Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

Методичні вказівки до виконання практичних робіт з дисципліни «Біомедична механіка» для здобувачів вищої освіти за спеціальністю 163 – Біомедична інженерія

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

Розроблено в рамках проекту "Erasmus+ (CBHE) BioArt "Інноваційна мультидисциплінарна освітня програма зі штучних імплантів для біоінженерії для бакалаврів та магістрів"

Developed in the frame of project "Erasmus+ (CBHE) BioArt "Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc / MSc Degrees" (586114-EPP- 1-2017- 1-ES- EPPKA2-CBHE- JP).

Вінниця
ВНТУ
2020

Рекомендовано – кафедрою біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол засідання кафедри БМІ № 2 від 10.09.2019 р., оновлено, розглянуто зі змінами на засіданні кафедри БМІ № 2 від 09.09.2020 р)

Методичні вказівки до виконання практичних робіт з дисципліни «Біомедична механіка» для здобувачів освітнього рівня «бакалавр» спеціальності 163 – Біомедична інженерія ,освітня програма «Біомедична інженерія» / уклад. Д. Х. Штофель. Вінниця : ВНТУ, 2020.

Методичні вказівки до виконання практичних робіт призначений для здобувачів вищої освіти, які навчаються за рівнем бакалавра зі спеціальності 163 – Біомедична інженерія, освітня програма «Біомедична інженерія».

Практичне заняття № 1

Розрахунок кісткового імпланту на кручення

Мета і задачі:

Теоретичне і практичне засвоєння методики розрахунку кісткового імплантата на згин та кручення..

Теоретичні відомості і методичні вказівки

У більшості випадків кістки відчувають навантаження одночасно на згин і кручення. Тому кісткові імпланти розраховують на сумісну дію цих деформацій по величині приведеного моменту. Розрахункове напруження від дії цього моменту порівнюють з допустимим напруження згину. Деякі імпланти (наприклад, стегнової кістки), крім згину і кручення, працюють додатково на розтягання чи на стискання.

Порядок розрахунку імплантів на спільну дію згину і кручення розглянемо на прикладі розрахунку проміжного вала двоступінчастого зубчастого циліндричного редуктора з косозубими колесами.

Розрахунок виконують у такій послідовності:

1. Креслять схему умовного вала, який моделює імплант (рис. 1.1), намічають місця прикладання крутних зусиль (сухожилля).

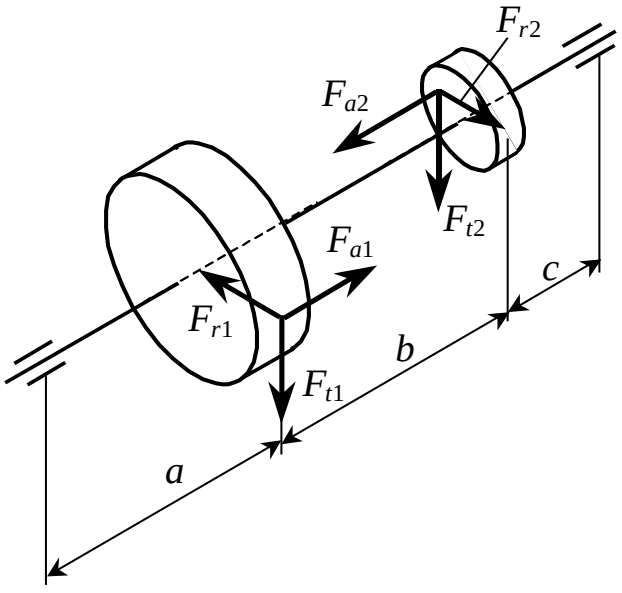


Рис. 1.1 – Розрахункова схема вала

2. З попередньо розробленої схеми (ескізного компонування) визначають точки прикладання (розміри a, b, c) і напрямок сил, що діють на умовний вал.

3. Визначають сили, що діють на вал.

4. Будують епюри згинальних моментів (рис. 1.2). Якщо сили, що діють на вал, розташовані не в одній площині, їх розкладають по двох взаємно перпендикулярних площинах. Для кожної площини визначають опорні реакції, згинальні моменти в характерних точках і будують епюри згинальних моментів Мв та Мг. Якщо кут між площинами дії сил 30°, можна вважати, що ці сили діють в одній площині. При відхиленні сил від координатних площин на кут 15° можна вважати, що ці сили діють у даних площинах.

