МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
МИКОЛАЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ АГРАРНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Кафедра електроенергетики, електротехніки та електромеханіки

БІОФІЗИКА

Методичні рекомендації для виконання лабораторних робіт здобувачами ступеня вищої освіти «бакалавр» спеціальностей: 162 «Біотехнології та біоінженерія», 212 «Ветеринарнагігієна, санітарія і експертиза» денної форми на вчання

МИКОЛАЇВ
2019

УДК 530.1:57
Б63

Укладач: І.В. Бацуровська

Рекомендовано до друку методичною радою Інженерно-енергетичного факультету Миколаївськогонаціонального аграрного університету (протокол № 12від07.05.2019р.)

Рецензенти:

Самойленко О.М.- докт. пед. наук, доктор педагогічних наук, завідувач кафедрою захистуінформації Міжрегіональна академія управління персоналом, м. Київ,

Вахоніна Л.В. - канд. техн. наук, доцент кафедриелектроенергетикиелектротехніки та електромеханіки МНАУ.

© Миколаївський національний
аграрний університет, 2019.

Зміст

ПЕРЕДМОВА 6

ПРАКТИЧНІ РОБОТИ 7

Практична робота № 1. ВИЗНАЧЕННЯ КІНЕМАТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОБЕРТАЛЬНОГО РУХУ ТІЛА ТА АНАЛІЗ ЗАЛЕЖНОСТІ РУХУ ЛЮДИНИ ВІД ДІЇ СИЛИ ТЯЖІННЯ 8

1. Мета роботи 9

2. Оснащення 9

3. Організація самостійної роботи 9

4. Завдання 12

5. Зміст звіту 13

Контрольні питання: 13

Практична робота №2. ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛОЖЕННЯ ЗАГАЛЬНОГО ЦЕНТРУ ТЯЖІННЯ ТІЛА ЛЮДИНИ ГРАФІЧНИМ МЕТОДОМ (складання сил тяжіння) 14

1. Мета роботи 14

2. Оснащення 14

3. Організація самостійної роботи 15

Визначення маси ланки за методом В. Селуянова 17

4. Завдання 17

5. Зміст звіту 18

5. Контрольні питання: 19

Практична робота № 3 ВИЗНАЧЕННЯ ПОЛОЖЕННЯ ЗАГАЛЬНОГО ЦЕНТРУ ТЯЖІННЯ ТІЛА ЛЮДИНИ АНАЛІТИЧНИМ МЕТОДОМ (складання моментів сил тяжіння за теоремою Варіньйона) 20

Мета роботи 20

1. Оснащення 20

2. Організація самостійної роботи 20

3. Завдання 23
4. Зміст звіту 23
5. Контрольні питання: 23
Практична робота № 4 ВИЗНАЧЕННЯ МОМЕНТУ ІНЕРЦІЇ ТІЛА ЛЮДИНИ ПРИ ВИКОНАННІ РУХОВИХ ДІЙ 23
5. Зміст звіту 28
6. Контрольні питання: 28
Практична робота № 5 ВИЗНАЧЕННЯ МОМЕНТУ СИЛИ ТЯГИ М'ЯЗУ 28
1. Мета роботи 29
2. Оснащення 29
3. Організація самостійної роботи 29
4. Завдання 30
5. Зміст звіту 31
Практична робота № 6. ДОСЛІДЖЕННЯ ГЕМОДИНАМІЧНИХ ПРОЦЕСІВ В ОРГАНІЗМІ ЛЮДИНИ 32
1. Мета роботи 35
2. Оснащення 35
3. Організація самостійної роботи 35
Завдання 38
5. Зміст звіту 39
6. Контрольні питання: 39
Практична робота № 7 ВИЗНАЧЕННЯ ТОВЩИНИ ЗАХИСНИХ ЕКРАНІВ ПРИ РОБОТІ З ГАММА- ТА РЕНТГЕН-ДІАГНОСТИЧНОТЕРАПЕВТИЧНИМИ АПАРАТАМИ 40
1. Мета роботи 42
2. Оснащення 43
3. Організація самостійної роботи 43

4. Завдання 44
5. Зміст звіту..... 45
6. Контрольні запитання:..... 45
Додатки..... 47
СПИСОК РЕКОМЕНДОВАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ. **Ошибка! Закладка не определена.**

ПЕРЕДМОВА

Дисципліна «Біофізика» відноситься до блоку спеціально-теоретичних дисциплін і вимагає знань молекулярної та клітинної біології, законів фізики та теоретичної механіки. Біофізика – це галузь науки, яка вивчає фізичні та фізико-хімічні явища життя на всіх рівнях, починаючи з молекул і клітин і закінчуючи організмами в цілому. Біофізика формує наукові погляди на фізичну складову процесів, які протікають у живому організмі і забезпечує розуміння: термодинамічних і енергетичних процесів в органах, тканинах і біологічному організмі; біофізики процесів транспорту речовин через біомембрани і біоелектрогенез; природи біологічних ефектів під дією електричного струму, електромагнітного випромінювання і принципів використання в медицині дії фізичних полів на людину; електричних і магнітних характеристик біологічних систем; ознайомлює здобувачів вищої освіти з принципами моделювання роботи окремих органів, тканин та систем біологічного організму.

Великою перевагою біофізики є можливість використання непрямих, опосередкованих методів дослідження об’єктів пізнання (безпосереднє вивчення яких з певних причин неможливе) шляхом дослідження їх моделей. Для розуміння перебігу фізико-хімічних процесів у клітинах вищих організмів у якості моделей використовуються більш прості організми, ізольовані клітини або культури клітин зі спрощеною організацією досліджуваних механізмів. Застосовуються також чисто фізико-хімічні моделі, призначення яких полягає у виділенні явища в «чистому» вигляді з метою демонстрації його сутності.

