момент інерції відносно поперечної осі, яка проходить через його середину:  $I_l = ml^2/12$ , і відносно осі, що проходить через кінець:  $I_k = ml^2/3$  (рис. ПР 4.1.)

$$I_z = I_x + mL^2$$

$$I_y = ml^2/3$$

$$I_x = ml^2/12$$

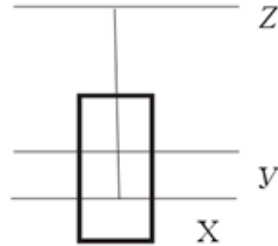


Рис. ПР 4.1. Моменти інерції тіла відносно паралельних осей

Якщо вісь обертання знаходиться на відстані  $L$  від будь-якої третьої осі  $z$  (паралельній першій осі), що проходить через середину і паралельна їй, то момент інерції можна розрахувати за формулою:

$$I_k = I_c + mL^2$$

2. Для приблизного розрахунку моменту інерції тіла використовують метод Петрова, за яким:

$$I = m \cdot K$$

де  $K$  – коефіцієнт за таблицею Петрова (табл. ПР 4.1.), який залежить від довжини ланки ( $l$ ) і відстані від осі обертання до центру ланки ( $r$ ).

Таблиця ПР 4.1.

Таблиця коефіцієнтів  $K$  (для розрахунку моменту інерції за методом В. А. Петрова)

		Довжина ланки ( L )																	
Метри		0	0,10	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60	0,70	0,80	0,90	1,00	1,10	1,20	1,30	1,40	1,50	1,60	1,70
Маса ланки, кг	0,20	0,15	0,10	0	0	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,09	0,10	0,11	0,12	0,13	0,14
	0,04	0,02	0,01	0	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,09	0,10	0,11	0,12	0,13	0,14	0,15
	0,05	0,03	0,02	0,01	0,01	0,02	0,03	0,04	0,05	0,06	0,07	0,08	0,09	0,10	0,11	0,12	0,13	0,14	0,15
	0,050	0,033	0,020	0,010	0,010	0,020	0,030	0,040	0,050	0,060	0,070	0,080	0,090	0,100	0,110	0,120	0,130	0,140	0,150
	0,053	0,036	0,023	0,013	0,013	0,023	0,033	0,043	0,053	0,063	0,073	0,083	0,093	0,103	0,113	0,123	0,133	0,143	0,153
	0,057	0,040	0,037	0,017	0,017	0,027	0,037	0,047	0,057	0,067	0,077	0,087	0,097	0,107	0,117	0,127	0,137	0,147	0,157
	0,061	0,044	0,031	0,020	0,020	0,030	0,040	0,050	0,060	0,070	0,080	0,090	0,100	0,110	0,120	0,130	0,140	0,150	0,160
	0,065	0,048	0,035	0,025	0,025	0,035	0,045	0,055	0,065	0,075	0,085	0,095	0,105	0,115	0,125	0,135	0,145	0,155	0,165
	0,070	0,053	0,040	0,030	0,030	0,040	0,050	0,060	0,070	0,080	0,090	0,100	0,110	0,120	0,130	0,140	0,150	0,160	0,170
	0,075	0,058	0,045	0,035	0,035	0,045	0,055	0,065	0,075	0,085	0,095	0,105	0,115	0,125	0,135	0,145	0,155	0,165	0,175
	0,081	0,064	0,051	0,041	0,041	0,051	0,061	0,071	0,081	0,091	0,101	0,111	0,121	0,131	0,141	0,151	0,161	0,171	0,181
	0,087	0,070	0,057	0,047	0,047	0,057	0,067	0,077	0,087	0,097	0,107	0,117	0,127	0,137	0,147	0,157	0,167	0,177	0,187
	0,093	0,083	0,063	0,053	0,053	0,063	0,073	0,083	0,093	0,103	0,113	0,123	0,133	0,143	0,153	0,163	0,173	0,183	0,193
	0,108	0,091	0,078	0,068	0,068	0,078	0,088	0,098	0,108	0,118	0,128	0,138	0,148	0,158	0,168	0,178	0,188	0,198	0,208
	0,123	0,106	0,093	0,083	0,083	0,093	0,103	0,113	0,123	0,133	0,143	0,153	0,163	0,173	0,183	0,193	0,203	0,213	0,223
	0,141	0,124	0,101	0,101	0,101	0,111	0,121	0,131	0,141	0,151	0,161	0,171	0,181	0,191	0,201	0,211	0,221	0,231	0,241
	0,160	0,143	0,130	0,120	0,120	0,130	0,140	0,150	0,160	0,170	0,180	0,190	0,200	0,210	0,220	0,230	0,240	0,250	0,260



