

Ігор СИДОРЕНКО¹, д-р техн. наук, професор

Софія КОВБАН¹, аспірант

Сергій ПАВЛОВ², д-р техн. наук, професор

Вальдемар ВУЙЦИК³, д-р техн. наук, професор

Ігор ПРОКОПОВИЧ¹, д-р техн. наук, професор

¹ Національний університет «Одеська політехніка», м. Одеса, Україна, e-mail: sofie.kovban@op.edu.ua

² Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна, e-mail: psv@vntu.edu.ua

³ Люблінський технологічний університет, м. Люблін, Польща, e-mail: waldemar.wojcik@pollub.pl

КІНЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ РУХІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ ПРИ ВИКОНАННІ ПРИСІДАННЯ

Анотація. У роботі представлено кінематичну модель нижніх кінцівок людини у вигляді триланкової біомеханічної системи. Модель дозволяє визначати кінематичні характеристики руху при виконанні присідання, зокрема зміну кутів у суглобах у часі. Отримані результати можуть бути використані для подальшого визначення навантаження у колінному суглобі людини при виконанні присідання.

Ключові слова: кінематика, колінний суглоб, сплайн-інтерполяція, триланкова модель

Актуальність

Моделювання рухів нижніх кінцівок людини є важливою задачею біомеханіки, ортопедії та спортивної медицини. Виконання присідання супроводжується складною взаємодією між сегментами тіла, зміною кутів у суглобах, розподілом маси та моментів, що діють у суглобах. Побудова достовірної кінематичної моделі руху є необхідною передумовою для подальшого визначення моментів сили та навантажень у суглобах, зокрема у колінному, що має важливе значення для проєктування розвантажувальних ортезів та реабілітаційних систем.

Мета – розробка спрощеної математичної моделі нижніх кінцівок людини для аналізу кінематики руху при присіданні та визначення кутових параметрів у суглобах і їх взаємозв'язку з фазами руху.

Основні матеріали

Для моделювання обрано нерозгалужену триланкову модель (рис. 1, а): стегно 8 – гомілка 10 – стопа 12. Суглоби змодельовано як обертальні кінематичні пари 5-го класу, а сегменти (кістки) – як тверді важелі (рис. 1, б) з заданими геометрично-масовими характеристиками, які були отримані за експериментально-аналітичною методикою сегментації [1], що дозволяє встановити масу та розташування відповідного центру мас сегменту.

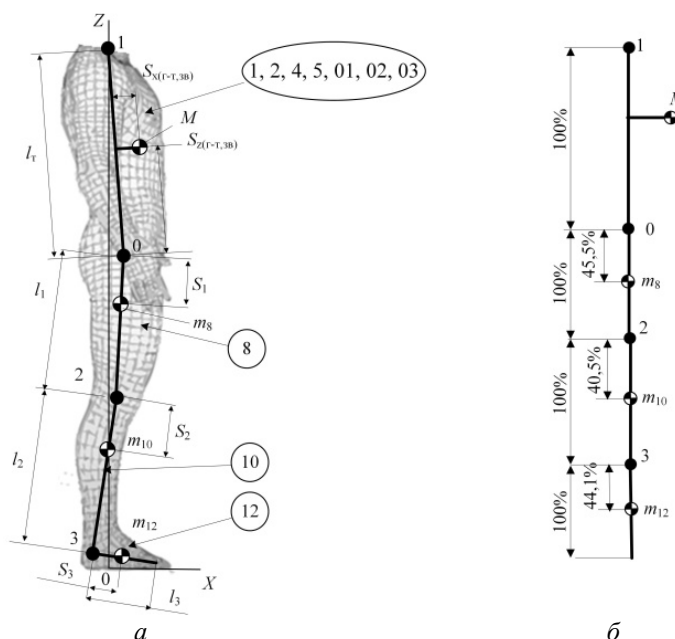


Рис. 1. Кінематичні компоненти нижньої кінцівки людини: компоненти на сегментах (а); нерозгалужена триланкова модель з розташуванням центрів мас сегментів (б)

Система рівнянь Лагранжа другого роду використовується для врахування масо-інерційних і кінематичних властивостей кожної ланки. Проте, через складність такої системи, при вирішенні подібних задач застосовують спрощені схеми [2, 3].

Для нижніх кінцівок людини зміни кутів між її сегментами (кінематичними компонентами) пов'язані і існує тісний взаємозв'язок між ними та часом зміни фаз визначеного руху [4]. Математичний взаємозв'язок між кутами та часом (або кутами між собою) у цьому випадку можна встановити по фазам руху у вигляді ступеневого ряду з відповідною достовірністю апроксимації R^2 [5].

