

Міністерство освіти і науки України  
Національний авіаційний університет

Методичні рекомендації  
З виконання курсової роботи  
З дисципліни «Основи біомеханіки»

Для студентів напряму підготовки

Галузь знань: 0514 "Біотехнологія"  
Напрямок підготовки: 6.051402 " Біомедична інженерія "

2016

Міністерство освіти і науки України  
Національний авіаційний університет

Методичні рекомендації  
З виконання курсової роботи  
З дисципліни «Основи біомеханіки»

Для студентів напряму підготовки

Галузь знань: 0514 "Біотехнологія"  
Напрямок підготовки: 6.051402 " Біомедична інженерія "

**Київ**  
**Видавництво Національного авіаційного університету**  
**«НАУ-друк»**  
**2016р.**

**УДК**  
**ББК**  
**Т**

**Рецензенти**

**Затверджено методично-редакційною радою  
Національного авіаційного університету**

**Основи біомеханіки. Лабораторний практикум.  
Тісов Олександр Вікторович**

**Лабораторний практикум містить завдання та опис  
методики виконання лабораторних робіт.....**

## **Вступ**

Курсова робота (КР) – вид самостійної роботи студента з дисципліни, яка містить елементи навчального, аналітичного і проектно-розрахункового характерів.

Курсова робота (КР) з дисципліни виконується в третьому семестрі, відповідно до затверджених в установленому порядку методичних рекомендацій, з метою закріплення та поглиблення теоретичних знань та вмінь, набутих студентом у процесі засвоєння всього навчального матеріалу дисципліни в області визначення основних параметрів руху людини.

Виконання курсової роботи є важливим етапом у підготовці до виконання дипломного проекту (роботи) майбутнього фахівця в області біомедичної інженерії.

Конкретна мета КР полягає у закріпленні знань студентів з визначення кількісних характеристик основних рухових дій людини через застосування законів механіки: кінематики, статички, динаміки. Виконання курсової роботи є важливим етапом у вивченні основних теоретичних положень та практичних методів і засобів визначення впливів механічних властивостей матеріалів на біомеханіку рухомого апарату. Етап виконання КР є важливим з точки зору розвитку навичок самостійної роботи студентів у підготовці до виконання дипломної роботи (проекту) майбутнього фахівця в галузі біоінженерної механіки.

### **1.1. Складові частини.**

Навчальною частиною КР є відображення кола основних теоретичних питань та задач, які розв'язуються згідно з індивідуальним завданням на роботу. Аналітично-розрахункова частина КР представляється відомими методами, яким підпорядковуються вибрані математичні моделі або математичний апарат для розрахунку або моделювання, з метою висвітлення елементів вирішення кожного окремого завдання. Науково-дослідна частина передбачає поглиблений пошук (опрацювання) новітніх джерел інформації з метою вибору запропонованого варіанта або методу, дослідження окремих параметрів чи складової характеристики об'єкта тощо. Об'єкти курсової роботи –

розрахунково-графічна задача чи набір взаємопов'язаних задач підвищеного обсягу з окремих розділів дисципліни; розрахунок і розробка кінематичної схем об'єкта; розрахунок і розробка конструкції привода. На захист курсової роботи представляється пояснювальна записка та ілюстративні матеріали (плакати, схеми, креслення), обсяг яких визначається для даної дисципліни змістом спеціальності з відповідним рішенням кафедр.

## **1.2. Загальні вимоги до виконання КР**

В курсовій роботі студент повинен розкрити зміст теми, показати знання літературних джерел і навчальної дисципліни вцілому. Зміст КР має відповідати робочому плану дисципліни і відображувати суть теми, яка розглядається. Курсова робота повинна задовольняти такі вимоги: - обсяг текстової частини визначається кількістю годин СРС, які виділяються для дисципліни на курсову роботу навчальним планом (18...54 год.) та не перевищує 25-30 сторінок формату А4 текстової частини; - графічна частина може подаватися в тексті пояснювальної записки у вигляді відповідних рисунків або виноситись в додатки з обов'язковим конкретним за значенням графічного матеріалу в індивідуальному завданні; - у випадку повного збігання тем курсової роботи індивідуальне завдання має містити не тільки різні числові вихідні дані, але й передбачити самостійне викладення студентом тексту пояснювальної записки з метою уникнення використання одного і того ж електронного варіанта.

Титульна сторінка виконується згідно із додатком 1. Вона є першою сторінкою курсової роботи. Номер на ній не ставлять. На другій сторінці друкують анотацію на окремій сторінці. На третій сторінці друкують зміст роботи із вказуванням заголовків розділів і всіх підрозділів і номери сторінок, на яких вони починаються. (див. додаток 2). На четвертій сторінці друкують вступ до роботи. За ним викладають основний зміст роботи, який ділять на частини згідно зі змістом. Останньою сторінкою КР є перелік використаних джерел. Інформацію можна брати із усіх доступних джерел. Курсову роботу оформлюють українською мовою..

Текст курсової роботи друкують на одній стороні стандартного листа формату А4. Усі листи курсової роботи повинні

бути зшитими або скріпленими скобами. Використання скрепок чи файлів не допускається. Також, усі сторінки КР повинні бути пронумерованими за єдиним зразком – у нижньому правому кутку. Не нумерується тільки титульний аркуш.

Детальний опис вимог до КР подано в ч. 2 даних методичних рекомендацій.

### **1.3. Підготовка курсової роботи**

#### **1.3.1. Загальні вимоги до оформлення.**

**Мовою** КР є українська. Переклад іншомовних текстів з використанням додатку «Google-translation» без належного редагування не допускається.

**Обсяг роботи** не повинен перевищувати 40 сторінок, включаючи титульний аркуш, анотацію, вступ та інші частини разом з рисунками, таблицями. Таблиці і рисунки поміщають в тексті із відповідними позначеннями. КР не повинна бути меншою за 25 сторінок.

**Анотація** повинна мати обсяг 100-200. Вона подається на другій сторінці перед змістом на окремій сторінці, на якій не повинно бути жодного іншого тексту. У ній мають бути наведені основні методи виконання роботи і описані досягнуті результати.

