

УДК 615.477.22

DOI: 10.20998/2411-0558.2026.01.12

*С.П. ПАНЧЕНКО*, канд. техн. наук, доц. каф. МБМІ НТУ "ДП",  
Дніпро,

*О.М. ДАЦОК*, канд. техн. наук, доц. каф. БМІ ХНУРЕ, Харків,

*Д.Л. КОЛОСОВ*, док. техн. наук, проф. каф. МБМІ НТУ "ДП",  
Дніпро,

*Т.О. ЗУБ*, канд. мед. наук, лікар-травматолог університетської  
лікарні ДДМУ, Дніпро

## **БИОМЕХАНИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ РОЗРАХУНКОВИХ МОДЕЛЕЙ СТОП ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК ЛЮДИНИ**

У роботі розглянуто особливості побудови розрахункових моделей стоп протезів нижніх кінцівок людини. Проаналізовано конструкції стопових модулів протеза. Обґрунтовано вибір граничних умов, характеристик матеріалів і параметрів навантаження, що істотно впливають на адекватність та достовірність результатів моделювання. Отримані результати підтверджують доцільність використання біомеханічно обґрунтованих моделей для виконання чисельних експериментів з метою підвищення функціональності, надійності та комфорту протезів стоп, а також для оптимізації їх конструктивних рішень у сучасній ортопедії та реабілітаційній інженерії. Іл.: 3 Бібліогр.: 16 назв.

**Keywords:** протез стопи, нижня кінцівка, розрахункова модель, напружено-деформований стан, моделювання, метод скінчених елементів.

**Постановка проблеми.** Втрата нижньої кінцівки внаслідок травм чи захворювань є не лише серйозним медичним, але й соціальним викликом, який суттєво впливає на якість життя людини, її здатність до самообслуговування, соціальної адаптації та повернення до професійної діяльності.

Особливого значення це питання набуває в Україні, де через військові дії, виробничі травми, дорожньо-транспортні пригоди та розповсюдженість хронічних судинних захворювань існує значна кількість пацієнтів із ампутаціями нижніх кінцівок.

При цьому, ситуація в Україні має ще один важливий аспект: велика частина протезів нижніх кінцівок імпортується з-за кордону, що робить їх дорогими та недоступними для значної кількості пацієнтів. Розробка

власних інженерних рішень, адаптованих до національних реалій, з використанням сучасних методів комп'ютерного моделювання, може суттєво знизити собівартість виробів та підвищити рівень локалізації виробництва. Особливої актуальності це набуває в умовах воєнного часу, коли потреба у високотехнологічних протезах постійно зростає, а імпорт може бути обмежений.

Однією з найбільш важливих частин протеза нижньої кінцівки є стоповий модуль, який безпосередньо взаємодіє з опорною поверхнею та визначає кінематичні і динамічні характеристики ходьби. Саме стопа сприймає ударні навантаження, виконує амортизаційну функцію, впливає на стабільність і енергоспоживання під час руху. Її конструкція має забезпечувати баланс між пружністю, міцністю, масою та біомеханічною відповідністю до природної стопи людини.

Використання спеціалізованих програмних комплексів, що гуртуються на методі скінчених елементів дозволяє дослідити вплив геометричних параметрів, властивостей матеріалів та умов навантаження на біомеханічні характеристики стопи протеза ще на етапі проектування, без необхідності виготовлення дорогих прототипів. Скінчено-елементний аналіз також дає змогу дослідити розподіл напружень, прогнозувати довговічність, оцінити поведінку конструкції в умовах різних сценаріїв навантаження (статичних, циклічних, ударних). Застосування вказаних програмних комплексів вимагає побудови розрахункових моделей, які враховують певні особливості виробу, що досліджується.