Сучасна біофізика використовує найновіші методи кількісного дослідження, що дає змогу отримувати кількісні залежності між змінами різних фізико-хімічних параметрів живої системи. Удосконалення й розроблення в цьому напрямку методів з вимірювання електричних потенціалів, іонних струмів, діелектричних властивостей, електропровідності, спектральних

характеристик, хемілюмінесценції є важливим джерелом при розв'язанні багатьох проблем сучасної біології. Біофізика з'ясовує важливі практичні завдання і разом з іншими науками є теоретичною основою біології та медицини.

Предметом вивчення сучасної біофізики є фізичні і фізико-хімічні явища, які складають підставу біологічних процесів на всіх рівнях організації живого організму: молекулярному, субклітинному (структури всередині клітини), клітинному, тканинному і організму в цілому.

Велике значення має також прикладна біофізика, яка охоплює цілий ряд питань, що пов'язані з фізичними принципами будови ряду органів і систем організму, наприклад, гідродинаміки кровообігу, енергетичного балансу і терморегуляції організму. Дослідження біофізичних основ діяльності окремих органів, тканин та біологічних систем біологічного організму дає можливість розуміння електричних процесів, що відбуваються в організмі, а також електричних і магнітних характеристик біологічного організму. Окремо розглядаються питання механізму впливу електромагнітного випромінювання, в тому числі іонізуючого, на живий біологічний організм та біофізичні процеси в організмі при дії струму та електромагнітних полів.

ПРАКТИЧНІ РОБОТИ

Нижче наведено сім практичних робіт, п'ять з яких присвячено практичному закріпленню методів визначення біомеханічних характеристик опорно-рухового апарату біологічного організму, кінематичних і динамічних особливостей та інерційних характеристик рухів, унікальності управляючих впливів нервово-м'язової системи на рухову діяльність біологічного організму, 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. 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 аппарат людини побудованотаким 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.

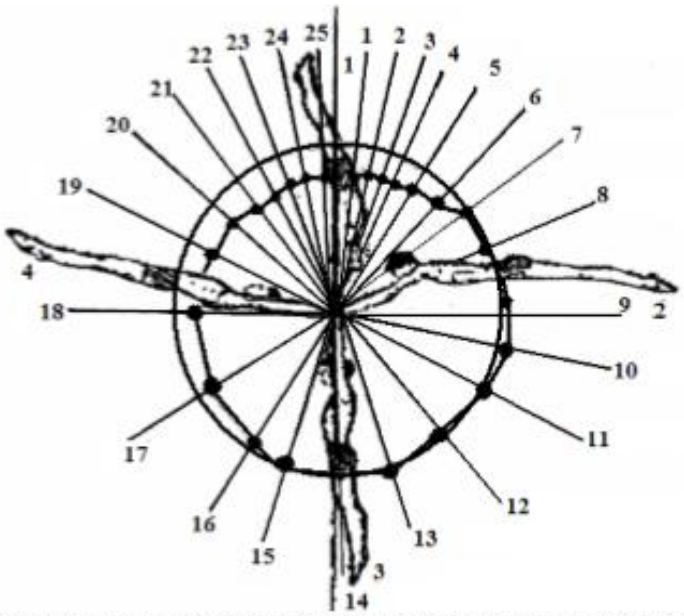


Рис. ПР1.1. Круговий графік положення загального центру тяжіння (ЗЦТ) тіла гімнаста при виконанні ним обертального руху

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 перекладини. 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 перекладини до ЗЦТ.

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

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

$$\boldsymbol{\omega} = \Delta'\boldsymbol{\varphi}/\Delta\boldsymbol{t} \qquad \textit{(ПР. 1.1)}$$

Розрахунок ведеться за **способом різниць**:

Перші різниці **($\Delta'\boldsymbol{\varphi}$)** – 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 Δt, то різниці є прямо пропорційними швидкостям. Таким чином, другі різниці ($\Delta''\varphi$) – це величини числівника у формулі прискорення:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \Delta''\boldsymbol{\varphi}/\mathbf{t}^{\mathbf{2}} \text{(ПР 1.2)}$$

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 (φ_3) віднімають кутову координату 1-ої пози (φ_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 часудорівнюють 0,16 сек. Тому, поділивши відповідну $\Delta\varphi$ на Δt=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 $\Delta''\varphi_3 = \varphi'_4-\varphi'_2$ складає числівник формули кутового прискорення ($\varepsilon_3 = \Delta''\varphi_3/\Delta t^2$). 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 вверх – затримує), а також від зміни довжини радіусу ЗЦТ. Коли ЗЦТ наближується до перекладини, з'являється додатне кутове прискорення, і кутова швидкість збільшується; віддалення ЗЦТ від перекладини 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 перекладини. 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 (додатній – при зростанні швидкості і від'ємний – при її зменшенні). За нульовий рівень приймається коло довільного радіусу (центр його – вісь перекладини). 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 перекладини 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 (вимірюючи від вертикалі за рухом від 0° до 360°).

3. Розрахуватиперші і другірізниці, отримуючизначеннякутовихшвидкостей і кутовихприскореньтілалюдини. Результати занести в таблицю (табл. ПР 1.1.).

Таблиця ПР 1.1

Поза	$\boldsymbol{\varphi}$	$\Delta'\boldsymbol{\varphi}$	$\boldsymbol{\omega} = \Delta`\boldsymbol{\varphi}/\Delta t$	$\Delta''\boldsymbol{\varphi}$	$\boldsymbol{\varepsilon} = \Delta"\boldsymbol{\varphi}/\Delta \boldsymbol{t^2}$
1 . . . n					

4. Зобразити кругові графіки кутових швидкостей і прискорень.

Для графіку швидкості: відкладати на радіусах ЗЦТ (починаючи з 2-ої пози) величину кутової швидкості у довільному масштабі (наприклад, 100 першої різниці відповідають 10 мм).