**1.3.2. Оформлення тексту.** Розмір листа - А4 (21 x 29.7 cm) із нижченаведеними полями:

- верхнє: 1,5 cm
- ліве: 2,5 cm
- праве: 2 cm
- нижнє: 1,5 cm

Текст роботи не повинен накладатися на таблиці чи рисунки. Відступи від них повинні бути обрані за єдиним зразком по всій роботі.

#### **Шрифт:**

Для написання усіх заголовків і тексту використовують шрифт times new roman. Розмір шрифту для тексту – 14, для заголовків – 14Ж. Міжрядковий інтервал – 1,5

### 1.3.3. Формат тексту

Заголовок:

#### **ВСІ ЛІТЕРИ ВЕЛИКІ**

жирне виділення, вирівнювання по центру. Перед заголовком пропуски не дозволяються. Абзацний відступ до і після – по 12пт.

Заголовки другого, третього та інших порядків друкуються звичайним текстом, із жирним виділенням. Вирівнювання по лівому краю.

Бажано, щоб посилання на літературу були проставлені в тексті і позначені цифрами в квадратних дужках [1]. Самі посилання нумеруються в порядку їх знаходження в тексті. Можна сортувати їх за алфавітним принципом. Не можна вставляти посилання в тексті у вигляді друкованої інформації, у тому числі прізвищ і імен авторів тих чи інших робіт. Також, посилання не включаються у таблиці, заголовки таблиць. Використовуйте тільки ті посилання, які є доступними для всіх.

Приклади оформлення посилань показані нижче.

**Patent:** Pat. 84998 Ukraine C21D1/78 (2006.01) A method of producing wear resistant gradient plasma coating with high running in properties / Kindrachuk M.V., Korbut, E.M., Stebeletska N.M. and others., № u 201304817; Appl. 16.04.2013; Publish. 11.11.2013, Bull. Number 21. – 4p. **(In Ukrainian)**

**Article** Tubielewicz Krzysztof. Influence of wear during friction of chosen properties of a steel surface after burnishing process / Krzysztof Tubielewicz, Andrzej Zaborski, Wladyslaw Skoneczny // Tribologia. – 2003. – V. 22, №2. – P. 13 – 19.

**Book:** Chichinadze AV. calculation, testing and selection of friction pairs / A.V. Chichinadze, E.D. Brown, A.G. Ginsburg, Z.V. Ignatiev. Moscow: Nauka, 1989. – 267p. **(In Russian)**.

**Web:** Title of source. [Web source] : – Kyiv, Ukraine international airlines. Mode of access: <http://www.nbu.gov.ua/articles/2003/03klinko.htm>.

Якщо мову видання чи джерела неможливо визначити «автоматично», то вона вказується у дужках додатково.

**Таблиці:** таблиці мають наскрізну нумерацію в межах частини курсової роботи. Номер таблиці починається з номеру частини КР, у якій вона знаходиться. Далі вказується номер таблиці

у розділі. Нумерація таблиць у розділі починається із цифри 1. Для нумерації використовують арабські цифри. Використання інших цифр і літер не допускається.

Назва таблиці друкується прописними літерами із жирним виділенням. До і після назви використовують відступ 12пт. Вирівнювання – по центру. Міжрядковий відступ у назві таблиці, якщо вона не поміщається в один рядок – одиничний. Приклад оформлення таблиці можна подивитись в додатку 3.

**Рисунки:** нумерація рисунків – аналогічна до нумерації таблиць. Бажаним є використання лінійок або масштабних підписів. Переконайтесь в тому, що розмір рисунка і написів на ньому такі, що після друку будуть легко видимими, чіткими. Розмір шрифту на рисунках не повинен бути меншим за 3 мм.

**Символи і скорочення:** всі скорочення, що використовуються в роботі (якщо їх більше 8) подаються на окремому листі перед вступом, відразу після змісту роботи. Перше використання скорочення в тексті пояснюють в дужках. Бажаним форматом скорочення є: «у минулому році валовий внутрішній продукт (ВВП) склав...». Далі по тексту пояснене раніше скорочення не розписують. Якщо скорочень менше 8, то подавати їх на окремому листі не потрібно.

#### **1.4. Вимоги до оформлення розділів та підрозділів.**

Структурними елементами основної частини ПЗ є розділи, підрозділи, пункти, підпункти, переліки. Розділ - головна ступінь поділу тексту, позначена номером і має заголовок. Підрозділ – частина розділу, позначена номером і має заголовок. Пункт – частина розділу чи підрозділу, позначена номером і може мати заголовок. Заголовки структурних елементів необхідно нумерувати тільки арабськими числами. Кожний розділ починається з нової сторінки. Заголовок розділу записуються посередині та з абзацу великими буквами з більш високою насиченістю. Заголовки розділів, підрозділів, пунктів та підпунктів записують з абзацу малими буквами починаючи з великої. Розділи нумеруються порядковими номерами в межах всього документа. Після номера крапку не ставлять, а пропускають один знак. Підрозділи нумерують в межах кожного розділу, пункти в межах підрозділу і т.д.



## **1.5. Оцінювання роботи**

### **Максимально – 17 балів**

При розробленні критеріїв системи оцінювання якості навчання необхідно враховувати три основні компоненти:

#### ***Рівень знань:***

- глибина і міцність знань;
- рівень мислення;
- уміння систематизувати знання по окремих темах;
- уміння складати розгорнутий план відповіді;
- давати точні формулювання;
- правильно користуватися поняттєвим апаратом;
- культура відповіді (грамотність, логічність і послідовність викладу);
- навички і прийоми виконання практичних завдань.

#### ***Навички самостійної роботи:***

- уміння пошуку необхідної літератури;
- орієнтація в потоці інформації щодо обраної спеціальності;
- навички ведення записів (складання простого і розгорнутого плану, конспекту, реферату, виступу, а також навички науково-пошукової роботи).

#### ***Уміння застосувати знання на практиці:***

- реалізація на практичних, семінарських заняттях;
- виконання індивідуальних завдань під час проходження практики.