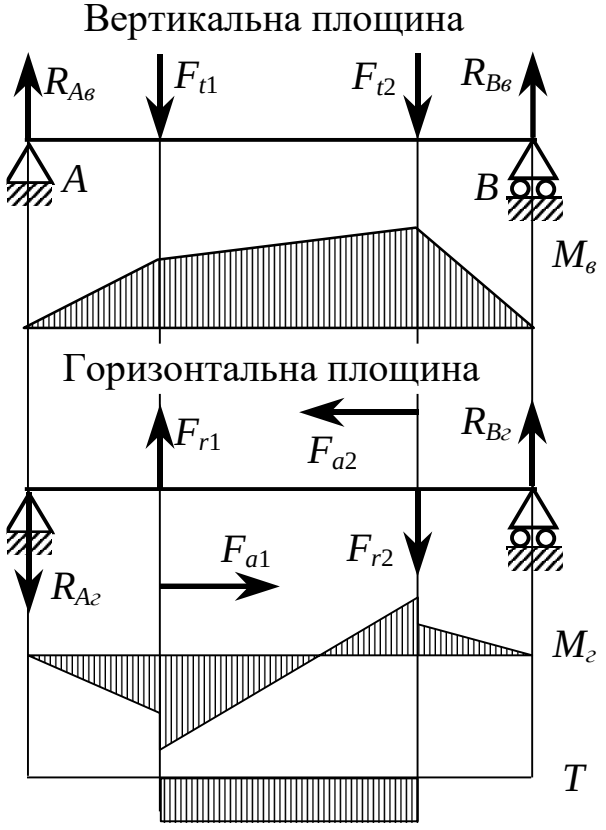


Рис. 1.2 – Епюри згинальних та крутного моменту

5. Визначають сумарні згинальні моменти M у небезпечних перерізах вала за формулою

$$M = \sqrt{M_г^2 + M_в^2},$$

де $M_г$ і $M_в$ – відповідно згинальні моменти, що діють на вал у горизонтальній і вертикальній площинах.

6. Будують епюру крутного моменту T, який передається валом (рис. 1.2).

7. Визначають приведені (еквівалентні) моменти

$$M_{\text{пр}} = \sqrt{M^2 + T^2}.$$

8. Визначають діаметр вала з умови його міцності діючому приведеному моменту:

$$\sigma_{\text{пр}} = \frac{M_{\text{пр}}}{\text{W}} = \frac{M_{\text{пр}}}{0{,}1d^3} \le [\sigma_{\text{зг}}],$$

де $\sigma_{\text{пр}}$ – приведене (еквівалентне) напруження для перерізу валу, що розраховується, $[\sigma_{\text{зг}}]$ – допустиме напруження згину.

Останнє рівняння використовується для перевірного розрахунку валів на спільну дію згину і кручення.

Розв‘язуючи праву частину останнього рівняння відносно d, отримуємо формулу для проектного розрахунку таких валів:

$$d \ge \sqrt[3]{\frac{M_{\text{їð}}}{0{,}1[\sigma_{\text{çã}}]}} = \sqrt[3]{\frac{10\,M_{\text{їð}}}{[\sigma_{\text{çã}}]}}.$$

Значення допустимих напружень $[\sigma_{\text{зг}}]$ для попереднього розрахунку валів і осей диференціюються для різних матеріалів у залежності від режиму експлуатації. При цьому розрізняють наступні режими:

I – напруження, викликані навантаженням, залишаються незмінними за величиною і знаком;

II – напруження змінюється по пульсуючому циклу;

III – напруження змінюється по симетричному циклу.

Значення допустимих напружень для вуглецевих і легованих сталей по режимах приблизно відповідають наступній пропорції:

$$[\sigma_{\text{зг}}]_{\text{I}} : [\sigma_{\text{зг}}]_{\text{II}} : [\sigma_{\text{зг}}]_{\text{III}} = 3{,}8 : 1{,}7 : 1, \text{ при цьому } [\sigma_{\text{зг}}]_{\text{I}} \approx 0{,}33\sigma_{\text{т}},$$

де $\sigma_{\text{т}}$ – границя текучості матеріалу, з якого виготовлений вал.

В окремих випадках значення допустимих напружень на згин для валів і осей наводяться в таблицях.

Завдання до практичної роботи

Здійснити розрахунок імпланту кістки (знайти достатній діаметр) та побудувати ерюри навантажень за варіантами.

Варіант	L, мм	a, мм	c, мм	F1, Н	F2, Н	Матеріал
1	500	10	10	100	100	Сталь
2	400	20	20	150	150	Сталь
3	450	30	30	100	150	Сталь
4	550	40	40	150	100	Сталь
5	575	10	40	100	100	Сталь

Варіант	L, мм	a, мм	c, мм	F1, Н	F2, Н	Матеріал
6	425	20	30	150	150	Сталь
7	475	30	20	100	150	Сталь
8	525	40	10	150	100	Сталь
9	500	10	10	100	100	Титан
10	400	20	20	150	150	Титан
11	450	30	30	100	150	Титан
12	550	40	40	150	100	Титан
13	575	10	40	100	100	Титан
14	425	20	30	150	150	Титан
15	475	30	20	100	150	Титан
16	525	40	10	150	100	Титан

Практичне заняття № 2

Побудова біомеханічної моделі тіла людини

Мета і задачі:

Навчитися моделювати тіло людини за допомогою спеціалізованих комп'ютерних програм..