## Основи біофізики і біомеханіки

1,90	1,80	1,70	1,60	1,50	1,40	1,30
3,61	3,24	2,89	2,56	2,25	1,96	1,69
3,62	3,25	2,90	2,57	2,26	1,97	1,70
3,620	3,250	2,900	2,270	2,260	1,970	1,700
3,623	3,253	2,903	2,573	2,263	1,973	1,703
3,627	3,257	2,907	2,577	2,267	1,977	1,707
3,631	3,261	2,911	2,581	2,270	1,981	1,711
3,635	3,265	2,915	2,585	2,275	1,985	1,715
3,640	3,270	2,920	2,590	2,280	1,990	1,720
3,645	3,275	2,925	2,595	2,285	1,995	1,725
3,651	3,281	2,931	2,601	2,291	0,001	0,731
3,657	3,287	2,937	2,607	2,297	2,007	1,737
3,663	3,293	2,943	2,613	2,303	2,013	1,743
3,678	3,308	2,958	2,628	2,318	2,028	1,758
1,90	1,80	1,70	1,60	1,50	1,40	1,30
3,61	3,24	2,89	2,56	2,25	1,96	1,69

3. Усі проміжні розрахунки заносять в таблицю ПР 4.2. для підрахунку моменту інерції тіла людини:

*Таблиця ПР 4.2.*

### Розрахунок моменту інерції тіла

№ з/п	Частина тіла	Маса $m$ , кг	Довжина частини тіла $l$ , м	$r$	$K$	Момент інерції $I$ , $\text{кг}\cdot\text{м}^2$
1	Голова					
2	Тулуб					
3	Стегно з правого боку					
4	Стегно з лівого боку					
5	Гомілка – стопа з правого боку					
6	Гомілка – стопа з лівого боку					
7	Уся нога права					
8	Уся нога ліва					
9	Рука права					
10	Рука ліва					
	Усе тіло					

*Примітка:* При положенні тіла із зігнутими ногами в таблиці заповнюють строки 3-6, а при випрямлених ногах – строки 7-8

4. Визначивши за схемою і масштабом схеми дійсні довжини ланок ( $l$ ), їх центри, а також відстані від цих центрів до осі обертання ( $r$ ), визначають моменти інерції ланок.



#### 4. Завдання

1. Визначити дійсну довжину ланок тіла ( $l$ ); для голови довжина приймається нульовою. Дані занести в таблицю.

2. Визначити (за радіусами центру тяжіння) положення центрів тяжіння кожної ланки, виміряти їх відстань ( $r$ ) до осі обертання і перерахувати за масштабом у дійсну довжину. Усі дані занести в таблицю.

3. Визначити момент інерції кожної ланки за допомогою таблиці Петрова.

4. Визначити момент інерції тіла, як суму моментів інерції ланок.

#### 5. Зміст звіту

Мета роботи, аналітичний розрахунок моментів інерції ланок і усього тіла.

#### 6. Контрольні питання:

1. Що таке момент інерції ланки та усього тіла? Які фактори впливають на його значення?

2. Як впливає величина радіусу інерції (моменту інерції) на якість руху людини (наприклад, при бігу)?

3. Для чого оцінюють момент інерції тіла людини при аналізі діяльності її опорно-рухового апарату?

### Практична робота № 5 ВИЗНАЧЕННЯ МОМЕНТУ СИЛИ ТЯГИ М'ЯЗУ

М'язова активність – одна із загальних властивостей високоорганізованих живих організмів. Уся життєдіяльність людини пов'язана з м'язовою активністю. Вона забезпечує роботу окремих органів і цілих систем: роботу опорно-рухового апарату, легенів, судинну активність, шлунково-кишкового тракту, скорочувальну властивість серця тощо. Порушення роботи м'язів може призвести до патології, а припинення їх роботи – навіть до летальних наслідків (наприклад, смерть при електротравмі від задушення через параліч дихальних м'язів).

Виконання м'язами роботи (наприклад, при підйомі, утриманні тіла двоголовим м'язом плеча) засноване на важільному принципі устрою опорно-рухового апарату людини. Використовуваний у біомеханіці поділ тіла людини на ланки дозволяє представити ці ланки як механічні важелі і маятники, бо всі ці ланки мають точки з'єднання, які можна розглядати або як точки опори (для важеля), або як точки відвісу (для маятника). А це, у свою чергу, дає можливість координувати роботу м'язів.

Важіль характеризується відстанню між точкою прикладення сили і точкою обертання. Важелі бувають першого, другого і третього роду. Важіль I роду або важіль рівноваги складається лише з однієї ланки. Приклад – прикріплення черепа до хребту. Важіль II і III роду характеризуються наявністю двох ланок (II – з плечами однакової довжини, III – плечі важеля мають різну довжину).

Через те, що м'язи, в більшості випадків, прикріплюються недалеко від суглобу, то плече сили тяги м'язу є коротким. У зв'язку з цим м'язи, які діють на кісткові важелі, майже завжди дають вигравш у швидкості, програючи в силі («золоте правило» біомеханіки).

Умовно можна виділити важіль швидкості і важіль сили залежно від того, що переважає в їх діях. Важіль швидкості дає вигравш у швидкості при здійсненні роботи. Приклад – ліктьовий суглоб з вантажем на долоні. Важіль сили дає вигравш у силі. Приклад – стопа на пальцях.