Для графіку прискорень: відкладати на радіусах ЗЦТ (починаючи з 3-ої пози) від кола довільного радіусу додатні прискорення до центру, від'ємні – від центру (масштаб 10 мм:100 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 перекладини. Відмітити, де відбувається віддалення ЗЦТ від перекладини і його наближення до неї, та якими є пов'язані з цим зміни прискорення і швидкості. Дати аналіз обертальному руху людини на перекладині 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.

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) визначеносереднідані про вагу ланок тіла і про положення їх центрів тяжіння (див. рис. 7.4.2.).

Визначеннямаси ланки методом відноснихмас

Для практичного застосуваннявикористовуютьокругленівеличини 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 ланка (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 визначеннярівнодіючоїдвохпаралельних сил з’єднують прямою лінією точки їхприкладення. При додаванні сил тяжіннядвох ланок цялініяз’єднує їх ЦТ. На ційлініїрозташовано ЦТ двох ланок. Наприклад, загальний центр тяжіння плеча і передпліччярозташовано на лінії, яка їхз’єднує (*рис*. ПР 2.1.).

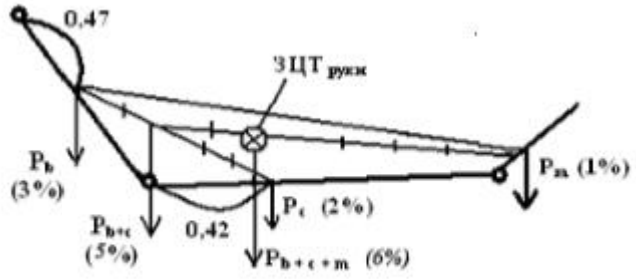


Рис. ПР 2.1. Визначення ЦТ ланки (верхньої кінцівки)

Рв, Рс, Рm – вага плеча, перепліччя, кистівідповідно (виражено у відсоткахдозагальної ваги тіла), прикладено в місцях розташування ЦТ кожноїланки.

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

Рв+с, Pb+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. Селуянова

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

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

де mx – маса однієї з ланок тіла (кг), наприклад стопи, гомілки, стегна тощо; m – маса всього тіла (кг); Н – довжина тіла (см); В0, В1, В2 – 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 проекцій 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. Селуянова (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 зігнутим) правильно його положення наносити не на зігнутій 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.

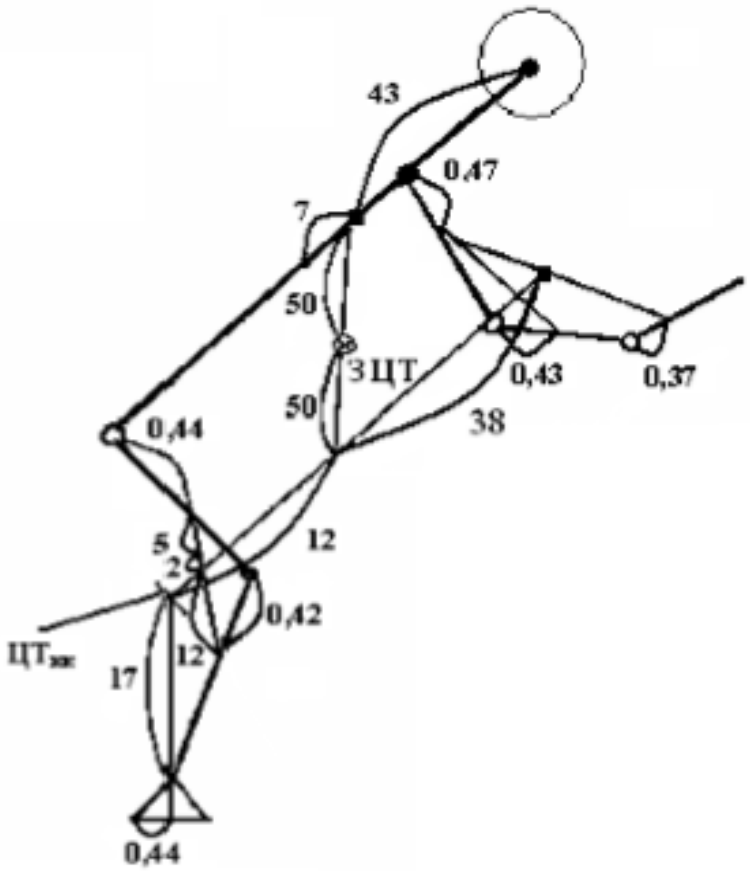


Рис. ПР 2.2. Визначення ЗЦТ усього тіла
(усі позначення аналогічні *рис. ПР 2.1.*)

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 Варіньйона)

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

Навчитисявизначатиположеннязагального центру тяжіннятіла (ЗЦТ) людинидодаваннямомментів сил тяжіння.

1. Оснащення

Схема положеннятілалюдини при виконаннірухуабо 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 О можна поставитиде-інде, але зручно помістити її внизу зліва від схеми, щоб всі моменти (х і у) були додатними. Проведемо з цієї точки дві взаємно перпендикулярні осі ОХ і ОУ.