Теоретичні відомості і методичні вказівки

На сьогоднішній день така технологія, як «захоплення руху», або motion capture, одержала широке поширення завдяки збільшенню потужності і здешевленню обчислювальних ресурсів, а також великій увазі, що надається цій темі з боку вчених і розробників програмного забезпечення і зростаючим потребам багатьох сфер в індустрії, де необхідно представлення руху людини в цифровому вигляді, зокрема для задач медичної реабілітації.

Але однією з найбільших проблем є все ще дороге устаткування для захоплення руху і цілий ряд обмежень на умови зйомки і навколишній простір, які висуваються цим устаткуванням. Наявні ж у розпорядженні розробників доступні засоби не володіють достатньою обчислювальною потужністю, щоб забезпечити режим захоплення руху в реальному часі.

Найбільш повні дані про рух представляє так звана векторна модель тіла людини, що включає формалізовані співвідношення між основними вузлами тіла людини, дані про координати цих вузлів один відносно одного і навколишнього простору з урахуванням основних антропометричних характеристик. Розпізнавання руху об'єкта реального світу необхідне для побудови на його основі анімації, що повторює основні рухи оригіналу, і створення різного роду симуляторів та тренажерів.

Розглянемо метод формалізації руху у вигляді векторної моделі тіла людини за допомогою даних про рух, одержуваних за допомогою відеокамери Microsoft Kinect.

Для представлення формалізованого руху був використовується формат BVH, він найбільш поширений і достатньо повно описує структуру людського тіла. BVH позначає дані Bio Vision Hierarchical (рис. 2.1). Цей формат має можливість надання інформації про ієрархію каркаса тіла людини на додаток до даних про рух. Кожен елемент скелета містить в собі інформацію про зміщення і обертання відносно батьківського елементу. Обертання представляється в кутах Ейлера.

Для відображення руху в bvh-файлі для кожної кістки в кожному кадрі розраховується її локальна матриця трансформації M = TRS, де T, R, S –

матриці переміщення (translation), обертання (rotation), масштабування (scale) відповідно, в координатах батьківського елемента.

Щоб отримати глобальну матрицю трансформації для конкретного вузла скелета, локальний матрицю необхідно помножити на матрицю трансформації батьківського елемента, для якого працює цей же принцип.

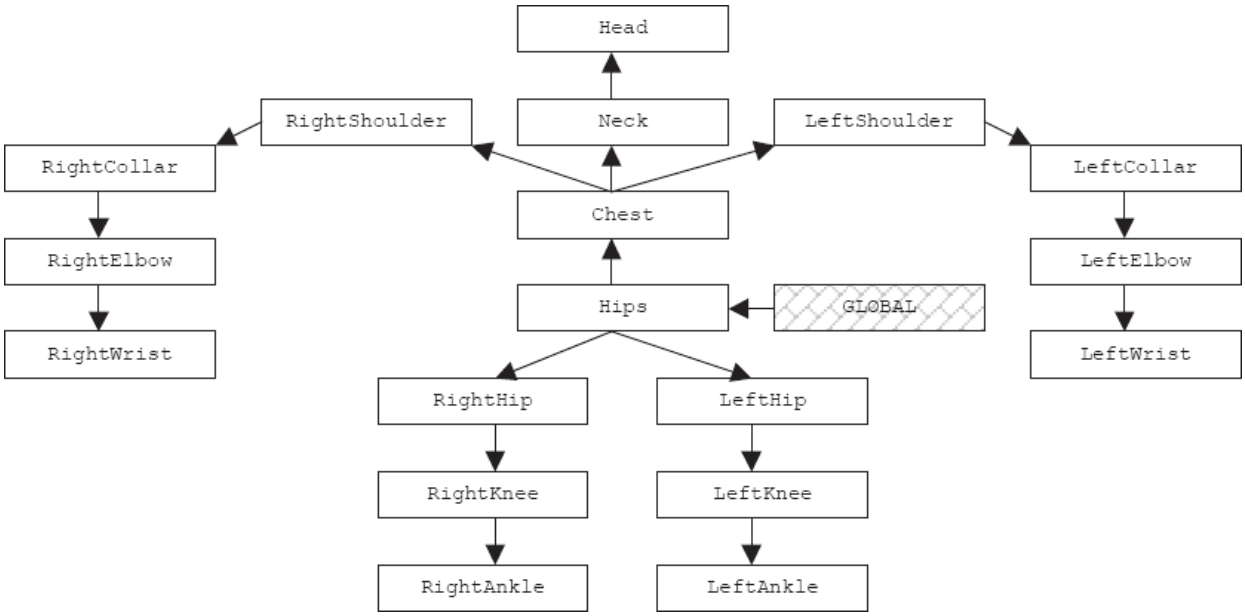


Рис. 2.1 – Ієрархічна структура файла BVH

Глобальну матрицю трансформації для кожного елемента скелета можна розрахувати за формулою:

$$M^{n}_{\text{глоб}} = \prod_{i=0}^{n} M^{i}_{\text{локал}}.$$

Kinect надає дані про рух у вигляді ієрархії основних вузлів скелете людин, де обертання одних суглобів щодо інших представлено у вигляді кватерніонів (роль обертових векторів виконують кістки скелету), а зсув представлено у вигляді трьох мірних векторів в локальній для кожного вузла системі координат

$$T^{n}_{\text{лок}} = (x_n - x_{n-1}, y_n - y_{n-1}, z_n - z_{n-1}),$$

що визначає локальне зміщення n-го вузла відносно батьківського вузла, n>0.