### 1. Мета роботи

Навчитися визначати момент сили тяги м'язу для забезпечення рівноваги ланок тіла як важелів.

### 2. Оснащення

Макет верхньої чи нижньої кінцівки людини з моделлю м'язового механізму скорочення верхніх або нижніх кінцівок, вантаж (тверде тіло), динамометр, пружинні терези.

### 3. Організація самостійної роботи

Використовуючи макет кінцівки з пружною компонентою двоголового м'язу передпліччя (рис. ПР 5.1), провести вимірювання моменту сили тяги м'язу при виконанні ним роботи з утримання вантажу. Силу тяги двоголового м'язу, при цьому, розрахувати за допомогою динамометру, який розміщується наприкінці пружини.

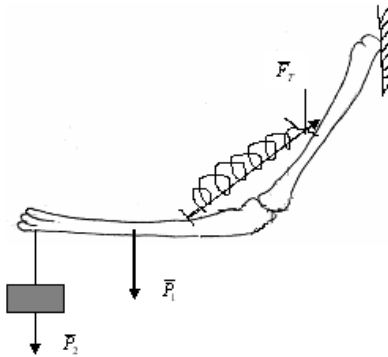


Рис. ПР 5.1. Схема проведення експерименту з визначення моменту сили тяги м'язу

Для того, щоб м'яз утримував вантаж (*умова рівноваги*) необхідно, щоб момент сили м'яза і моменти сили тяжіння урівноважували один одного:

$$M(F_T) = M(P_1) + M(P_2) \quad (1)$$

У випадку:

$$M(F_T) > M(P_1) + M(P_2) \quad (2)$$

у ліктьовому суглобі відбувається згинання.

У випадку:

$$M(F_T) < M(P_1) + M(P_2) \quad (3)$$

у ліктьовому суглобі відбувається розгинання.

У випадку (1) м'яз виконує *утримуючу роботу* (утримує вантаж), в (2) – *переможну* (піднімає вантаж), в (3.8.7.) – *уступальну* (опускає вантаж).

#### **4. Завдання**

1. Провести дослід з визначення сили тяги м'язу при виконанні ним роботи з утримування вантажу (експеримент провести 3 рази). Результати занести в таблицю.

*Таблиця ПР 5.1.*

№ досліду	Вантаж, кг	Плече сили, м	Кут тяги м'язу, град	Показання динамометру, Н
1	3			
2	3			
3	3			
Середнє значення				

2. Розрахувати момент сили тяги м'язу  $M(F_T)$ .

3. Розрахувати момент сил тяжіння задіяних ланок  $M(P_1)$  (передпліччя та кисті – якщо розглядається верхня кінцівка, стегна та голені – якщо розглядається нижня кінцівка) та момент сили тяжіння вантажу  $M(P_2)$ .

4. Порівняти  $M(F_T)$  з сумою  $M(P_1)$  та  $M(P_2)$ .

5. Зробити висновок щодо виконання м'язом того чи іншого виду роботи (переможної, утримуючої, уступальної). Знайти умову рівноваги ланок (при якому куті м'яз спроможний утримувати вантаж).

#### **5. Зміст звіту**

Мета роботи, аналітичний розрахунок моментів сили тяги м'язів.

#### **6. Контрольні питання:**

1. Навести приклади ланок тіла людини, як важелів I, II, III роду.
2. Що таке момент сили тяги м'язу? Від чого він залежить?
3. Що таке плече сили тяги м'язу? Від чого воно залежить?
4. Що таке реактивна сила в суглобах?

5. Умова рівноваги ланок тіла як важелів.
6. Зміст і застосування у біомеханіці «золотого правила» механіки.
7. Обґрунтувати, як можна полегшити роботу м'язів при однаковій її силі тяги.

### Практична робота № 6 ДОСЛІДЖЕННЯ ГЕМОДИНАМІЧНИХ ПРОЦЕСІВ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ

Одним з розділів біомеханіки є **гемодинаміка** – це область біомеханіки, в якій досліджується тиск крові в судинній системі. Фізичною основою гемодинаміки є гідродинаміка. Течія крові в судинах залежить як від властивостей крові, так і від властивостей кровоносних судин.

Як відомо, до системи кровообігу відносяться: серце, яке виконує функцію насоса, і периферичні кровоносні судини – артерії, вени і капіляри. Кров, що викидається серцем, розноситься тканинам через артерії, артеріоли (дрібні артерії) і капіляри, а потім повертається до серця через дрібні вени (венули) і великі вени. Стінки артерії складаються з декількох шарів. Під м'язовими шарами проходять судини і нерви. Подразнення нервів призводить до скорочення гладких м'язів і звуження судин. Діаметр кровоносних судин і тканевий їх склад різні залежно від типу судини: в стінках артерій більше еластичної тканини і менше колагенових волокон, ніж у стінках вен; вени ж, навпроти, є більш багатими на колагенові волокна, ніж на еластичні (колагенові волокна не володіють пружністю, вони спроможні розтягуватися); капіляри мають ендотеліальний шар, але в їх стінках немає м'язової і з'єднувальної тканини, тому вони відносно пасивні.