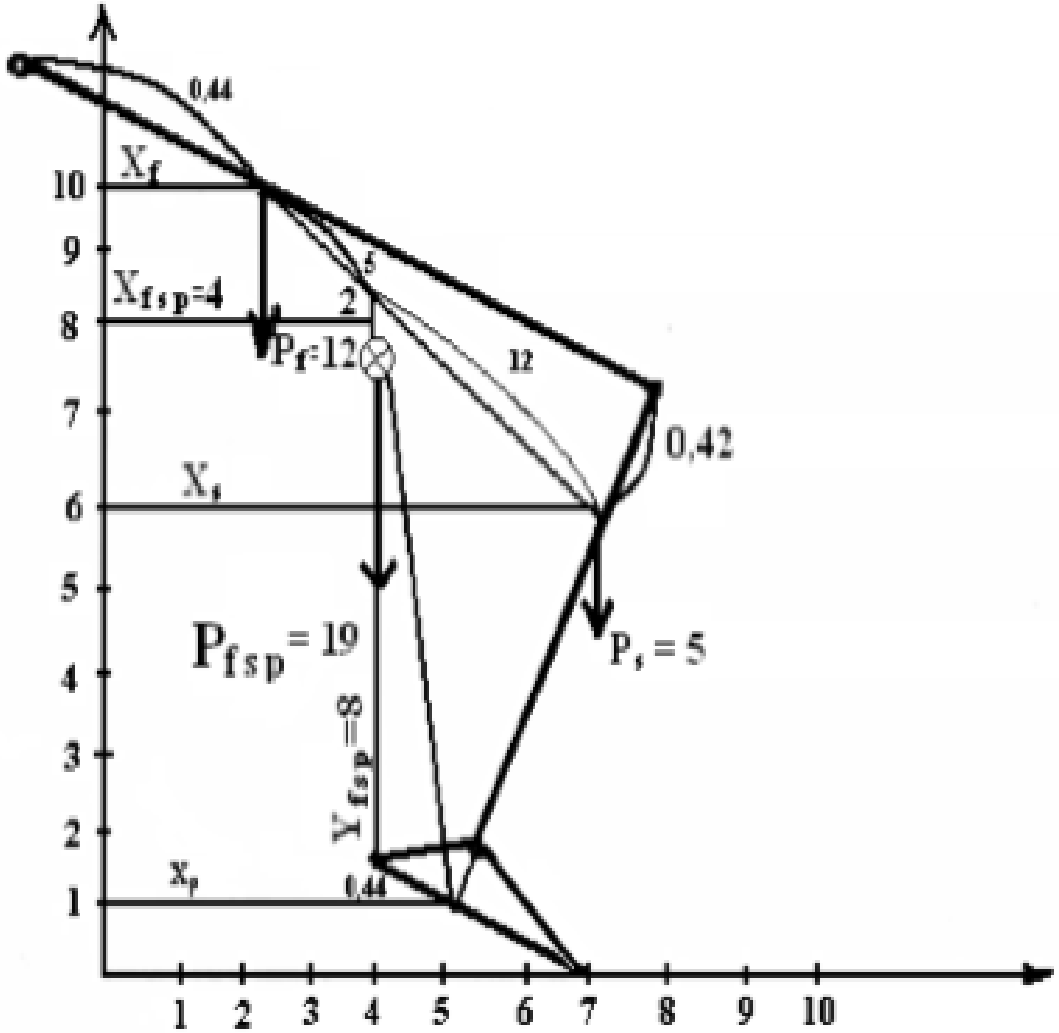


Рис. ПР 3.1. Визначення ЦТ нижньої кінцівки

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 О по осі Х дорівнює добутку ваги стегна (Pf) на відстань його ЦТ від осі Х (координата x_f).

Таким же чином визначають моменти сил тяжіння гомілки і ступні. Тепер запишемо суму цих моментів сил за *теоремою Варіньйона*:

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

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

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

$$\boldsymbol{x_{fps} = (P_f x_f + P_s x_s + P_p x_p)/P_{fsp} = \sum P_x/P_{fsp}}$$

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

Таким же чином, підставляючи в рівняння замість координат х ЦТ ланок – їх координати у, знаходимо координату у ЦТ ноги. Координати х і у 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

ЦТ	***Х***	***У***	***Р(%)***	***РХ***	***РУ***
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	$\boldsymbol{x_{fps} = 76/19 = 4}$	$\boldsymbol{y_{fps} = 152/19 = 8}$	$\boldsymbol{p_{fps} = 19}$	$\boldsymbol{\sum P_x = 76}$	$\sum Py = 152$

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 проекцій 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. Суттєвезначення тут

маютьвеличинисил, щодіють на людинуззовні і якістворюютьсяйоговласнимим'язами. Важливими характеристиками, яківизначаютьповедінкуусьоготілаабоокремихйого ланок при дії сил, є:

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

- **момент інерції** – кількісна міра інертності тіла при обертальному русі: **J = m *$R_{ін}^2$ (кг.м^2)**, де $R_{ін}$ – 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

Схемарухулюдинизінерційнимихарактеристиками: маса (m, кг), довжиналанок (l, м), відстаньвідцентрівланокдовісіобертання (r, м) умасштабі.

3. Організація самостійної роботи

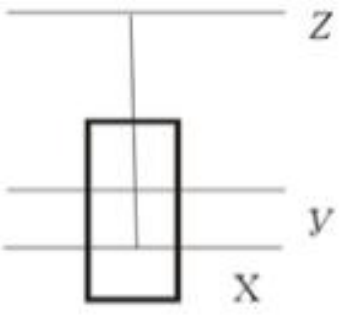
Розрахунок моменту інерції тіла людини (за методом В. А. Петрова) засновано на прирівнюванні ланок тіла людини до тонких однорідних брусків однакового перетину.

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.)

$I_z = I_x + mL^2$

$I_y = ml^2/3$

$I_x = ml^2/12$



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:

$$I = m * K$$

де К – 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 *К* (для розрахунку моменту інерції за методом В. А. Петрова)

Маса ланки, кг	Метри	0	0,30	0,35	0,40	0,45	0,50	0,55	0,60	0,65	0,70	0,75	0,80	0,90	1,00	1,10	1,20
		Довжина ланки (L)															
	0	0	0,01	0,010	0,013	0,017	0,020	0,025	0,030	0,035	0,041	0,047	0,053	0,068	0,083	0,101	0,120
	0,10	0,01	0,02	0,020	0,023	0,037	0,031	0,035	0,040	0,045	0,051	0,057	0,063	0,078	0,093	0,101	0,130
	0,15	0,02	0,03	0,033	0,036	0,040	0,044	0,048	0,053	0,058	0,064	0,070	0,083	0,091	0,106	0,124	0,143
	0,20	0,04	0,05	0,050	0,053	0,057	0,061	0,065	0,070	0,075	0,081	0,087	0,093	0,108	0,123	0,141	0,160