## **2. Теоретична частина**

В теоретичній частині студент повинен описати такі завдання і метод біомеханіки:

1. Загальні відомості про біомеханіку, область досліджень і застосування, інструменти і завдання, наслідки. (обсяг 3-4 ст)
2. Центр маси. Методи визначення центру маси. Зосередити увагу на графічному та інших методах, крім аналітичного, оскільки він є частиною КР (3-4 ст)
3. Застосування методів кіно- і фотограмметрії в біомеханіці (коротко, не більше ніж на 2 ст)
4. Опір матеріалів. Описати сили, реакції, напруження в матеріалах. Методи визначення механічних властивостей біосумісних матеріалів (у тому числі і металевих, неметалевих) – випробування на втому, розтяг, твердість (крім методу Віккерса)), ударну в'язкість, зносостійкість. (обсяг – 4-6 ст).

## **3. Експериментальн-розрахункова частина**

### **3.1. Побудова графіків переміщення центрів ваги частин тіла**

Для виготовлення фотограми тіла людини, що знаходиться в динаміці, необхідно використати режим серійної зйомки. Це можна робити в автоматичному режимі, або із залученням фото оператора. Перед зйомкою необхідно дослідити зону руху досліджуваного об'єкта і встановити камеру на такій відстані, щоб він протягом дослідження не вийшов із її поля зору. Вправа при цьому повинна виконуватися (за період зйомки) не менше 2 разів, загальна кількість кадрів – не менше 10. Чим вища кількість кадрів, тим якіснішими будуть дослідження. Пам'ятайте, що дані, отримані в фотографії виконання вправи використовуватимуться декілька разів.

Зйомку необхідно проводити на світлому фоні, найкраще – на фоні стіни. У графічному редакторі знімки переміщення досліджуваного об'єкта розміщують послідовно і нумерують.

Бажано, щоб знімки не були темними. Також, їх можна висвітлити в графічному редакторі. По завершенні цієї операції приступають до побудови біокінематичних схем кожного положення тіла, позначають центри мас кожної частини тіла (відповідно до табл. 3.1.)

**Таблиця 3.1.**

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

№	Назва частини тіла	Відносна маса	Маса, кг	Відносне положення центру маси
1	Долоня	0,01		На відстані 0,37 від зап'ястя
2	Передпліччя	0,02		На відстані 0,43 від ліктьового суглоба
3	Плече	0,03		На відстані 0,45 від плечового суглоба
4	Стопа	0,02		На відстані 0,44 від п'яти
5	Гомілка	0,05		На відстані 0,41 від колінного суглоба
6	Стегно	0,12		На відстані 0,45 від стегнового суглоба
7	Голова	0,07		Над верхнім краєм слухового проходу
8	Тулуб	0,43		На відстані 0,51 від плечової кістки

На нерухомому об'єкті – фоні зйомки будують систему координат (рис. 3.1. ). У якості центру координат обирають добре помітну і, головне – нерухому точку! На всіх послідовно виконаних знімках центр координат є однією і тою ж точкою. На всіх знімках маю бути присутньою ця точка, оскільки необхідно буде визначати координати положень центру маси усіх частин тіла!

При побудові фотограми вважаємо, що зміна масштабу зйомки мінімальна і на точність розрахунків не впливає. Осі координат градуємо в міліметрах. При правильно вибраному масштабі на всіх положеннях тіла повинні бути видні центри маси всіх частин тіла. Якщо цього не дозволяє ракурс (кінцівка схована

за тулубом), то координати визначаємо у першому наближенні, але у жодному разі не «забуваємо» про них. Осі координат і елементи біокінематичних схем можна викреслювати від руки, а також – за допомогою графічних редакторів.

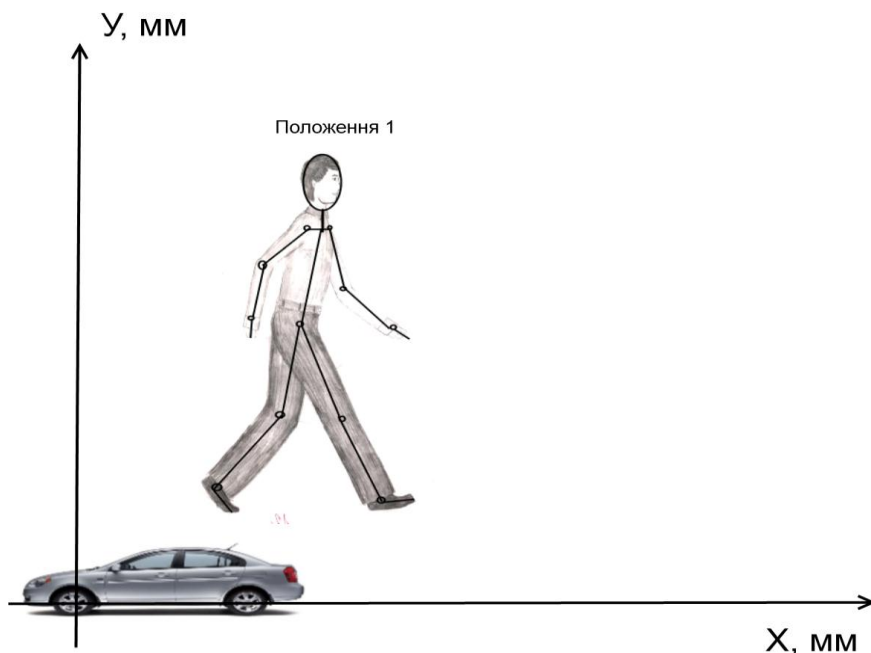


Рис. 3.1. Побудова системи координат і біокінематичної схеми тіла людини.

Після позначення центрів мас, визначені координати записують у табл. 2, 3 і 4.

На фотографії необхідно визначити масштаб (відношення розмірів об'єкта на знімках до реальних). З цією метою в наближених розрахунках можна використовувати зріст в випростуваному положенні. Для цього використовують формулу:

$$M=H/h, \text{ де } H - \text{зріст, а } h - \text{зріст на фотознімку}$$





Загальним центром ваги тіла людини називається точка дії рівнодійної всіх сил ваги складових його частин (ланок тіла). Кожна частина тіла людини при визначеній масі і специфічному розташуванні її має власний центр ваги.