Кров, після викиду її з серця, здійснює на стінки судин тиск. Існує градієнт тиску, який спрямовано від артерії до артеріол і капіляр і від периферійних вен – до центральних, через що кров'яний тиск зменшується в наступному напрямку: аорта – артеріоли – капіляри – венули – крупні вени – порожні вени. Саме завдяки цьому градієнту кров тече від серця до артеріол, потім до капіляр, венул, вен, і назад – до серця. У судинах через тиск крові з'являється опір.

Основними величинами, які визначають стан кровоносної системи є: *серцевий викид*, *артеріальний тиск* і *периферійний опір*. Усі ці величини знаходяться між собою у взаємозв'язку і залежності, яка визначається правилом Пуазейля, згідно з яким  $P = Q \cdot R$  ( $P$  –

артеріальний тиск, мм. рт. ст.;  $Q$  – серцевий викид, мл/сек (л/хв);  $R$  – периферійний опір, дінг/см<sup>5</sup>).

**Серцевий викид (СВ)** являє собою кількість крові, яка викидається лівим шлуночком в аорту за 1 хвилину чи 1 секунду (мл/сек – систолічний об'єм крові (СО), л/хв – хвилинний об'єм крові (ХОК) і залежить від наступних фізіологічних факторів: кількості крові, яка тече до правого передсердя («венозний возврат»), нагнітальної функції серця, яка визначається скорочувальною здібністю міокарда, та загальним периферійним опором (ЗПО). Ефективність серця, як насосу, визначається тим, наскільки повно воно спроможне перекачувати об'єм крові, яка надходить за системою порожних вен. У нормальних умовах серце за 1 хв перекачує 5-6 л крові. Підвищення ЗПО при інших однакових умовах (тобто при постійній величині венозного возврату і постійній скорочувальній функції міокарда) призводить до зниження серцевого викиду. Фактори, які підвищують частоту скорочень серця (фізичне навантаження, емоційне збудження тощо), як правило, підвищують і СВ. На серцевий викид впливають захворювання і порушення, при яких зменшується приплив крові до серця через вени (венозний возврат). Також СВ знижується при ослабленні серця (наприклад, при стійкій серцевій недостатності).

Під **артеріальним тиском (АТ)** розуміють тиск, який здійснює кров на внутрішню поверхню артерій і на поперед лежачий стовб крові. АТ залежить від притоку крові в артеріальну систему, від еластичності судинних стінок, від в'язкості крові і ще від багатьох інших факторів. Артеріальний тиск є величиною, яка утворюється і регулюється, в основному, лише внаслідок зміни серцевого викиду крові і периферійного опору. Розрізняють систолічний (максимальний) і діастолічний (мінімальний) тиск. **Систолічний** артеріальний тиск (**СТ**) – це тиск, який виникає в артеріальній системі після систоли лівого шлуночка серця, тобто в момент максимального підйому пульсової хвилі. **Діастолічний** артеріальний тиск (**ДТ**) – виникає в період діастоли серця, коли має місце спад пульсової хвилі. Різниця між величинами максимального і мінімального тиску називається **пульсовим** тиском (**ПТ**). Підвищені величини АТ (*гіпертонія*) спостерігаються при багатьох захворюваннях: гіпертонічної хвороби, пухлинах кори і наднирників тощо. В цих випадках систолічний АТ може підніматися до 200-250 і вище мм. рт. ст., діастолічний – до 120-160 мм. рт. ст. Стійкий високий діастолічний тиск свідчить про підвищення тонуусу артеріол, що відбувається при гіпертонічній хворобі. Зниження АТ має назву *гіпотонії*. Спостерігається при шоку, при

різних інтоксикаціях тощо. Короткочасний підйом АТ (*гіпертензія*) до максимального може спостерігатися у здорових людей після надмірного переїдання, при великих фізичних і розумових навантаженнях, при психічному збудженні (стресі) після прийому алкоголю, кави, міцного чаю. Раптова артеріальна *гіпотензія* спостерігається при інфаркті міокарда, колапсі, сильних кровотечах та ін. Падіння АТ пов'язано зі зниженням тону артеріол і ще більше він знижується при слабкості серцевого м'язу. АТ вимірюють з метою оцінки стану судинної системи як у хворих, так і у здорових людей. Таким чином, спостереження про величину АТ відіграє важливу роль у своєчасному виявленні того чи іншого захворювання.

