

ВИЗНАЧЕННЯ СИЛОВОГО НАВАНТАЖЕННЯ У КОЛІННОМУ СУГЛОБІ ЛЮДИНИ ПРИ ПРИСІДАННІ

¹Національний університет «Одеська політехніка»

²Вінницький національний технічний університет

³Люблінський технологічний університет

Анотація

У дослідженні виконано математичне моделювання силових навантажень, що виникають у колінному суглобі при присіданні. Розглянуто два варіанти руху: з прямою спиною та з її відхиленням вперед. Реалізовано розрахунки обертового моменту в суглобі та реакції опори з використанням CAD-середовища Autodesk Inventor. Отримані результати можуть бути використані для оцінки ефективності розвантажувальних ортезів і підбору індивідуальних параметрів засобів реабілітації.

Ключові слова: біомеханіка, колінний суглоб, момент сили, присідання, ортез, обертовий момент.

Присідання є одним із базових функціональних рухів, який активно використовується у діагностиці, реабілітації та фізичній підготовці. Визначення силового навантаження на колінний суглоб за допомогою математичного моделювання та візуалізації дозволяє не лише покращити розуміння біомеханіки руху, але й забезпечити обґрунтований підбір ортезів і засобів реабілітації, підвищуючи ефективність індивідуального підходу до пацієнта.

Сили, що діють на сегменти нижньої кінцівки та тулуба, визначались у припущенні про відсутність інерційних складових. Для повної визначеності системи сил які діють на сегменти людського тіла під час присідання (Рис. 1) додано реакцію опори у вигляді сили R .

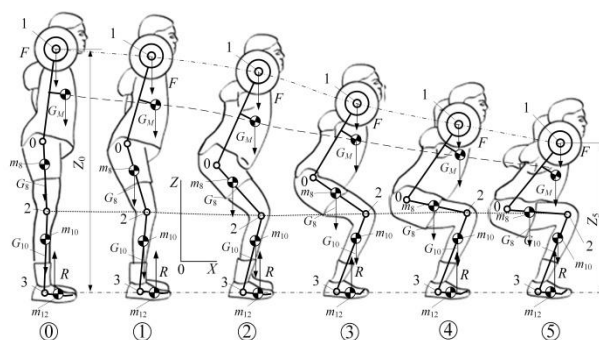


Рисунок 1 – Шість положень сегментів людського тіла у фазі присідання (згинання нижніх кінцівок) з обтяженням.

Напрямок цієї сили перпендикулярний до площини опори у якості якої розглядають площу контакту між стопою и опорною поверхнею [1, 2] та визначають як:

$$R = G_M + G_8 + G_{10} + G_{12}. \quad (1)$$

Рівновага системи перевірялась за умовою:

$$\sum M_{S3} = 0 \quad (2)$$

що забезпечує остійність вертикального положення тіла за відсутності патологій вестибулярного апарату. [3, 4].

Математичне моделювання виконано за допомогою CAD-пакету Autodesk Inventor, що дозволило візуалізувати послідовність фаз руху та визначити силові параметри для кожного положення. Реалізований алгоритм дозволяє вводити початкові дані, проводити чисельне ітераційне моделювання та отримувати візуальні результати.

Проаналізовано два сценарії присідання: з прямою спиною $\varphi_{T-8} \approx 0^\circ$ (Рис. 2, а) та з відхиленням тулуба вперед $\varphi_{T-8} > 0^\circ$ (Рис. 2, б).

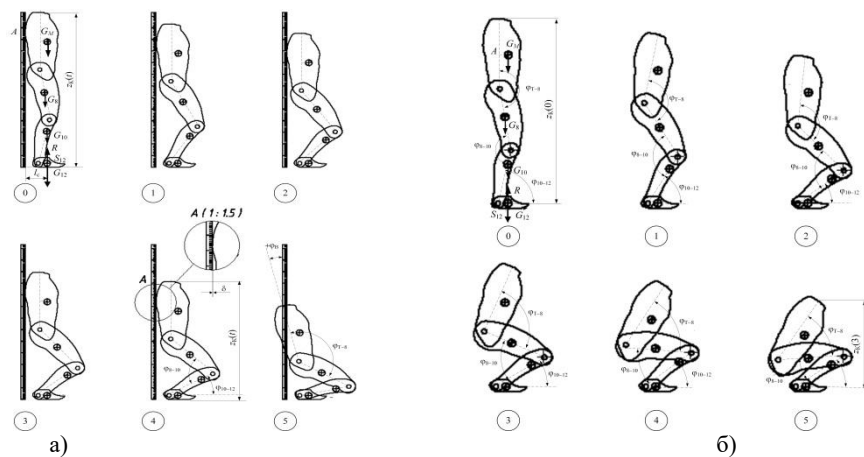


Рисунок 2 – Візуалізація результатів присідання: з «прямою» спиною по 6-ти положеннях сегментів нижніх кінцівок і тулуба (а); з відхиленням тулубу вперед з визначенням кутів між сегментами нижніх кінцівок і тулуба (б).