$$T^{n}_{\text{глоб}} = \prod_{i=0}^{n} T^{i}_{\text{локал}},$$

яка визначає зміщення n-го вузла відносно глобальної системи координат.

Кватерніон, який представляє обертання в глобальній системі координат, визначається як добуток кватерніонів, які визначають обертання в локальних системах координат (відносно батьківського елемента):

$$Q^n_{\text{глоб}} = \prod_{i=0}^{n} Q^i_{\text{локал}}.$$

Тут n – порядковий номер вузла, в ієрархічному ланцюзі скелета людини, i – порядковий номер дочірнього вузла в ланцюжку, i<n.

Таким чином, будь-який вузол людського тіла в поданні руху від Kinect ха- рактерізует вектором зміщення *T* і кватерніоном обертання *Q* для кожного кадру *f*:

$$J_n = < Q_n T_n f > \begin{array}{l} ; n,f \in N, \\ ; Q \in H, \\ ; T \in R^3 \end{array}$$

Отже, щоб представити одержаний з камери Kinect рух в форматі BVH, необхідно знайти відповідність між кватерніонними представленнями кутів обертань основних суглобів людського тіла і поданням цих же обертань в кутах Ейлера.

Для представлення обератання, яке задається кватерніоном Q в кутах Ейлера вводяться три одиничних, взаємно перпендикулярних вектори e1, e2, e3, де обертання спочатку відбувається почергово навколо кожного з них. Тоді сумарне обертання дорівнює

$$R_3 R_2 R_1 = (\cos\frac{\theta_3}{2} + \hat{e}_3 \sin\frac{\theta_3}{2})(\cos\frac{\theta_2}{2} + \\ + \hat{e}_2 \sin\frac{\theta_2}{2})(\cos\frac{\theta_1}{2} + \hat{e}_1 \sin\frac{\theta_1}{2}).$$

Розкриємо скобки і введемо нову змінну e:

$$\hat{e}_3 \hat{e}_2 \equiv e\hat{e}_1,$$

де e = ±1, в залежності від порядку обертання. Також відомо, що

$$\hat{e}_3 * \hat{e}_3 = \hat{e}_2 * \hat{e}_2 = \hat{e}_1 * \hat{e}_1 = -1;$$

тоді

$$Q_1 Q_2 Q_3 = (\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} - e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2}) + \\ + \hat{e}_1(\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} + e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2} + \\ + \hat{e}_2(\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} - e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2}) + \\ + \hat{e}_3(\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} + e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2}).$$

В якості компонентів результуючого кватерніона встановлюються:

$$p_0 = (\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} - e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2})$$

$$p_1 = (\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} + e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2}.$$

$$p_2 = (\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} - e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2})$$

$$p_3 = (\cos\frac{\theta_3}{2}\cos\frac{\theta_2}{2}\cos\frac{\theta_1}{2} + e\sin\frac{\theta_3}{2}\sin\frac{\theta_2}{2}\sin\frac{\theta_1}{2})$$

Після низки перетворень кути поворотів навколо вісей виражаються формулами:

$$\tan\theta_3 = \frac{2(p_0p_3 - ep_1p_2)}{1-2(p_2^2 + p_3^2)},$$

$$\sin\theta_2 = 2(p_0p_2 + ep_1p_3),$$

$$\tan\theta_1 = \frac{2(p_0p_1 - ep_2p_3)}{1-2(p_1^2 + p_2^2)}.$$

Таким чином зображений алгоритм представлення даних, які одержуються у вигляді кватерніонів обертання у вигляді кутів Ейлера, що дає можливість формалізувати рухи в формі BVH-файла.

Векторна модель тіла людини – це формалізоване представлення руху людини, де у вигляді векторів представлені кістки скелету, а кутам між ними відповідають кути повороту основних вузлів людського тіла один відносно одного.

Під універсальністю розуміють формалізацію руху у форматі, з яким зможе працювати широке коло додатків та анімаційних пакетів.

Для побудови векторної моделі тіла людини використовується камера з інфрачервоним давачем глибини Kinect від Microsoft. Ця камера дозволяє одержувати об’ємне зображення при будь-яких умовах освітленості та без певних вимог до людини в кадрі. За допомогою пропрієтарного програмного забезпечення і Kinect SDK можна одержувати дані про розпізнаний рух, але ці дані представлені у вигляді кватерніонів обертання. Надалі ці дані формалізуються у вигляді BVH-файла.