Оскільки ланки тіла людини навіть при звичайному вертикальному його положенні (а особливо при рухах) не розташовуються строго вертикально одна над іншою, між ними в області з'єднань утворюються кути. Тому центр ваги рідко знаходиться на вертикальній осі симетрії. Він буде постійно відхилятися залежно від положення тіла. Також, на його положення впливатимуть зовнішні сили (пориви вітру, взяті в руки вантажі тощо).

Знаючи положення центра ваги ланки, можна визначити навантаження, що діють на суглоби і реакції, які в них виникають. ЗЦВ тіла служить показником розподілу маси тіла в організмі людини. Адже ні обхвати, ні лінійні розміри, звичай уживані в антропометричній практиці, не є достатнім показником тієї кількості маси, що відповідає цим розмірам.

Чим вище розташований ОЦТ тіла, тим маса верхньої половини тіла більше. Наприклад, у гімнастів він розташований вище, ніж у легкоатлетів-бігунів, тому що великі фізичні навантаження в гімнастів приходяться на м'язи верхніх кінцівок, а в бігунів - на м'язи нижніх кінцівок. Така ж нерівність присутня у жінок і чоловіків.

Коли говорять "центр тяжіння людського тіла, то мають на увазі не геометричну точку, а лише сферу, у якій ця точка розташована. У залежності від особливостей кровообігу, дихання, травлення у кожен момент часу усередині тіла відбувається перерозподіл його маси, що позначається і на положенні ЗЦВ: він постійно трохи переміщується в ту або іншу сторону. Орієнтовно можна вважати, що діаметр сфери, усередині якої відбувається переміщення ОЦТ тіла при спокійному положенні тіла, дорівнює 5-10 мм.

Існує велика кількість методів, як можна його визначити. У попередній роботі ми ознайомилися із методом додавання векторів сил (ваги) кожної ланки. Він зведений то так званого методу відносних мас.

Сьогоднішнє завдання – визначення положення центру ваги координатним (аналітичним) способом.

З теоретичної механіки відома методика знаходження координат центру довільної системи паралельних сил.

$$x_c = \frac{\sum x_i F_i}{\sum F_i}; \quad y_c = \frac{\sum y_i F_i}{\sum F_i}$$

Оскільки у нашому випадку кожна паралельна сила – це вага ланок (частин тіла), то рівносильним буде таке перетворення:

$$x_c = \frac{\sum x_i m_i g}{\sum m_i g}; \quad y_c = \frac{\sum y_i m_i g}{\sum m_i g}$$

Далі, вносимо відомі величини за знак суми:

$$x_c = \frac{g \sum x_i m_i}{g \sum m_i}; \quad y_c = \frac{g \sum y_i m_i}{g \sum m_i}$$

Отримуємо кінцеві вирази для визначення координат центру системи паралельних сил.

$$x_c = \frac{\sum x_i m_i}{\sum m_i}; \quad y_c = \frac{\sum y_i m_i}{\sum m_i}$$

Результати визначення загального центру ваги тіла для всіх десяти положень записують в табл. 5.

**Таблиця 3.5.**

**Координати зведеного центру ваги тіла при виконанні вправи**

		Положення											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
Координати	X												
	Y												

Використовуючи дані таблиць 2-5, будемо графіки переміщень зведеного центру мас, лівих п'яти і долоні, голови. Приклад діаграми наведено на рис. 2.



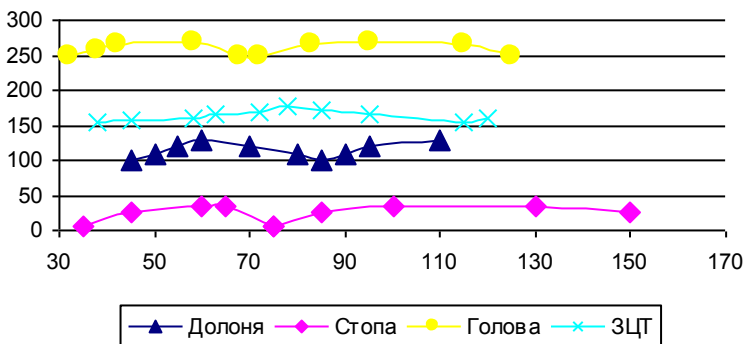


Рис. 3.2. Приклад побудованого графіку переміщень відповідних частин тіла в ортогональній системі координат.

Після побудови діаграми необхідно її проаналізувати і зробити висновок про одночасність і співнапрявленість рухів, спів підняття чи співопускання центрів ваги окремих частин і тіла вцілому.

## 3.2. Визначення кінематичних характеристик переміщення тіла в просторі.

### 3.2.1. Визначення швидкостей центрів ваги частин тіла

Для цієї частини використовуються дані, отримані при побудові кінограми і визначені за нею координати центрів ваги. Першим завданням цієї частини – буде визначення миттєвих швидкостей переміщень центрів ваги частин тіла, для яких перед цим було побудовано графіки переміщень.

Механічним рухом називають зміну положення тіла (або його частини) з часом відносно інших тіл. Основна задача механіки (пряма задача) така: за відомим описанням взаємодії тіл (у часі і просторі) встановити залежність їх координат від часу, тобто описати механічний рух тіла.

Обернена задача – знайти сили, що діють на тіло в кожний момент часу за початковими та кінцевими координатами і швидкостями його руху.

Закони класичної механіки будуть справедливими:

1. Швидкість тіла набагато менша за швидкість світла у вакуумі.

2. Розміри тіла великі порівняно з розміром атома.

У просторі відсутні силові поля, набагато сильніші за поле тяжіння Землі.

Механічний рух є відносним. Положення тіла в просторі можна визначити тільки відносно будь-якого іншого тіла або інших тіл. Тіло, відносно якого розглядається рух в просторі й часі інших тіл, називають тілом відліку. Сукупність системи координат, пов'язаної з тілом відліку, та системи засобів для вимірювання часу називають системою відліку.

Положення точки у площині визначається двома координатами:  $x$ ,  $y$ .

Точка, рухаючись, описує деяку лінію в просторі. Ця лінія називається траєкторією. Залежно від форми траєкторії рух може бути прямолінійним або криволінійним. Форма траєкторії залежить від вибору системи відліку. Рівняння залежності координат від часу:

$$x = f_1(t), y = f_2(t), z = f_3(t)$$

називаються рівняннями руху. Рух тіла, під час якого всі його точки рухаються однаково, називають поступальним. При поступальному русі будь-яка пряма, подумки проведена в тілі, залишається паралельною самій собі.