**Загальний периферійний опір** є функцією кровоносних судин, яка спрямована на регуляцію і розповсюдження кровотоку по організму і різним органам шляхом збереження оптимального рівня АТ. Потік крові на своєму шляху відчуває силу тертя, яка становиться максимальною на ділянці артеріол і створює в цьому місці опір. Артеріоли є основними регуляторами ЗПО. Так, при великому фізичному навантаженні, коли серцевий викид підвищується в декілька разів, тиск крові підвищується в меншій пропорції через підвищену пропускну спроможність артеріоли. В нормі ЗПО коливається в межах 1 200-1 600 дін·с/см<sup>5</sup>. При гіпертонії ця величина може збільшитися до 2 000-3 000 дін·с/см<sup>5</sup>. Показник ЗПО має істотне значення, бо визначає навантаження на міокард лівого шлуночка, і наприкінці – на умови і рівень метаболізму.

### 1. Мета роботи

Навчитися досліджувати основні характеристики гемодинаміки: вимірювати артеріальний тиск та визначати серцевий викид крові, загальний периферійний опір у людини при різних її навантаженнях.

### 2. Оснащення

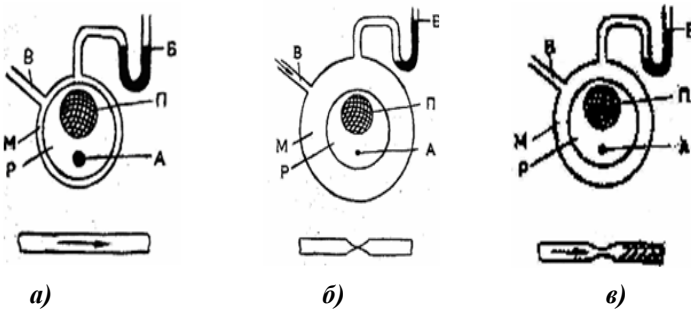
Сфігмоманометр з металевим мембранним манометром.

### 3. Організація самостійної роботи

#### 1. Вимірювання АТ.

Фізичний параметр – тиск крові – відіграє велику роль у діагностиці багатьох захворювань. Систолічний і діастолічний тиск у будь-якій артерії можуть бути виміряні безпосередньо за допомогою голки, яка з'єднана з манометром. Однак в медицині широко використовують безкровний метод, який запропоновано Н. С. Коротковим.

Розглянемо фізичні основи цього методу на прикладі виміру тиску крові в плечевій артерії. Навкруги руки між плечем і ліктем накладають манжету. Перетини манжети М, частини руки Р, плечової кістки П і плечової артерії А показано на *рис. ПР 6.1*.



**Рис. ПР 6.1.** Фізичне обґрунтування визначення АТ через сфігмоманометр

При накачуванні повітря через шланг В в манжеті рука зажимається. Потім через цей шланг повітря випускають за допомогою манометру Б вимірюють тиск повітря в манжеті. Розглянемо цей процес.

Спочатку надлишковий над атмосферним тиск в манжеті дорівнює 0 (рис. ПР 6.1., а), манжета не стягує руку і артерію. При накачуванні повітря в манжету остання стискає артерію і припиняє течію крові (рис. ПР 6.1., б). Якщо мускулатура розслаблена, то тиск повітря всередині манжети, яка складається з еластичних стінок, є приблизно таким же, як тиск у м'яких тканинах, які стикаються з манжетою. В цьому і полягає *основна фізична ідея* безкровного методу виміру тиску.

Випускаючи повітря, зменшують тиск у манжеті і в м'яких тканинах. Коли тиск буде дорівнювати систолічному, кров буде спроможна пробитися через стискаючу артерію – виникає турбулентна течія (рис. ПР 6.1., в). Характерні тони і шуми, які супроводжують цей процес, можна прослуховувати при вимірюванні тиску, розташовуючи прилад на артерії дистально по відношенню до манжети (тобто на більшій відстані від серця).

Продовжуючи зменшувати тиск крові в манжеті, можна поновити ламінарну течію крові, що помітно по різкому послабленню тонів, що прослуховуються. Тиск у манжеті, який відповідає відновленню ламінарної течії в артерії, реєструють як діастолічний.

За значеннями систолічного і діастолічного тисків знаходять значення пульсового тиску. Усі результати вимірювань заносять у таблицю ПР 6.1.

## 2. Визначення серцевого викиду.

Серцевий викид є ціннішим показником гемодинаміки і заснований на використанні принципу Фуко, згідно з яким:

$$\text{Серцевий викид (л/хв)} = \frac{\text{загальне споживання } O_2 \text{ організмом (мл/ хвил)}}{(\text{Ар}O_2 - \text{Вен}O_2) (\text{мл/л})}$$

Принцип Фуко засновано на припущенні, що об'єм крові, який викидається лівим шлуночком в аорту, повинен дорівнювати кількості крові, яка протікає за хвилину через легені. Тому для визначення серцевого викиду за Фуко необхідно мати дані про споживання  $O_2$  легенями (що отримують шляхом *спірографії*) і проби крові з артерії і вени (що визначають у лабораторних умовах).

У зв'язку з неможливістю широко використовувати лабораторні методи визначення систоличного (СО) і хвилинного (ХОК) обсягів крові різні дослідники на основі експериментальних даних вивели формули для їх розрахунку.