Приклад роботи системи представлений на рис. 2.2 і 2.3.

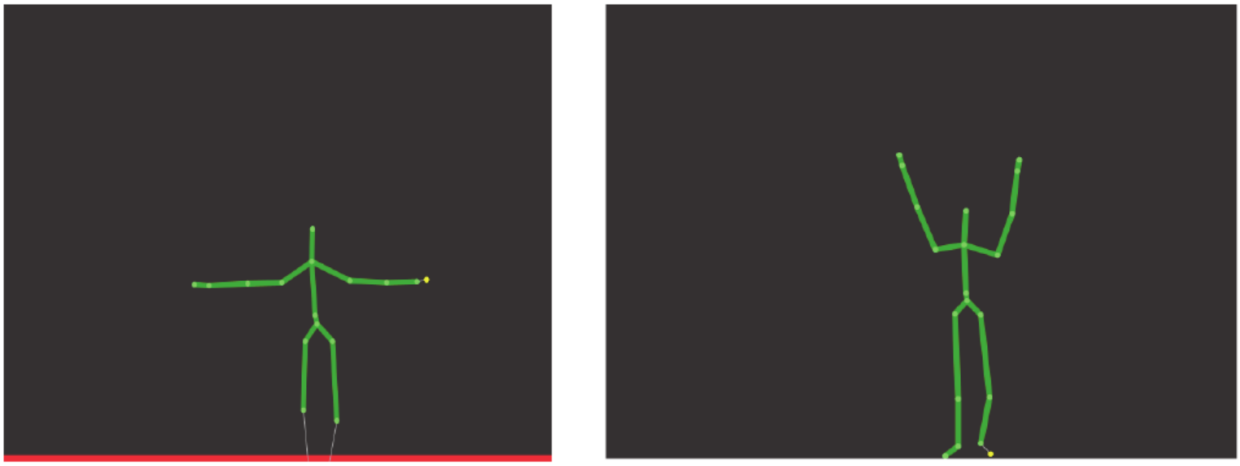


Рис. 2.2 – Захоплені камерою зображення

На рис. 2.3 представлений фрагмент bvh-файлу, що генерується системою в режимі реального часу, що представляє собою формалізацію руху, що виконується на рис. 2.2.

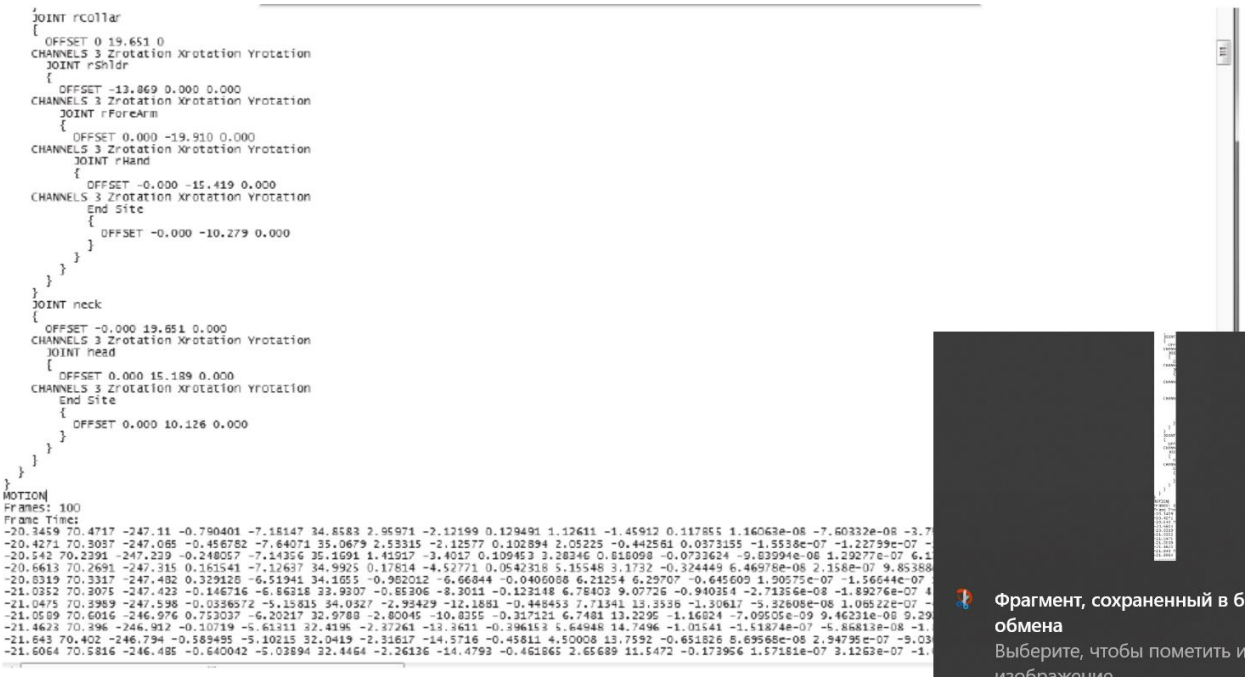


Рис. 2.3 – BVH-файл

З кожним кадром одержувані системою дані про рух у вигляді кватерніонів обертання для кожного з 20 основних вузлів людського тіла за допомогою наведених вище перетворень представляються у вигляді зміщень один відносно одного і обертань відносно батьківських елементів, представляється за допомогою кутів Ейлера.