Зі змінами координат пов'язана перша з величин, які вводяться для опису руху, – переміщення. Переміщенням тіла (матеріальної точки) називають векторну фізичну величину, яка характеризує зміну положення тіла у просторі і визначається як вектор, який з'єднує початкове положення тіла з кінцевим.

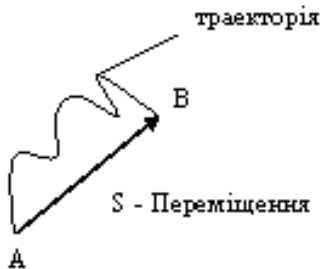


Рис.3.4. Ілюстрація переміщення і шляху

Переміщення – це направлений відрізок, що сполучає початкове (А) і наступне (В) положення тіла (рис.1). Довжину вектора переміщення можна обчислити за його проекціями або за координатами точок А і В:

$$S = \sqrt{s_x^2 + s_y^2 + s_z^2}$$

$$\text{Де } S_x = X_B - X_A; S_y = y_B - y_A; S_z = Z_B - Z_A.$$

**Швидкість** — фізична величина, що відповідає відношенню переміщення тіла до проміжку часу, за який це переміщення відбувалось. Швидкість – величина векторна, тобто вона має абсолютну величину і напрямок.

Швидкість, як векторна величина здебільшого позначається літерою. За означенням,

$$v = \frac{\Delta s}{\Delta t}$$

$v$  — середня шляхова швидкість або середнє значення абсолютної величини швидкості за час  $\Delta t$ . Швидкість тіла найлегше визначити тоді, коли воно здійснює рівномірний прямолінійний рух, тобто долає однакові відстані за однакові проміжки часу.

Таким чином, швидкість переміщення відповідного центру ваги вздовж осі Х визначатиметься за формулою:

$$V_x = (x_{i+1} - x_i) / \Delta t$$

Аналогічне рівняння отримуємо для переміщення центру ваги по осі У.

$$V_y = (y_{i+1} - y_i) / \Delta t$$

Сумарна швидкість переміщення відповідних точок визначається за формулою:

$$V = \sqrt{V_x^2 + V_y^2}$$

Результати розрахунків записують у таблицю 2.6.

Таблиця 3.6.

## Швидкості переміщення центрів ваги тіла

		Швидкість, мм/с									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Голова	$V_x$										
	$V_y$										
	$V_\Sigma$										
Ліва стопа	$V_x$										
	$V_y$										
	$V_\Sigma$										
Ліва доло	$V_x$										
	$V_y$										
	$V_\Sigma$										
ЗЦВ	$V_x$										
	$V_y$										
	$V_\Sigma$										

Примітка: щоб отримати швидкість у мм/с, необхідно отримані дані домножити на масштаб. Вважаємо, що в першому положенні всі швидкості рівні 0

За отриманими результатами будуюмо графік швидкостей центрів ваги обраних частин тіла і ЗЦВ. Для побудови графіка використовуємо швидкості  $V_x$  і  $V_y$  відповідно.

## 3.2.2. Визначення прискорень зведеного центру ваги тіла

**Прискорення** — векторна величина, похідна швидкості за часом та за величиною дорівнює зміні швидкості тіла за одиницю часу.

$$\mathbf{a} = \frac{d\mathbf{v}}{dt}$$

Рух тіла, при якому його прискорення не змінюється (ні за величиною, ні за напрямком), називається рівноприскореним рухом. У фізиці термін прискорення використовується і в тих випадках, коли швидкість тіла за модулем не збільшується, а зменшується, тобто тіло сповільнюється. При сповільненні вектор прискорення направлений проти руху, тобто протилежний до вектора швидкості.

Прискорення — одне з базових понять класичної механіки. Воно поєднує між собою кінематику й динаміку. Знаючи прискорення, а також початкові положення й швидкості тіл, можна передбачити, як тіла будуть рухатися надалі. З іншого боку, значення прискорення визначається законами динаміки через сили, що діють на тіла.

Абсолютна величина прискорення вимірюється в системі СІ в метрах за секунду в квадраті ( $\text{м/с}^2$ )<sup>[1]</sup>. Існує також позасистемна одиниця гал (англ. *gal*), що використовується у гравіметрії і дорівнює  $1 \text{ см/с}^2$ . Часто прискорення також вимірюють, вибираючи за одиницю прискорення вільного падіння, яке позначають латинською літерою  $g$ , тобто говорять, що прискорення становить, наприклад,  $2g$

Використовуючи вищезазначений теоретичний матеріал, а також – отримані раніше дані щодо швидкостей точок, можна обрахувати їх прискорення. Таким чином, прискорення відповідного центру ваги вздовж осі  $X$  визначатиметься за формулою:

$$a_x = (V_{x_{i+1}} - V_{x_i}) / \Delta t$$

Аналогічне рівняння отримуємо для прискорення центру ваги по осі  $Y$ .

$$a_y = (V_{y_{i+1}} - V_{y_i}) / \Delta t$$

Сумарне прискорення відповідних точок визначається за формулою:

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2}$$

Результати розрахунків записують у таблицю 2.6.

Таблиця 3.6.

## Прискорення центрів ваги тіла

		Прискорення, мм/с <sup>2</sup>									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Голова	$a_x$										
	$a_y$										
	$a_\Sigma$										
Ліва стопа	$a_x$										
	$a_y$										
	$a_\Sigma$										
Ліва долоня	$a_x$										
	$a_y$										
	$a_\Sigma$										
ЗЦВ	$a_x$										
	$a_y$										
	$a_\Sigma$										

За отриманими результатами будемо графік прискорень центрів ваги обраних частин тіла і ЗЦВ. Для побудови графіка використовуємо швидкості  $a_x$  і  $a_y$  відповідно.

### 3.3. Визначення сумарної реакції в голівці протеза тазостегнового суглоба

Скелет є однією із найважливіших частин тіла людини. Він забезпечує підтримання організму в просторі, а також – забезпечує відносне розташування внутрішніх органів у порожнинах тіла. Він також захищає деякі органи від пошкоджень. Таким чином, основною функцією скелету – є сприйняття зовнішніх навантажень з мінімальною деформацією.