Широке застосування отримала формула Старра, розрахункові дані за якою, як встановлено, добре співпадають з даними, які отримані класичними методами:

$$CO (\text{мл/с}) = ((101 + 0,5PT) - (0,6DT)) - 0,6P,$$

де P – рік досліджуваної людини, інші позначення визначені вище.

Знаючи значення систоличного об'єму крові СО, розрахувати хвилинний об'єм крові ХОК (л/хв) за формулою:

$$ХОК = СО \cdot ЧСС,$$

де ЧСС – частота серцевих скорочень за хвилину (пульс).

Усі дані дослідження занести в таблицю.

3. Визначення периферійного судинного опору.

Судинний опір залежить від величини АТ і серцевого викиду. З рівняння Пуазейля:

$$ЗПО = \frac{(\text{сер}AT - VT (\text{мм. рт. ст})) \cdot 1332 \cdot 60}{\text{серцевий викид (мл/с)}}.$$

*Примітка:* 1 322, 60 – перевідні коефіцієнти.

3. Рекомендації щодо виконання роботи.

Потрібно дослідити вплив фізичного навантаження на величину кров'яного тиску і пульс. Для цього студенти розбиваються по парам (один виступає в ролі піддослідного, інший – в ролі дослідника, потім ролі міняються).

Студент-дослідник проводить дослідження усіх гемодинамічних характеристик у студента-піддослідного до фізичного навантаження на останнього та після. В якості фізичного навантаження пропонується студенту-піддослідному зробити 10 присідань. Зразу ж після фізичного навантаження за 10 сек підраховується його пульс і зразу ж визначається величина кров'яного тиску.



Далі розраховується частота серцевих скорочень (ЧСС) за 1 хв, для чого число ударів за 10 сек помножується на 6 (ця величина використовується для розрахунку хвилинного об'єму крові).

Можна повторити підрахунки пульсу і визначення артеріального тиску після 20 присідань, щоб зробити висновки про вплив фізичного навантаження на частоту пульсу і величину кров'яного тиску.

#### 4. Завдання

1. Визначити артеріальний тиск (попарно між сокурсниками).
2. Провести розрахунок серцевого викиду крові до та після фізичного навантаження.
3. Розрахувати периферійний судинний опір для усіх даних.
4. Результати занести в таблицю:

Таблиця ПР 6.1.

#### Гемодинамічні показники стану судинної системи людини

Гемодинамічний показник	Систолічний тиск, мм. рт. ст.	Діастолічний тиск, мм. рт. ст.	Пульсовий тиск, мм. рт. ст.	Серцевий викид, л/хв	Периферійний опір, дін·с/см <sup>5</sup>
I студент (до фізичного навантаження)					
I студент (після фізичного навантаження)					
II студент (до фізичного навантаження)					
II студент (після фізичного навантаження)					

5. Зробити висновок про зв'язок гемодинамічних характеристик організму людини з фізичним навантаженням.

5. **Зміст звіту.** Мета роботи, результати вимірювання АТ, аналітичний розрахунок гемодинамічних характеристик.

#### 6. Контрольні питання:

1. Що таке гемодинаміка?
2. Які показники характеризують стан судинної системи?
3. Що визначає правило Пуазейля?
4. Що таке серцевий викид? Як його визначають?
5. Що таке артеріальний тиск? Як його вимірюють?
6. Фізичне обґрунтування виміру артеріального тиску.
7. Що таке периферійний опір? Як його визначають?

**Практична робота № 7**  
**ВИЗНАЧЕННЯ ТОВЩИНИ ЗАХИСНИХ ЕКРАНІВ ПРИ РОБОТІ**  
**З ГАММА- ТА РЕНТГЕН-ДІАГНОСТИЧНО-**  
**ТЕРАПЕВТИЧНИМИ АПАРАТАМИ**

Широке розповсюдження і використання джерел іонізуючих випромінювань у рентгено- та радіодіагностиці, променевої терапії пухлинних і непухлинних захворювань потребують знань і вмінь із застосування різних заходів радіаційного захисту медичного персоналу.

При дистанційній променевої терапії для локалізації патологічного процесу при злоякісних новоутворюваннях використовуються рентген- та гамма-терапевтичні установки. В якості джерела випромінювання в них використовуються, в основному,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  активністю від десятків до сотень  $Ki$  (Кюрі) на апарат ( $Ki$  – позасистемна одиниця радіоактивності, одиниця радіоактивності в системі СІ – Бк (бекерель,  $1 \text{ Бк} = 1 \text{ розпад/сек}$ ),  $1 \text{ Ки} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Бк}$ ).

Розрізняють 3 види захисту: захист часом, відстанню і матеріалом. Проілюструємо перші два види захисту на моделі точкового джерела гамма-випромінювання.

З джерела  $G$  гамма-фотони вилітають у всіх напрямках. Число їх, що проходить крізь  $1 \text{ м}^2$  поверхні деякої сфери за  $1 \text{ с}$ , є пропорційним активності  $A$  ( $Ki$  або  $\text{Бк}$ ) і зворотно пропорційним площі  $G$   $r$  поверхні сфери ( $4\pi r^2$ ).