У першій частині одержуваного файлу зазначаються ієрархічні взаємини між основними вузлами людського скелета, у другій частині для кожного вузла визначено обертання навколо ZYX-осей щодо батьківського елемента

для конкретного вузла.

Завдання до практичної роботи

Здійснити операцію захоплення руху та сформувати відповідний BVH-файл.

Практичне заняття № 3

Біомеханічний аналіз рухів людини

Мета і задачі:

Навчитися здійснювати біокінематичний аналіз рухів людини.

Теоретичні відомості і методичні вказівки

1. Побудувати біокінематичну модель стрибка у довжину (рис. 3.1), визначити індивідуальний масштаб зменшення:

$$M = \frac{lб(мм)}{lм(мм)} \rightarrow \frac{реальний,\ розмір\ біоланки}{модель\ \ біосхеми};\ M = \frac{l\,б(мм)}{l\,м(мм)} = \frac{430}{21{,}5} \approx 20$$

Висновок: індивідуальний масштаб зменшення = 20

2. Зробити фазовий аналіз (найменший часовий елемент, який повністю вирішує конкретну рухову задачу):

I розбіг (1-2-3 кадри), II відштовхування (4-5 кадри), III виліт (6-10 кадри). Розрахунок часу фаз ($V_{відео} = 25 к/с$) : $1_{кадр} = \frac{1}{25} = 0{,}04(с)$. Час всього руху: 0,12 + 0,08 + 0,2 = 0,4 с

3. Розрахувати часові характеристики (табл. 3.1).

Таблиця 3.1. Часові характеристики фазового аналізу

№ з/п	Фаза	Момент часу		Час фази (с)
		початок	кінець	
I.	Розбіг (3 кадри)	0	0,12	0,12
II.	Відштовхування (2 кадри)	0,12	0,2	0,08
III.	Виліт (5 кадрів)	0,2	0,4	0,2

4. Побудувати лінійну (табл. 3.2) і колову (табл. 3.3) хронограми

0,4=100% (наприклад: 100мм)

0,12=X1

$$X_1 = \frac{0.12 \times 100}{0.4} = 30\%\ _{(30мм)}\ X_2 = \frac{0.08 \times 100}{0.4} = 20\%\ _{(20мм)}$$

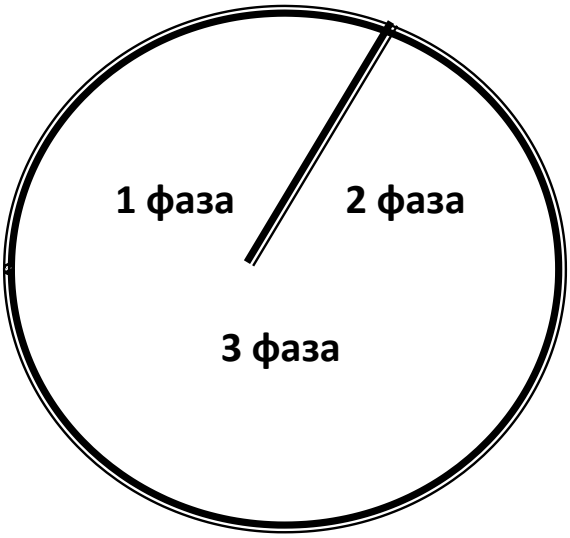
$$X_3 = \frac{0.2 \times 100}{0.4} = 50\%\ _{(30мм)}$$