1,20	1,10	1,00	0,95	0,90	0,85	0,80	0,75	0,70	0,65	0,60	0,55	0,50	0,45	0,40	0,35	0,30	0,25
1,44	0,21	1,00	0,90	0,81	0,72	0,64	0,56	0,49	0,42	0,36	0,30	0,25	0,20	0,16	0,12	0,09	0,06
1,45	1,22	1,01	0,91	0,82	0,73	0,65	0,57	0,50	0,43	0,37	0,31	0,26	0,21	0,17	0,13	0,10	0,07
1,450	1,220	1,010	0,910	0,820	0,730	0,650	0,570	0,500	0,430	0,370	0,310	0,260	0,210	0,170	0,130	0,100	0,070
1,453	1,223	1,013	0,913	0,823	0,733	0,653	0,573	0,503	0,433	0,373	0,313	0,263	0,213	0,173	0,133	0,103	0,073
1,457	1,227	1,017	0,917	0,827	0,737	0,657	0,577	0,507	0,437	0,377	0,317	0,267	0,217	0,177	0,137	0,107	0,077
1,461	1,231	1,021	0,921	0,831	0,741	0,661	0,581	0,511	0,441	0,381	0,321	0,271	0,221	0,181	0,141	0,111	0,081
1,465	1,235	1,025	0,925	0,835	0,745	0,665	0,585	0,515	0,445	0,385	0,325	0,275	0,225	0,185	0,145	0,115	0,085
1,470	1,240	1,030	0,930	0,840	0,750	0,670	0,590	0,520	0,450	0,390	0,330	0,280	0,230	0,190	0,150	0,120	0,090
1,475	1,245	1,035	0,935	0,845	0,755	0,675	0,595	0,525	0,455	0,395	0,335	0,285	0,235	0,195	0,155	0,125	0,095
0,481	0,251	0,041	0,941	0,851	0,761	0,681	0,601	0,531	0,461	0,401	0,341	0,291	0,241	0,201	0,161	0,131	0,101
1,487	1,257	1,047	0,947	0,857	0,767	0,687	0,607	0,537	0,467	0,407	0,347	0,297	0,247	0,207	0,167	0,137	0,107
1,493	1,263	1,053	0,953	0,863	0,773	0,693	0,613	0,543	0,473	0,413	0,353	0,303	0,253	0,123	0,173	0,143	0,113
1,508	1,278	1,068	0,968	0,878	0,788	0,708	0,628	0,558	0,488	0,428	0,368	0,318	0,268	0,228	0,188	0,158	0,128
1,20	1,10	1,00	0,95	0,90	0,85	0,80	0,75	0,70	0,65	0,443	0,383	0,333	0,283	0,243	0,203	0,193	0,143
1,44	0,21	1,00	0,90	0,81	0,72	0,64	0,56	0,49	0,42	0,461	0,401	0,351	0,301	0,261	0,221	0,191	0,161
										0,470	0,420	0,370	0,320	0,280	0,340	0,210	0,180

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													

Таблиця ПР 4.2

Розрахунок моменту інерції тіла

№ з/п	***Частина тіла***	***Маса m, кг***	***Довжина частинн тіла ι, м***	***r***	***K***	***Момент інерції I, кг м²***
1	Голова					
2	Тулуб					
3	Стегно з					
4	правого боку					
5	Стегно з					
	лівого боку					
6	Гомілка-стопа					
	з правого боку					
7	Гомілка-стопа					
8	з лівого боку					
9	Уся нога права					
10	Уся нога ліва					
	Рука права					
	Рука ліва					
	Усе тіло					

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

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 принципу 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 маятнику). 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 черепу 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 виграш 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 виграш у швидкості при здійсненні роботи. Приклад – ліктьовий суглоб з вантажем на долоні. Важіль сили дає виграш 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 утримування вантажу. Силу тяги двоголового м’язу, при цьому, розрахувати за допомогою динамометру, який розміщується наприкінці пружини.

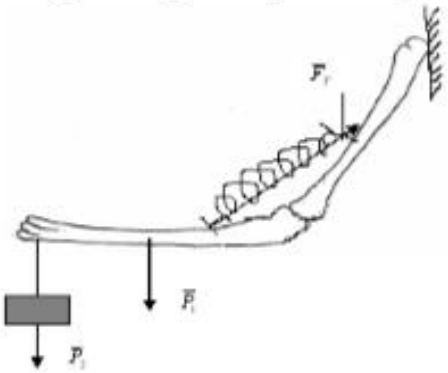


Рис. ПР 5.1. Схема проведення експерименту з визначення моменту сили тяги м’язу

Для того, щобм’язутримуваввантаж (умоварівноваги) необхідно, щоб момент силим’яза і моментисилитяжінняурівноважували один одного:

$$\mathbf{M\ (F_T) = M\ (P_1) + M\ (P_2)} \qquad (1)$$

У випадку:

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

у ліктьовомусуглобівідбуваєтьсязгинання.

У випадку:

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

у ліктьовомусуглобівідбуваєтьсярозгинання.

У випадку (1) м’язвиконує*утримуючу роботу* (утримуєвантаж), в (2) – *переможну* (піднімаєвантаж), в (3.8.7.) – *уступальну* (опускаєвантаж).

4. Завдання

1. Провести дослід з визначеннясили тяги м’язу при виконанні ним роботи з утримуваннявантажу (експеримент провести 3 рази). Результати занести в таблицю.

Таблиця ПР 5.1				
№ Досліду	**Вантаж,кг**	**Плече сили, м**	**Кут тяги м'язу,град**	**Показаннядинамометру,Н**
1 2 3 Середнє значення	3 3 3			

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, аналітичнийрозрахунокмоментівсили тяги м'язів.

6. Контрольніпитання:

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 насосу, 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 *R** (P – артеріальний тиск, мм. рт. ст.; Q – серцевий викид, мл/сек (л/хв); R – периферійний опір, дін.с/см5).