Зовнішні навантаження викликають появу напружень в скелеті. З точки зору механіки переломів є важливим знати співвідношення між силами і напруженнями. Оскільки організм людини побудований за важливим принципом, то у більшості випадків напруження є досить високими, оскільки реакції в суглобах і точках опори є значно більшими, ніж сили.

З цієї точки зору одним із найбільш важливих є розподіл сил і напружень у кульшовому суглобі. Саме він найчастіше серед інших суглобів замінюється на протези. Також, він є найбільш навантаженим, і в ньому. Тазостегновий суглоб.

### **3.3.1. Визначення сумарної реакції в голівці протеза кульшового суглоба**

Кульшовий суглоб є рухомих сполученням між стегноюю і тазовою кістками. Він є найбільш часто лікованим серед усіх суглобів. Так, тільки в США протягом року тотальному ендопротезуванню піддають понад 200000 суглобів. Тому важливо вміти визначати навантаження на суглоб під час виконання переміщень.

Оскільки під час руху положення центру опори в суглобі постійно переміщується, то використати закони статички можна тільки з того припущення, що рухи виконуються не швидко, і похибка буде незначною.

При ходьбі навантаження на суглоб постійно мінється. Від нульового до певного максимального значення. Воно буде отримуватися тоді, коли людина стоятиме на одній нозі, а інша в цей час переставляється і не доторкається до поверхні.

Ще одним спрощенням буде приведення усіх м'язів до одного, результуючого м'язу. Відповідно, його сила буде прикладатися до суглоба в одній точці і діятиме вздовж прямої. Дія ваги тіла діятиме донизу і провертатиме тіло (відносно центру опори в суглобі) всередину-донизу, в протидію м'язам, які намагатимуться підтримувати тіло у вертикальному положенні. Припускаємо, що ці дві сили діють в одній площині, що проходить через центри кульшових суглобів. Таким чином, спрощена схема показана на рис. 2.3.

Відомо, що вага однієї нижньої кінцівки складає  $1/6$  від ваги тіла  $W$ . Якщо врахувати цей факт, то сила  $B = 5/6$  ваги тіла  $W$ . У статиці, розглянемо рівновагу важеля з плечами  $b$  і  $c$  ( $\Sigma M=0$ ).

$$\Sigma M: cP-bB=0$$

$$\text{Звідси, } P=(b/c)B = (b/c)\times 5/6W$$

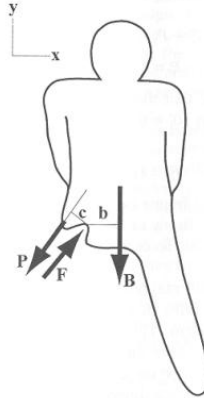


Рис. 3.5. Схема навантаження кульшового суглоба

$P$  – сумарна сила м’язів зовнішньої поверхні стегна,  $F$  – сумарна реакція в суглобі,  $c$  – плече між лінією дії м’яза центром опори суглоба,  $b$  – плече дії ваги тіла та центром опори суглоба,  $B$  – вага тіла за винятком ваги нижньої кінцівки, яка не доторкається до поверхні.

Значення плечей дії сил можна взяти виходячи із результатів спеціальних досліджень. Воно змінюється від 2 до 3,5. Найбільш часто зустрічається значення 2,4.

$$\text{Отже, } P=2,4 \times 5/6W = 2W$$

Таким чином, за даного значення відношення плечей важеля сила, необхідна для утримування тіла у стані рівноваги рівна подвійній вазі людини.

Складемо рівняння рівноваги сил у моделі кульшового суглоба вздовж осі  $x$ .

$$F_x - P_x = F_x - 2W \sin(\gamma) = 0$$

Оскільки кут  $\gamma$  (кут між віссю  $X$  і лінією дії зовнішньо стегнових м’язів) у середньому рівний 30 градусам, то маємо

$$F_x = W$$

Рівновага сил вздовж осі  $Y$ :

$$F_y - P_y - B = F_y - 2W \cos(\gamma) - 5/6W$$

Враховуючи середнє значення кута  $\alpha$ , маємо:

$$F_y = 2W \cos(30) - 5/6W = 2.57W.$$

Сумарна реакція в опорі визначається за формулою:



$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} = 2.75W$$

Таким чином, у статичному положенні сумарна реакція у опорі (у кульшовому суглобі) майже втричі перевищує вагу тіла. У випадку спускання по сходах реакція може перевищувати вагу тіла в 5 разів. Визначимо кут нахилу сумарної сили відносно осі X.

$$\theta = \arctg(F_y/F_x) = 68^\circ.$$

Однак, контактна поверхня кульшового суглоба не є лінійною. Вона має поверхню, близьку до сферичної. Саме тому у протезах використовується сферичний підшипник для забезпечення руху. З цієї точки зору максимальна сила на поверхні суглоба не буде однаковою, і у різних точках матиме неоднакові значення. Спробуємо визначити цю силу, враховуючи особливості геометрії суглоба.

### 3.4. Силевий розрахунок у статиці.

Розглядається стояче, без руху, положення людини.

Силеві впливи показані у вигляді епюр на

Рис. 1 у двох ортогональних напрямках x і y.

Рис. 1

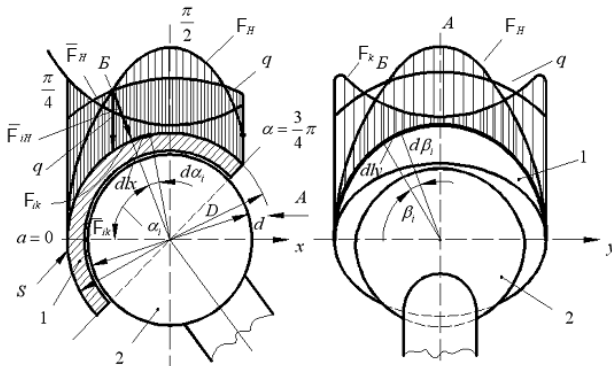


Рис. 3.6. Схема навантаження голівки кульшового суглоба

Маса  $m$  людини під дією гравітації становить його вага  $W$ . Ця вага діє через плече на зовнішню сферичну обойму 1, закріплену на кістці тазу, усередині якої знаходиться опора 2 у вигляді кулі, що закріплюється на стегнової кістці. Сумарну реакцію -  $F$  - ми визначили у попередньому розрахунку.