Встановлено, що при вертикальному положенні тулуба система втрачає рівновагу. Навпаки, при нахилі тулуба вперед рівновага зберігається, що підтверджено як кінематично, так і силово.

Опрацювання результатів проведеного дослідження дозволило встановити залежності між контрольованим параметром $z_k(t)$ і кутами між сегментами нижніх кінцівок (Рис. 3, а). Розрахунок обертального моменту в колінному суглобі проведено щодо відповідного шарніра (Рис. 3, б).

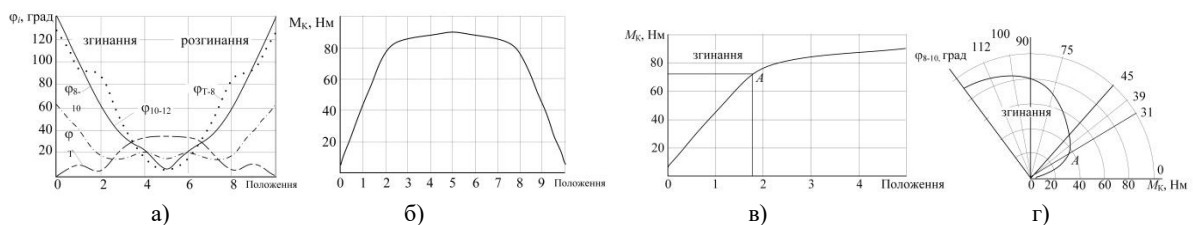


Рисунок 3 – Графічна інтерпретація фаз згинання і розгинання у присіданні: кути між сегментами нижніх кінцівок і тулуба (а); значення моменту у колінному суглобі (б); зміна моменту по положенням (в); по кутам згинання колінного суглобу (г).

При аналізі графічної інтерпретації результатів розрахунку моменту у колінному суглобі встановлено, що момент у крайніх положеннях не дорівнює нулю, що зумовлено прийнятим спрощенням про фіксовану точку прикладання сили R .

Аналіз зміни моменту виконано як за фазами присідання (Рис. 3, в), так по змінам моменту по кутам згинання в суглобі (Рис. 3, г). Останній варіант є більш інформативним для практичного використання.

Реалізоване моделювання дозволяє якісно оцінити розподіл сил у колінному суглобі під час присідання з різними положеннями тулуба. Візуалізація в *Autodesk Inventor* забезпечує наочну інтерпретацію силових і кутових характеристик руху. Результати можуть бути використані для індивідуального підбору параметрів розвантажувальних ортезів та реабілітаційних пристроїв.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Myer G. D. at all. The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength and conditioning journal*, 2014, 36(6), P. 4–27.
2. Doorenbosch C.A., Harlaar J., Roebroeck M.E., Lankhorst G.J. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J. Biomech.* 1994. 27, № 11. P. 1299–1307.
3. Schwanbeck S., Chilibeck P. D., Binsted G. A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*: Dec. 2009. Vol. 23. Issue 9. P. 2588–2591
4. Fry A. C., Chadwick J. S. and Schilling B. K. Effect of Knee Position on Hip and Knee Torques During the Barbell Squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2003, 17, P. 629–633.

Сидоренко Ігор Іванович, доктор технічних наук, професор, професор кафедри інформаційних технологій проєктування та дизайну Національного університету «Одеська політехніка», Одеса, sii@op.edu.ua

Ковбан Софія Вікторівна, аспірант Національного університету «Одеська політехніка», Одеса, sofie.kovban@op.edu.ua

Павлов Сергій Володимирович, доктор технічних наук, професор, професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем Вінницького національного технічного університету, Вінниця, psv@vntu.edu.ua

Вуйцик Вальдемар, доктор технічних наук, професор, професор факультету електротехніки та комп'ютерних наук Люблінського технологічного університету, Люблін, waldemar.wojcik@pollub.pl

DETERMINATION OF FORCE LOAD IN THE HUMAN KNEE JOINT WHEN SQUATTING

Abstract

The study performed mathematical modeling of force loads that arise in the knee joint during squatting. Two variants of movement were considered: with a straight back and with its forward deflection. Calculations of the torque in the joint and the support reaction were implemented using the Autodesk Inventor CAD environment. The results obtained can be used to assess the effectiveness of unloading orthoses and the selection of individual parameters of rehabilitation tools.

Keywords: biomechanics, knee joint, moment of force, orthosis, squatting, torque.

Sydorenko Igor Ivanovych, Doctor of Technical Sciences, Professor, Professor of the Department of Design Information Technologies and Design, Odesa Polytechnic National University, Odesa, sii@op.edu.ua

Kovban Sofiia Viktorivna, postgraduate student at the Odesa Polytechnic National University, Odesa, sofie.kovban@op.edu.ua

Pavlov Sergii Volodymyrovych, Doctor of Technical Sciences, Professor, Professor of the Department of Biomedical Engineering and Optoelectronic Systems, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, psv@vntu.edu.ua

Wojcik Waldemar, Doctor of Technical Sciences, Professor of the Faculty of Electrical Engineering and Computer Science, Lublin University of Technology, Lublin, waldemar.wojcik@pollub.pl