Серцевий викид (СВ) являє собою кількість крові, яка викидається лівим шлуночком в аорту за 1 хвилину чи 1 секунду (мл/сек – систоличний об'єм крові (СО), л/хв – хвилинний об'єм крові (ХОК) і залежить від наступних фізіолоігічних 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 частосу 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. **Систоличний**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 систоличний АТ може підніматися до 200-250 і вище мм. рт. ст., діастолічний – до 120160 мм. рт. ст. Стійкий високий діастоличний тиск свідчить про підвищення тонусу артеріол, що відбувається при гіпертонічній хворобі. Зниження АТ має назву гіпотомії. 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 тонусу 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/см5. При гіпертонії ця величина може збільшитися до 2 000-3 000 дін·с/см5. Показник ЗПО має істотне значення, бо визначає навантаження на міокард лівого шлуночка, і наприкінці – на умови і рівень метаболізму

1. Мета роботи

Навчитисядосліджуватиосновні характеристики гемодинаміки: вимірюватиартеріальнийтиск та визначатисерцевийвикидкрові, загальнийперіферійнийопір у людини при різнихїїнавантаженнях.

2. Оснащення

Сфігмоманометр з металевиммембранним манометром.

3. Організація самостійної роботи

1. ВимірюванняАТ. Фізичнийпараметр – тисккрові – відіграєвеликурольудіагностиціbагатьохзахворювань. Систоличнийідіастоличнийтискубудь-якійартеріїможутьбутивимірянібезпосередньозадопомогоюголки, яказ'єднаназманометром. 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 кості П і плечової артерії А показано на рис. ПР 6.1.

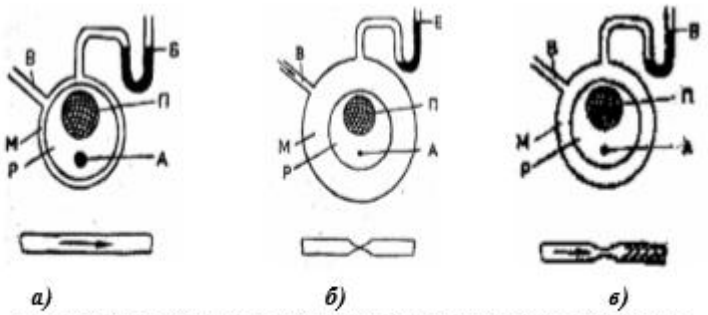


Рис. ПР 6.1. Фізичне обґрунтування визначення АТ через сфігмоманометр

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. Розглянемоцейпроцес.

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 стискує 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:

$$\textbf{Серцевий викид (л/хв)} = \frac{\text{Загальне споживання } O_2 \text{організмом(мл хв)}}{(\text{Арт.}O_2 - \text{Вен.}O_2)(\text{мл л})}$$

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 О2 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:

СО (мл/с) = ((101+0,5ПТ) – (0,6ДТ)) – 0,6Р,

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

Знаючизначеннясистоличногооб'ємукрові СО, розрахуватихвилиннийоб'ємкрові ХОК (л/хв) за формулою:

ХОК = СО . ЧСС,

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

Усі дані дослідження занести в таблицю.

Визначенняперіферійногосудинного опору.

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

$$ЗПО = \frac{(Сер АТ - ВТ(мм.рт.ст)) * 1332 * 60}{\text{серцевий викид}(мл/с)}$$

Примітка: 1 322, 60 – перевіднікоефіцієнти.

1. Рекомендаціїщодовиконанняроботи.

Потрібнодослідитивпливфізичногонавантаження на величину кров'яноготиску і пульс. Для цьогостудентирозбиваються по парам (один виступає в роліпіддослідного, інший – в ролідослідника, потімроліміняються).

Студент-дослідник проводить дослідженняусіхгемодинамічних характеристик у студента-піддослідного до фізичногонавантаження на останнього та після. В якостіфізичногонавантаженняпропонується студенту-піддослідномузробити 10 присідань.

Зразу ж післяфізичногонавантаження за 10 сек підраховуєтьсяйого пульс і зразу ж визначається величина кров'яноготиску.

Далірозраховується частота серцевихскорочень (ЧСС) за 1 хв, для чого число ударів за 10 сек помножується на 6 (ця величина використовується для розрахункухвилинногооб'ємукрові).

Можнаповторитипідрахунки пульсу і визначенняартеріальноготискупісля 20 присідань, щобзробитивисновки про впливфізичногонавантаження на частоту пульсу і величину кров'яноготиску.

Завдання

1. Визначитиартеріальнийтиск (попарно між сокурсниками).

2. Провести розрахуноксерцевоговикидукрові до та післяфізичногонавантаження. 3. Розрахуватиперіферійнийсудиннийопір для усіхданих.

4. Результати занести в таблицю:

Таблиця ПР 6.1

Геометричні показання стану судинної системи людини

Геометричн	***Систоличн***	***Діастоличн***	***Пульсов***	***Серцев***	***Пкриферійн***

ий показник	***ий тиск, мм. рт. ст.***	***ий тиск, мм. рт. ст.***	***ий тиск, мм. рт. ст.***	***ий викид, л/хв***	***ий опір, дін*с/см^5***
Іздобувач вищої освіти (до фізичного навчання)					
Іздобувач вищої освіти(після фізичного навчання)					

Геометричний показник	***Систоличний тиск, мм. рт. ст.***	***Діастоличний тиск, мм. рт. ст.***	***Пульсовий тиск, мм. рт. ст.***	***Серцевий викид, л/хв***	***Пкриферійний опір, дін*с/см^5***
Іздобувач вищої освіти (до фізичного навчання)					
Іздобувач вищої освіти (після фізичного навчання)					

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-ДІАГНОСТИЧНОТЕРАПЕВТИЧНИМИ АПАРАТАМИ

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

При дистанційній променевій терапії для локалізації патологічного процесу при злоякісних новоутворюваннях використовуються рентген- та гамма-терапевтичні установки. В якості джерела випромінювання в них використовуються, в основному, ^{60}Co, ^{137}Cs активністю від десятків до сотень Кі (Кюрі) на апарат (Кі – позасистемна одиниця радіоактивності, одиниця радіоактивності в системі СІ – Бк (бекерель, 1 Бк = 1 розпад/сек), 1 Кі = $3{,}7.10^{10}$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 м^2 поверхні деякої сфери за 1 с, є пропорційним активності А (Кі або Бк) і зворотно пропорційним площі G r поверхні сфери ($4\pi r^2$).