Епюра  $q$  являє собою середнє розподілене навантаження на об'єму 1, а через неї – і на кульову опору 2 від впливу сумарної реакції. Розглянемо довільний силовий елемент  $q_i$ , який діє в межах кута  $\alpha_i$ . Цей елемент можна представити у формі векторної суми нормальної сили  $F_{iH}$  і дотичної сили  $F_{ik}$

$$F_H = K_q \sin \alpha$$

$$F_k = K_q \cos \alpha$$

де  $K$  - коефіцієнт, що забезпечує рівність площ епюр  $F_H$  і  $q$ . Визначимо сумарний вплив впливу на опору 2 від дії нормальної сили  $F_{iH}$ . Очевидно, що цей вплив можна визначити як інтегральний добуток сили  $F_H$ . Для цього виділимо на поверхні  $S$  елементарну площадку  $ds = dx dy$ :

$$dS = \left(\frac{D}{2} \cdot d\alpha_i\right) \times \left(\frac{D}{2} \cdot d\beta_i\right)$$

тоді сумарне зусилля  $F$  можна представити у такому вигляді:

$$F = \frac{D^2}{4} \cdot K_q \int \int \sin \alpha d\alpha \cdot \sin \beta d\beta$$

і за умови, що діапазон зміни кутів дорівнює:

$$\alpha_0 \leq \alpha_i \leq \alpha,$$

$$\beta_0 \leq \beta_i \leq \beta,$$

Остаточно після перетворень отримаємо:

$$F = \frac{D^2}{4} \cdot K_q \int \int \sin \alpha d\alpha \cdot \sin \beta d\beta =$$

$$\frac{D^2 K_q}{4} \left[ \left( -\cos \alpha \Big|_{\alpha_0}^{\alpha} \right) \left( -\cos \beta \Big|_{\beta_0}^{\beta} \right) \right]$$

Спростивши цей вираз, отримуємо:

$$F = \frac{D^2 K_q}{4} \cdot (\cos \alpha \cos \beta - \cos \alpha \cos \beta_0 - \cos \alpha_0 \cos \beta - \cos \alpha_0 \cos \beta_0)$$

Враховуючи те, що  $q=F/S$ , де  $F$  – сумарна реакція в суглобі,  $S$  – площа опори, отримаємо такий вираз:

$$F = \frac{D^2 KF}{4S} \cdot (\cos \alpha \cos \beta - \cos \alpha \cos \beta_0 - \cos \alpha_0 \cos \beta - \cos \alpha_0 \cos \beta_0)$$

З епюр на рис. Видно, що максимальне амплітудне значення сили  $F_H$  буде значно більшим, ніж середнє значення сили  $q$ . Знайдемо, на скільки саме  $F_H$  більше за  $q$ . Тобто, знаходимо коефіцієнт  $K$ . Його значення знайдемо з умови рівності площ епюр  $q$  і  $F_H$ . Площа  $S_q$  епюру  $q$  дорівнює:

$$S_q = \frac{D}{2} \alpha q$$

Площа епюру  $F_H$  визначається за формулою:

$$Kq \frac{D}{2} \int_0^\alpha \sin \alpha d\alpha = -Kq \frac{D}{2} \cos \alpha \Big|_0^\alpha$$

Найбільше значення спостерігатиметься тоді, коли кут  $\alpha = \frac{\pi}{2}$ . Тоді

$$S_{F_H} = Kq \frac{D}{2}$$

Прирівняємо отримані вирази для площ епюр:

$$Kq \frac{D}{2} = \frac{D}{2} \alpha q$$

Таким чином,  $K=\alpha=\pi/2=1,57$ . Отже,  $F_H=1,57q$ .

Отже, щоб отримати середню розподілену силу  $q$  необхідно сумарну реакцію  $F$  розділити на півплощу поверхні кулі – опори суглоба.

$$q=F/S$$

Де  $F$  – сумарна реакція,  $S$  – площа опори. Визначається як пів поверхня кулі з діаметром 36 чи 40 мм – на вибір.

А максимальна розподілена сила що діє на суглоб, визначається як  $Q=1,57q$ . Розподілена сила, виражена в Н/мм<sup>2</sup> тотожно дорівнює контактному напруженню в поверхневому шарі матеріалу, вираженому в МПа.

Очевидно, що ця максимальна сила діє не на всій площі півкулі, а тільки на якійсь її частині. Давайте визначимо її. Для цього у виразі  $F_H = K_q \sin \alpha$  і  $F_k = K_q \cos \alpha$ , отримані раніше, підставимо значення  $K = \pi/2$ . Отримаємо  $q = 0.5\pi q \sin \alpha$ , тобто  $\sin \alpha = 2/\pi = 0,639$ .  $\alpha = \arcsin(0,639) = 44,1^\circ$ . Радіус  $r$  площадки, на якій діє максимальна сила  $F_H =$

$$r = \frac{D}{2} \cos \alpha = 0,769 \frac{D}{2} = 0,385D$$

Площа, на яку діє це зусилля, визначається таким чином:

$$S' = 0,465D^2$$

### 3.5. Визначення згинального моменту у шийці кульшового суглоба

Ніжка (стегновий компонент) частина ендопротеза, яка вставляється в канал стегнової кістки. Ніжка ендопротеза кульшового суглоба як правило монолітна, але бувають і модульні (збірні) ніжки. Ніжка складається з тіла, яке входить в канал стегнової кістки, шийки і конуса, на який надягається головка. Кут, під яким з'єднуються шийка і тіло, називають шийково-діафізарний кут. Як правило, він дорівнює 135 градусам, але бувають ніжки з кутом в 125 і 145 градусів. (Рис. )



Рис. 3.7. Загальна будова ніжки кульшового суглоба

Серед існуючих моделей ніжок ендопротеза кульшового суглоба можна виділити наступні основні характеристики:

1. Тип фіксації (цементна або безцементна )
2. Покриття ніжки.
3. Форма ніжки
4. « Шийково - діафізарний кут » і офсет (рис.....)