Зміна часових параметрів для фази згинання-розгинання під час присідання була отримана на основі аналізу відео шляхом його покадрового монтажу та мала конкретний діапазон кутових переміщень (рис. 2), які становили: для коліна $\varphi_{8-10} = 0 \dots 123 \pm 9,2^\circ$, для гомілкового суглобу $\varphi_{10-12} = 0 \dots 57 \pm 7,2^\circ$, та для тазостегнового $\varphi_{T-8} = 0 \dots 26 \pm 5,7^\circ$.

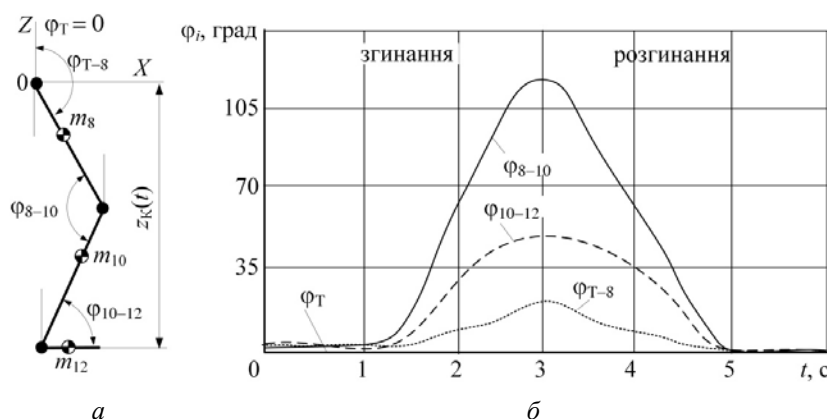


Рис. 2. Зміна кутів між сегментами нижньої кінцівки, при виконанні присідання з «прямою» спиною ($\varphi_T = 0$): моделювання кінематичним ланцюгом (а); значення кутів між сегментами (б)

Зміни кутів між сегментами моделюються як поліноміальні функції часу методом сплайн-інтерполяції (рис. 2, б):

$$\varphi_{8-10}(t) = -0,81t^6 + 19,45t^5 - 181,17t^4 + 820,83t^3 - 1874,5t^2 + 2045,2t - 826, \quad R^2 = 1;$$

$$\varphi_{T-8}(t) = -0,17t^6 + 4,02t^5 - 37,63t^4 + 172,5t^3 - 401,71t^2 + 447,98t - 182, \quad R^2 = 1;$$

$$\varphi_{10-12}(t) = -0,05t^6 + 1,29t^5 - 11,75t^4 + 44,04t^3 - 55,2t^2 - 7,33t + 35, \quad R^2 = 1.$$

Отримані залежності відзначаються високою точністю апроксимації ($R^2 = 1$), що свідчить про адекватність обраного методу.

Встановлено, що зміна кутів у суглобах пов'язана зі зміною контрольованої величини $z_K(t)$ (рис. 2, а), яка обумовлює певну відстань між однією визначеною точкою на кінематичній схемі, що моделює тіло людини, та другою визначеною точкою на кінематичній схемі, що моделює точку контакту стопи з опорою. Цей показник можна вважати основною кінематичною характеристикою моделі, і обчислювати зміну усіх інших відносно нього.

Висновок

Представлена модель дозволяє описати кінематику в опорно-руховій системі при присіданні. Візуалізація за фазами руху на основі даної моделі підвищує точність оцінки кутів між сегментами. Отримані кінематичні залежності можуть бути використані як вихідні дані для подальшого визначення навантажень у колінному суглобі при виконанні присідання.

Література

1. Harless, E. The static moments of the component masses of the human body. Trans, of the Math-Phys., Royal Bavarian Acad, of Sci. 8(1,2): 69-96, 257-294. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1962. <https://apps.dtic.mil/sti/citations/tr/AD0279649>.
2. Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D., Gage J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. Human Movement Science. Vol. 10. No. 5. 1991. P. 575–587. doi: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z.

3. Prakash C., Gupta K., Mittal A., Kumar R., Laxmi V. Passive marker based optical system for gait kinematics for lower extremity. *Procedia Computer Science*. Vol. 45. 2015. P. 176–185. doi: 10.1016/j.procs.2015.03.116.
4. Matthew K., John C., Patria H. The Bodyweight Squat: A Movement Screen for the Squat Pattern, Strength and Conditioning Journal: February 2009. Vol. 31. Issue 1. P. 76-85 doi: 10.1519/SSC.0b013e318195eb2f.
5. Schoenfeld B.J. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J. Strength. Cond. Res.* 2010. Vol. 24, № 12. P. 3497 – 3506.