Залежність між експозиційною дозою Х (експозиційна доза – кількість енергії рентгенівського або гамма-випромінювання, поглинутої одиницею маси повітря, Р) і активністю А

радіоактивного препарату (джерела гамма-фотонів) може бути вираженонаступним чином:

$$\frac{\boldsymbol{x}}{\boldsymbol{t}} = \frac{\boldsymbol{A} * \Gamma}{\boldsymbol{r^2}}$$

де Г – гамма-стала радіонукліда ($\frac{Р*см^2}{год*мКі}$), r – відстань від джерела

радіоактивності (см).

Або:

$$\mathbf{X}=\frac{\boldsymbol{A}*\Gamma}{\boldsymbol{r^2}}\mathbf{t}$$

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 альфавипромінювання 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 бетачасток з речовиною може з’явитися тормозне рентгенівське випромінювання, а від β^+ часток – β^+ 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:

$\Phi=\Phi_{\vartheta-\mu d}$

де Ф – характеристика поля іонізуючого випромінювання (активність, потужність дози, щільність потоку тощо) після захисту, Φ_0 – характеристика поля іонізуючого випромінювання до захисту, μ – лінійний коефіцієнт послаблення випромінювання ($см^{-1}$).

Коефіцієнт μ залежить від порядкового номеру елемента речовинипоглинача 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,= DQ , де Q = 1 – для гамма- і бета-випромінювання, Q = 20 – для альфа-випромінювання.

Зв'язок між експозиційною X (Р) і еквівалентною De (Зв) дозою гамма-випромінювання наступний:

D_e = 0,997*X.

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 гамматерапевтичної установки з джерелом j-випромінювання цезію-137 (^{137}Cs) активністю А (Кі). Згідно (2), це джерело формує навколо себеполе іонізуючого випромінювання потужності $\boldsymbol{P_0 = \frac{X}{t}(P/}$ год$\boldsymbol{)}$:

$P_0=\frac{A*Г}{r^2}$

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

$P=P_0e^{-\mu d}B(E,\mu d,z)$.

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

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

$A=A_0e^{-\mu d}B(E,\mu d,z)$.

При чому в умовах вузького пучка приймається В = 1.

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

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

Значення К для свинцю, заліза, міді, бетону тощонаведені в літературнихджерелах з радіаційноїбезпеки. Для орієнтованогорозрахункукратністьпослаблення К можнавизначити:

$K = e^{\frac{0,693}{d_{1/2}}}=2^{\frac{d}{d_{1/2}}}=2*$

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 визначати 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). Значеннялінійнихкоефіцієнтівпослаблення μ подано в таблиці.

Захисний матеріал	**E_6,МеВ**	$\boldsymbol{\mu}$, $см^{-1}$
Бетон $\rho = 2{,}3г/см^3$	0,662(цезій-137) 1,75(кобальт-60) 0,25(торій-228)	0,177 0,103 0,260
Мідь $\rho = 8{,}93г/см^3$	0,662(цезій-137) 1,75(кобальт-60) 0,25(торій-228)	0,638 0,427 0,200
Свинець $\rho = 11{,}34г/см^3$	0,662(цезій-137) 1,75(кобальт-60) 0,25(торій-228)	1,180 0,577 12,9

3. Для практичного засвоєнняматеріалу в якостіджерелагаммавипромінюваннявикористовуєтьсязразок – проба піску з вмістом^{228}Thактивністю A_0 = 1 000 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 Р, яка формується навколо зразка джерела випромінювання активності A_0 на відстані 0, 5, 10, 50 см.

3. Розрахувати активність А 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.

6. Розрахуватитовщинузахисногобар'єруd, якийпослаблюєактивністьіонізуючоговипромінювання до 10 Бк/кг.

7. Розрахувати величину дози (експозиційної, еквівалентної) іонізуючоговипромінюванняцьогоджерела.

Результатипроміжнихрозрахунківоформити у виглядітаблиці:

Характеристика поля випромінювання	**Результат 1-ого вимірювання**	**Результат 2-ого вимірювання**	**Результат 3-ого вимірювання**	**Середнє значення, M=m**
P				
A				
$P(d_{y/2})$				
D_6				

5. Зміст звіту

Мета роботи, аналітичнийрозрахунок характеристик поля гаммавипромінювання.

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 раіоактивного 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?

Додатки

МЕТОДИ СТАТИСТИЧНОЇ ОБРОБКИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДАНИХ

Проведення будь-якогоекспериментузавждисупроводжуєтьсяпохибкою. Тому для зменшенняпохибки результату потрібнойогоузагальнити через проведеннястатистичноїобробкиданихексперименту. Крім того, окремієкспериментальнілабораторніроботи з біофізики і біомеханікиносятьпорівнювальний характер.

Статистичнаобробкапередбачаєотриманнянаступнихпоказників:

x – значенняокремоїознаки;

x – середнєарифметичнезначення;

n – загальнакількістьспостережень;

σ – середнєквадратичневідхилення;

t – критерійдостовірностірізниць Стьюдента;

m – похибкасереднього;

r – коефіцієнткореляції.

Визначеннясередньоївеличини і квадратичнихвідхиленьСереднівеличини (x) знаходяться за формулою:

$$\overline{x} = \frac{\sum_{t=1}^{x} x_1}{n}$$

де x_i – значенняокремоговимірювання,

n – загальнакількістьвимірювань.