Залежність між експозиційною дозою  $X$  (**експозиційна доза** – кількість енергії рентгенівського або гамма-випромінювання, поглинутої одиницею маси повітря, Р) і активністю  $A$  радіоактивного препарату (джерела гамма-фотонів) може бути виражено наступним чином:

$$\frac{X}{t} = \frac{A * \Gamma}{r^2} \quad (1)$$

де  $\Gamma$  – гамма-стала радіонукліда ( $\frac{\text{Р см}^2}{\text{год мКи}}$ ),  $r$  – відстань від джерела радіоактивності (см).

Або:

$$X = \frac{A * \Gamma}{r^2} t \quad (2)$$

Таким чином, чим більшим є час і чим більшою є відстань, тим більшою є величина експозиційної дози. Тобто принцип *захисту* від впливу іонізуючого випромінювання *часом* і *відстанню* є досить легким: необхідно знаходитися під впливом іонізуючого випромінювання мінімальну кількість часу і на максимальній відстані.

*Захист матеріалом* засновано на різній спроможності речовин поглинати різні види іонізуючого випромінювання. Захист від альфа-випромінювання достатньо простий: достатньо одного аркуша папера або шару повітря товщиною в декілька см, щоб повністю поглинути альфа-частинки. Однак, використовуючи радіоактивні джерела, потрібно берегтися від надходження альфа-частинок усередину організму при диханні або при прийомі харчів.

Для захисту від бета-випромінювання достатньо пластин з алюмінію, плексигласу або скла товщиною в декілька см. При взаємодії бета-частинок з речовиною може з'явитися тормозне рентгенівське випромінювання, а від  $\beta^+$  часток –  $\beta^+$  випромінювання, яке виникає при анігіляції цих часток з електронами.

Найбільш складним є захист від «нейтрального» випромінювання: рентгенівського, гамма-променів, нейтронів.

Ці випромінювання з меншою ймовірністю взаємодіють з речовиною, і тому глибше проникають у речовину. При розрахунку захисного бар'єру враховується, що послаблення  $j$ -випромінювання в різних захисних матеріалах відбувається за законами широкого пучка (враховуються як первинні, так і багатократно розсіяні  $j$ -кванти).

Послаблення пучка рентгенівського і гамма-випромінювань відповідає закону:

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu d}, \quad (3)$$

де  $\Phi$  – характеристика поля іонізуючого випромінювання (активність, потужність дози, щільність потоку тощо) після захисту,  $\Phi_0$  – характеристика поля іонізуючого випромінювання до захисту,  $\mu$  – лінійний коефіцієнт послаблення випромінювання ( $\text{см}^{-1}$ ).

Коефіцієнт  $\mu$  залежить від порядкового номеру елемента речовини-поглиначка і від енергії гамма-фотонів.

Найбільш складним є захист від нейтронів. Рух швидких нейтронів спочатку роблять більш повільним, зменшуючи їх швидкість у водень уміщуючих речовинах. Потім іншими речовинами, наприклад, кадмієм, поглинають повільні нейтрони.

Для оцінки розміру впливу іонізуючого випромінювання на організм прийнято застосовувати поняття еквівалентної дози іонізуючого випромінювання. **Еквівалентна доза**  $D_e$  (Зв – зіверт) іонізуючого випромінювання характеризує вплив різних видів випромінювання на організм людини і визначається як добуток поглиненої дози ( $D$ ) на коефіцієнт якості випромінювання ( $Q$ ):  $D_e = D Q$ ,

де  $Q = 1$  – для гамма- і бета-випромінювання,

$Q = 20$  – для альфа-випромінювання.

Зв'язок між експозиційною  $X$  (P) і еквівалентною  $D_e$  (Зв) дозою гамма-випромінювання наступний:

$$D_e = 0,997X.$$

### 1. Мета роботи

Навчитися визначати товщину захисних екранів та розмір еквівалентної дози іонізуючого випромінювання.

### 2. Оснащення

Дозиметр-радіометр ДКС, радіометр СРП, захисні бар'єри з міді, зразок  $j$ -випромінювання.

### 3. Організація самостійної роботи

1. Розглянемо приклад дозиметрії при використанні гамма-терапевтичної установки з джерелом  $j$ -випромінювання цезію-137 ( $^{137}\text{Cs}$ ) активністю  $A$  (Ки). Згідно (2), це джерело формує навколо себе

поле іонізуючого випромінювання потужності  $P_0 = \frac{X}{t}$  (P/год):

$$P_0 = \frac{A \Gamma}{r^2} \quad (4)$$

Співвідношення між потужністю експозиційної дози  $P$  і товщиною захисту  $d$  згідно (3) визначається наступним чином:

$$P = P_0 e^{-\mu d} B(E, \mu d, z), \quad (5)$$

де  $B$  – фактор накопичення  $j$ -випромінювання для точкового джерела, який враховує внесок багатократного розсіювання в щільність потоку випромінювання; залежить від енергії випромінювання  $E$ , товщини  $d$  і атомного номера  $z$  захисту.