Таблиця 3.2. Лінійна хронограма фазового аналізу

I фаза	II фаза	III фаза

Таблиця 3.3. Колова хронограма фазового аналізу

Таблиця № 7. *Колова хронограма фазового аналізу*



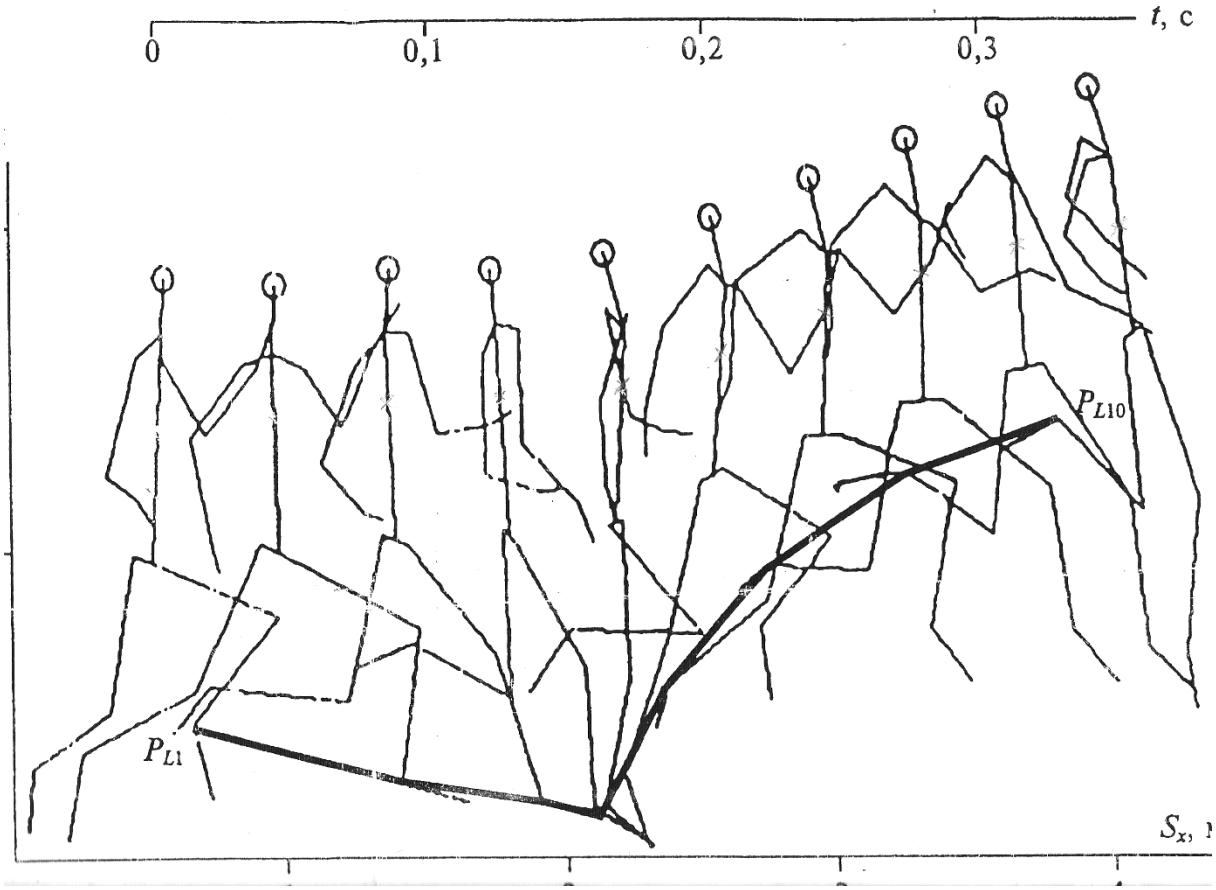


Рис. 3.1 - Біокінематична модель стрибка у довжину, сагітальна площина (індивідуальний масштаб зменшення: 1:35)

5. Розрахувати ритм руху та зробити висновок по часових характеристиках. Прирівнюємо час 2-і фази до 1, тоді:

$$1\text{фаза} = \frac{0.12}{0.08} = 1.5 \quad 3\text{фаза} = \frac{0.2}{0.08} = 2.5$$ Ритм: 1,5:1:2,5

Висновок1. Головним інтегральним показником часових характеристик є визначення співвідношення фаз, тобто ритм руху. Таким чином за даними наших розрахунків ритм дій стрибуна 1,5:1:2,5. Це означає, що 1 і 3 фази більші за 2 фазу. 1 фаза у півтора рази більша за 2, а 3 фаза у 2,5 рази. Отже якість виконання руху (стрибка у довжину) є високою.

Так само моделюють прості рухи: хода людини - 3 фази:

відштовхування - пронос – постановка.

Ритм ходи: *1:2:3/1:2:3* - ліва / права нога. Тому, у людей з вадами, з порушенням симетрії порушується і ритм ходи.

6. Розрахувати просторово-часові характеристики рухової дії *(лівого передпліччя стрибуна)* та заповнити таблицю 3.4.

Таблиця 3.4. Вимірювання просторово-часових характеристик рухової дії (лівого передпліччя стрибуна)