Середняарифметична величина є важливою характеристикою досліджуваногоявища. Однак для

врахуваннявідхиленьвідцієївеличиниотриманихрезультатівоцінюється величина середнього квадратичного відхилення (σ):

$$\boldsymbol{\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^{x}(x_1 - \overline{x})^2}{n-1}}}$$

де в чисельнику – сума квадратіввідхиленьзначеньвідсередньоарифметичногозначення, в знаменнику – кількість ступеней вільності, яке дорівнюєкількостіспостережень без одного. Значенняσзабезпечує 68 % інтервалрозсіюванняданихнавколосередньогозначення. Для забезпеченняврахування 95 % розсіюванняданих (щоприйнято для медичних і біологічнихдосліджень) використовують 2σ Таким чином, загальний результат експерименту повинен бути представлений у вигляді**:** $\mathbf{x=\overline{x} \pm 2\sigma}$

Визначеннядостовірностірізниці за критерієм Стьюдента.

Якщопотрібновизначитидостовірністьрізниціміжсереднімизначеннямивибірок, отриманимипід час паралельнихвимірювань, використовуютьt-критерій Стьюдента. Наприклад, чиіснуєрізниця в значенняхартеріальноготиску для людей однаковоговіку, але різноїстаті. Для цьогознаходять величину:

$\mathbf{t} = \frac{\overline{x}_1 - \overline{x}_2}{\sqrt{m_1^2 - m_2^2}}$, де m – помилка середнього: $\boldsymbol{m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}}$

Ця величина порівнюється з табличною величиною t, отриманою для 95 % рівняймовірності (абоговорять про 5 % рівеньзначущості) залежновід числа ступеней вільності (табл. Д1). Якщорозрахунковеtвиявитьсябільшим за табличну величину, то вважається, щорізницяміжсереднімизначеннями (величиниартеріальноготиску для людей різноїстаті) є достовірною, в протилежномувипадку – ні.

Таблиця Д1

Граничні значення t-критерію Стьюдента для 5% рівня значущості

n	0,05	n	0,05	n	0,05
2	4,30	18	2,10	50	2,01
4	2,78	20	2,09	60	2,00
6	2,45	22	2,07	70	2,00
8	2,31	24	0,06	80	1,99
10	2,23	26	2,06	90	1,99
12	2,18	28	2,05	100	1,98
14	2,15	30	2,04	120	1,98
16	2,12	40	2,02	200	1,97

Визначення тісноти зв'язку між показниками методом лінійної кореляції .

Для визначеннятіснотизв'язкуміждвома факторами (x та y) абовпливу одного фактора на іншийпроводятьаналіз методом лінійноїкореляції. Наприклад, при визначеннівпливаєабоніпевнефізичненавантаження x, на розмірартеріальноготискулюдини y.

Для цьогорозраховуєтьсякоефіцієнткореляціїr:

$$r = \frac{\sum xy - \sum x \sum y/n}{\sqrt{(\sum x^2 - (\sum x)^2/n)(\sum y^2 - (\sum y)^2/n)}}$$

де x – індивідуальніпоказникипершого фактора (фізичненавантаження), y – індивідуальніпоказники другого фактора, n – загальнакількістьспостережень.

Зв’язокдостовірностізв’язкудаєтаблиця Д2.

Таблиця Д2

Граничні значення коефіцієнта кореляції для 5% рівня значущості

n	0,05	n	0,05	n	0,05	n	0,05
4	0,950	9	0,666	14	0,532	19	0,456
5	0,878	10	0,632	15	0,514	20	0,444
6	0,811	11	0,602	16	0,497	25	0,396
7	0,754	12	0,576	17	0,482	30	0,361
8	0,707	13	0,553	18	0,468	40	0,310

Якщоотриманийпід час розрахунківкоефіцієнткореляціїгвиявитьсябільшим за відповіднеграничнезначення для 5 % рівнязначущості, то вважається, щозв’язокміжцими факторами є достовірним.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Артюхов В. Г. Биофизика / В. Г. Артюхов, Т. А. Шмелева, В. П. Шмелев. – Воронеж : Изд. Воронежского университета, 1994. – 336 с.
2. Владимиров Ю. А. Лекции по биологической и медицинской физике / Ю. А. Владимиров. – М. : МГУ, 1999. – 660 с.
3. Волькенштейн М. В. Молекулярная биофизика / М. В. Волькенштейн. – М. : Наук», 1977. – 477 с.
4. Волькенштейн М. В. Энтропия и информация / М. В. Волькенштейн. – М. : Наука. – 1986. – 192 с.
5. Гродзинський Д. Є. Радіобіологія / Д. Є. Гродзинський. – К. :Наукова думка, 1989. – 213 с.
6. Донской Д. Д. Биомеханика с основами спортивной техники / Д. Д. Донской. – М. : Физкультура и спорт, 1971. – 288 с.
7. Кизилова Н. Н. Конспект лекций по курсу «Биомеханика» / Н. Н. Кизилова. – Харьков : Изд-во ХТУРЭ, 1997. – 92 с.
8. Лапутин А. Н. Практическая биомеханика / А. Н. Лапутин, В. В. Гамалий, А. А. Архипов. – К. :Науковий світ, 2000. – 298 с.
9. Опритов В. М. Энтропия биосистем / В. М. Опритов // Биология. – 1999. - № 6.— С. 33–38.
10. Персон Р. С. Электромиография в исследованиях человека / Р. С. Персон. – М., 1969. – 137 с.
11. Ремизов А. Н. Учебник по медицинской и биологической физике / А. Н. Ремизов, А. Г. Максина, А. Я. Потапенко. – М. : ДРОФА, 2003. – 560 с.
12. Робертис Э. Биология клетки / Э. Робертис, В. Новинский, Ф. Саэс. – М., 1973.
13. Рубин А. Б. Термодинамика биологических процессов / А. Б. Рубин. – М. : Изд-во МГУ, 1984. – 283 с.