Аналогічно для співвідношення між активністю  $A$  і товщиною захисту  $d$  характерно наступне:

$$A = A_0 e^{-\mu d} B(E, \mu d, z) \quad (6)$$

При чому в умовах вузького пучка приймається  $B = 1$ .

При проектуванні захисту для визначення товщини захисного бар'єру визначається показник кратності послаблення  $K$ :

$$K = \frac{P_0}{P} = \frac{e^{\mu d}}{B(e, \mu d, z)} \quad (7)$$

Значення  $K$  для свинцю, заліза, міді, бетону тощо наведені в літературних джерелах з радіаційної безпеки. Для орієнтованого розрахунку кратність послаблення  $K$  можна визначити:

$$K = e^{\frac{0,693}{d_{1/2}} d} = 2^{\frac{d}{d_{1/2}}} = 2^n, \quad (8)$$

де  $n = d/d_{1/2}$  – число шарів половинного послаблення, яке необхідне для досягнення  $K(d)$ . Товщина захисту визначається із співвідношення  $d = n d_{1/2}$ .

Таким чином, за співвідношеннями (5) – (6) можна визначити характеристики поля випромінювання (активність, потужність дози тощо) після захисного бар'єру товщиною  $d$ , а через співвідношення (7) – (8) – значення кратності послаблення  $j$ -випромінювання певної енергії.

2. У роботі передбачається вважати, що гамма-терапевтична установка має точкове джерело гамма-випромінювання активністю  $A$  (кожен студент отримує індивідуально значення активності установки). Потрібно визначити товщину захисту від  $j$ -випромінювання з різного виду захисного матеріалу (міді, свинцю, бетону). Значення лінійних коефіцієнтів послаблення  $\mu$  подано в таблиці.

Захисний матеріал	$E_0$ , МеВ	$\mu$ , $\text{см}^{-1}$
Бетон $\rho = 2,3 \text{ г/см}^3$	0,662 (цезій-137)	0,177
	1,75 (кобальт-60)	0,103
	0,25 (торій-228)	0,260
Мідь $\rho = 8,93 \text{ г/см}^3$	0,662 (цезій-137)	0,638
	1,75 (кобальт-60)	0,427
	0,25 (торій-228)	0,200
Свинець $\rho = 11,34 \text{ г/см}^3$	0,662 (цезій-137)	1,180
	1,75 (кобальт-60)	0,577
	0,25 (торій-228)	12,9

3. Для практичного засвоєння матеріалу в якості джерела гамма-випромінювання використовується зразок – проба піску з вмістом  $^{228}\text{Th}$  активністю  $A_0 = 1\,000 \text{ Бк}$ .

#### 4. Завдання

1. Визначити товщину захисного бар'єру від гамма-випромінювання терапевтичної установки з: міді, свинцю, бетону. Вважати, що захисний бар'єр повинен знижувати активність установки до 100 Бк.

2. За допомогою радіометру виміряти потужність експозиційної дози  $P$ , яка формується навколо зразка джерела випромінювання активності  $A_0$  на відстані 0, 5, 10, 50 см.

3. Розрахувати активність  $A$  на відстані 5, 10, 50 см від джерела випромінювання.

4. Визначити шар половинного послаблення  $d_{1/2}$  для захисного бар'єру з міді, свинцю, бетону.

5. Зробити захисний бар'єр товщини  $d_{1/2}$  з міді. Перевірити дослідним шляхом зменшення у 2 рази потужності експозиційної дози за цим захисним бар'єром.

## Основи біофізики і біомеханіки

6. Розрахувати товщину захисного бар'єру  $d$ , який послаблює активність іонізуючого випромінювання до 10 Бк/кг.

7. Розрахувати величину дози (експозиційної, еквівалентної) іонізуючого випромінювання цього джерела.

Результати проміжних розрахунків оформити у вигляді таблиці:

Характеристика поля випромінювання	Результат 1-ого вимірювання	Результат 2-ого вимірювання	Результат 3-ого вимірювання	Середнє значення, $M \pm m$
$P$				
$A$				
$P(d_{1/2})$				
$D_e$				

### 5. Зміст звіту

Мета роботи, аналітичний розрахунок характеристик поля гамма-випромінювання.

### 6. Контрольні запитання:

1. Що таке іонізуюче випромінювання?
2. Які основні біологічні ефекти впливу іонізуючого випромінювання на живий організм?
3. Які існують види випромінювання та в чому полягає різниця їх біологічної дії на живий організм?
4. Які існують способи захисту від радіоактивного випромінювання?
5. Що таке дози випромінювання (поглинена, еквівалентна, експозиційна). Визначення та застосування.
6. Суть методу захисту від дії іонізуючого випромінювання за допомогою захисного бар'єру.
7. Які відомі методи дозиметрії іонізуючого випромінювання?