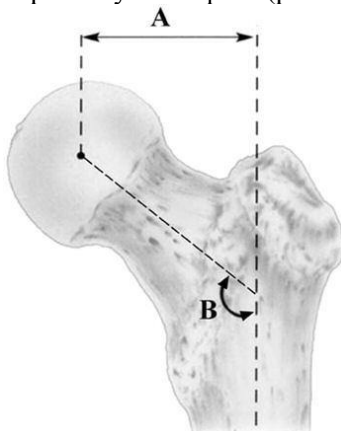


Рис. 3.8. Геометричні характеристики кульшового суглоба

В ніжки ендопротеза кульшового суглоба шийково-діафізарний кут є важливою характеристикою. Він утворений з'єднанням шийки та тіла ніжки ендопротеза і, як правило, дорівнює 135 градусам. Іноді випускаються ніжки з 125 або 145 градусним кутом. **Вибір кута обирати довільно із зазначеного проміжку**

Ще один важливий показник довжина шийки, яка визначає офсет, тобто горизонтальну відстань між конусом і центром тіла ніжки ендопротеза кульшового суглоба. Величина А називається офсетом кульшового суглоба. Вона змінюється від 30 до 60 мм. **Вибирають офсет довільно із зазначеного проміжку.**

Для визначення згинального моменту і побудови епюри згинальних моментів будують балку, яка є проекцією на горизонтальну вісь шийки протеза. До краю її прикладена сила  $F_x$  – вертикальна складова сумарної реакції, що виникає в суглобі при стоянні на одній нозі.

Напруження при згинанні виникають у всьому тілі протеза, однак, найбільшими вони будуть у місці переходу шийки протеза у ніжку. Переріз у цьому місці має форму, близьку до круглої із середнім діаметром 12 мм. Виходячи з цього, і будемо визначати напруження. Для цього епюру згинальних моментів будують під моделлю суглоба, зображеного в натуральний розмір. Тобто, офсет реальний дорівнює офсету на рисунку. Точку прикладання максимального моменту визначаємо з рисунку.

Визначаємо момент опору перерізу

$$W=(\pi d^3)/32 = \dots\dots\dots(\text{мм}^3)$$

Визначаємо нормальні напруження, що виникають у перерізі:

$$\sigma=M/W$$

Момент підставляють у  $N \times \text{мм}$ , тоді відповідь буду у мегапаскалях.

Допустиме напруження в матеріалі обирають, із врахуванням коефіцієнта запасу міцності.

$$[\sigma] = \sigma/n = \quad (\text{МПа})$$

Для матеріалів кульшового суглоба коефіцієнт запасу міцності при короткочасному навантаженні обирають  $n=2.5$

Отримані дані необхідно порівняти з характеристиками матеріалів, з яких виготовляють тазостегнові суглоби.

Це матеріали: ВТ6, ВТ3-1, ВТ8, Тi-6Al-4V чи Тi-6Al-7Nb.

Необхідно побудувати таблицю, в яку вносять механічні властивості матеріалів і роблять висновок, який з них найдоцільніше використати.

**Додаток 1.**

**Приклад оформлення титульного аркуша**

Міністерство освіти і науки України  
Національний авіаційний університет

**Курсова робота**

З дисципліни: Основи біомеханіки

Визначення біомеханічних характеристик тіла людини

Виконав: Петерсон Петро  
Група: 565 ПДС

Перевірив: \_\_\_\_\_

Дата: “ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_  
2016

Оцінка \_\_\_\_\_

Підпис \_\_\_\_\_

Київ 2016

**Додаток 2**

**Приклад оформлення змісту курсової роботи**

Contents

Contents__	-	-	-	-	-	-	2
Abstract_	__	-	-	-	-	-	3
Introduction_	__	-	-	-	-	-	3
1. Conditions of operation_		-	-	-	-	-	4
2. Thermal shock_		-	-	-	-	-	6
3. Materials used to withstand operational conditions_		__					8
3.1. Metal-based materials_		__		-	-		8
3.2. Composite materials_		__		-	-		10
4. Protection methods_		-	-	-	-	-	14
5. Conclusions__		-	-	-	-	-	16
6. List of references__		__		-	-	-	17



Приклад оформлення аркуша з типовими елементами

1. GRADIENT COMPOSITE COATINGS FOR WORKING SURFACES OF BRAKING DEVICES

1.1. Introduction and formulation of research problems.

1.1.1. Urgency of work

To achieve high and stable friction coefficient the intermediate layer should have specific heterogeneous ... material (ref. 1)

Chemical composition of alloys is given in tab. 1.

Table 1.

Chemical and phase composition of eutectic alloys

Alloy	Chemical composition, %							Phase composition		Hardness, HB	Melting point, K
	Cr	Ni	Ti	V	B	C	Fe	Matrix	Hardening elements		
BTH	15,4	7,7	3,2	8,1	1,4	1,9	62,3	12X18H9T	TiB <sub>2</sub> +VC	470	1460

Powder alloy P-76 (ref. 4) (fig. 2) is characterized by uniform carbides distribution through the alloy. Grain size varies from 0.5 μm up to 20 μm. Wear chart is shown on fig. 3.

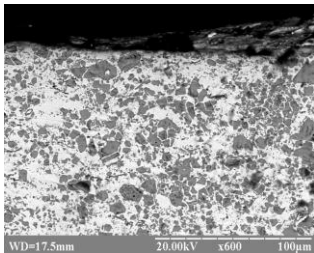


Fig. 2. Microstructure of cast alloys XTH-62 (a), P-69 (b) and cemented Co-TiC carbides (c)

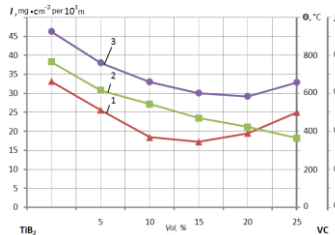


Fig. 3. Dependence tribotechnical properties melted coating VTN plasma volume content of TiB<sub>2</sub> and VC at P = 2 MPa, V = 0,5 m / s 1 - f; 2 - Θ; 3 - I

Список літератури  
Зміст