№	Характеристика	Кадри									
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	Лінійне переміщення *Sx (мм)*	40	19	18	14	9	10	13	16	21	23
2	Лінійне переміщення *Sx(м)*	0,8	0,38	0,36	0,28	0,18	0,2	0,26	0,32	0,42	0,46
3	Час кадру *t(c)*	0,04									
4	Лінійна швидкість, *V(м/с)*:	0	9,5	9	7	4,5	5	6,5	8	10,5	11,5
5	Різниця швидкостей, $\Delta V = (м/с)$	0	9,5	-0,5	-2	-2,5	0,5	1,5	1,5	2,5	1
6	Лінійне прискореня, $\alpha(м/с^2)$	0	0	-12,5	-50	-62,5	12,5	37,5	37,5	62,5	25
7	Кутове переміщення, α *(град)*	0	-15	+40	+45	+30	+13	-12	-13	-15	-16
8	Кутове переміщеня, α *(рад)*	0	-0,26	+0,69	+0,78	+0,52	+0,22	-0,21	-0,22	-0,26	-0,28
9	Кутова швикість, ω *(рад/с)*	0	-6,5	17,25	19,5	13	5,5	-5,25	-5,5	-6,5	-7
10	Різниця швидкостей, $\Delta\omega$ *(рад/с)*	0	-6,5	23,75	2,25	-6,5	-7,5	-10,75	-0,25	-1	-0,5
11	Кутове прискорення, ε $(рад/с^2)$	0	0	594	56,25	-162,5	-187,5	-268,8	-6,25	-25	-12,5

Побудувати графіки просторово-часових характеристик (лівого передпліччя стрибуна):

1) графік горизонтального переміщення (Sм):
2) графік лінійної швидкості (Vм/с ---) та лінійного прискорення (а м/с^2);
3) графік кутового переміщення (рис. 3.2 – для прикладу;
4) графік кутової швидкості;
5) графік кутового прискорення.

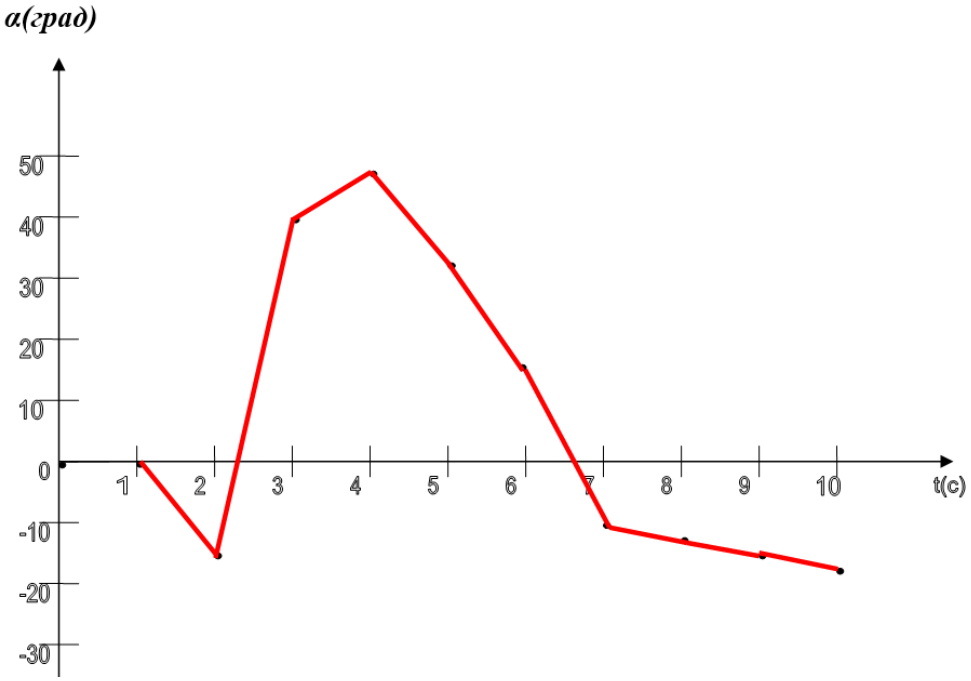


Рис. 3.2 – Графік кутового переміщення лівого передпліччя стрибуна

Зробити висновок, в якому кадрі відбувається зміна закону руху (лінійне прискорення лівого передпліччя стрибуна дорівнює 0).

Зробити загальний висновок про закон руху, порівнявши максимальні показники лінійних та кутових швидкостей та прискорень.

Список літератури

1. Хомяк О. М., Піпа Б. Ф., Ловейкіна С. О. Вали, підшипники, муфти : навчальний посібник. К. : КНУТД, 2004. 100 с.
2. Шпирко А. А., Розалиев В. Л., Орлова Ю. А., Алексеев А. В. Автоматизация построения векторной модели тела человека. *Известия Волгоградского государственного технического университета*. 2013. № 14. С. 67–71.
3. Архипов О. А. Біомеханічний аналіз : навчальний посібник, 2-ге видання. Київ : НПУ ім. М. П. Драгоманова, 2014. 241 с.
4. Григор'єва Л. І., Томілін Ю. А. Основи біофізики і біомеханіки. Миколаїв : ЧДУ ім. Петра Могили, 2011. 298 с.
5. De Jalon J. G., Bayo E. Kinematic and dynamic simulation of multibody systems: the real-time challenge. Springer Science & Business Media, 2012. 440 p.

This project has been funded with support from the European Commission. This publication / communication reflects the views only of the author, and the Commission cannot be held responsibility for any use which may be made of the information contained therein.