**Аналіз літератури.** Під час протезування нижніх кінцівок використовуються різні конструкції протезних стоп – від простих твердих моделей до високотехнологічних біонічних систем з мікропроцесорним керуванням [1, 2 3]. Вибір оптимального типу конструкції залежить від ряду факторів: рівня ампутації, фізичної активності пацієнта, умов експлуатації, економічних обмежень тощо. Однак, незважаючи на значні досягнення в галузі біомедичної інженерії, актуальним залишається завдання підвищення ефективності та довговічності стоп протезів нижніх кінцівок, що вимагає розуміння їхніх механічних характеристик.

Проблема полягає у відсутності достатньо повних знань про напружено-деформований стан елементів конструкції стопи у реальних умовах експлуатації. Наявні інженерні рішення здебільшого базуються на

емпіричних підходах або обмежених випробуваннях, що не дозволяє точно оцінити вплив геометрії та параметрів матеріалів на механічну поведінку протеза [4, 5, 6]. У результаті це може призводити до надлишкових маси та габаритів, зниження ресурсу роботи, а також до дискомфорту користувача.

У зв'язку з цим актуальною науково-прикладною задачею є дослідження напружено-деформованого стану стоп протезів нижньої кінцівки різної будови з метою аналізу їх біомеханічної поведінки і визначення оптимальної конструкції.

**Мета статті** – побудова скінчено-елементних моделей стоп протезів різних конфігурацій, необхідних для виконання чисельних експериментів з визначення їхніх напружено-деформованих станів під дією експлуатаційних навантажень.

### **Основні функції та особливості конструкції протезних стоп**

Стопа людини є складною анатомо-функціональною структурою опорно-рухового апарату. Завдяки своїй будові стопа виконує одразу кілька важливих функцій: опорну, амортизаційну, рухову та сенсомоторну. Саме тому відновлення або імітація природної стопи має принципове значення під час проектування ортопедичних виробів [7].

Стоповий модуль забезпечує безпосередній контакт з опорною поверхнею. Конструкція стопи визначає функціональні можливості всього протеза, його комфортність, надійність та ефективність експлуатації. Вибір типу стопи залежить від рівня ампутації, маси тіла пацієнта, рівня його фізичної активності, умов експлуатації та індивідуальних вимог [8, 9].

Загалом виділяють такі основні типи конструкцій протезних стоп (рис. 1): 1 – тверді (непружні) стопи; 2 – стопи з одним шарніром (одновісні); 3 – багатовісні стопи; 4 – енергоакumuлюючі стопи (динамічні); 5 – біонічні (мікропроцесорні) стопи.

Зазначимо, що сучасні тенденції розвитку протезних стоп спрямовані на поєднання високої міцності, малої маси, адаптивності та енергоефективності [10, 11]. Активно ведуться дослідження у галузі біонічних технологій, інтелектуальних сенсорних систем і використання новітніх композитних матеріалів, що дозволяє значно підвищити якість життя пацієнтів після ампутації.



Рис. 1 Приклади стоп протезів нижньої кінцівки

### Створення розрахункових моделей.

Побудова моделей стоп протезів здійснювалась в спеціалізованому програмному комплексі для створення тривимірних об'єктів. З метою раціонального використання ресурсу ЕОМ під час виконання чисельних експериментів розрахункові моделі складались тільки зі стопових модулів з приєднаними до них адаптерами. Наявність адаптера обґрунтовано необхідністю коректної передачі навантаження з гомілки на стопу.

Запропоновано побудувати три моделі стопи протеза з метою подальшого аналізу впливу форми стопового модуля на механічну поведінку протезу нижньої кінцівки. Відрізнялись зазначені моделі за формою поздовжнього перерізу (профілю) пластини стопового модуля: **модель 1** (рис. 2, а) – анатомічна форма (передня і задня частини стопи торкаються опори, середня піднята над поверхнею), **модель 2** (рис. 2, б) – форма профілю опукла донизу (передня і задня частини підняті над поверхнею, середня торкається опори), **модель 3** (рис. 2, в) – контрольна (профіль плоский, всією поверхнею торкається опори).

При цьому передбачалось, що кожна модель розглядається в трьох положеннях, які залежать від фази ходьби (дотик, опора, відштовхування). Орієнтація протеза визначається кутом між поздовжньою віссю стопи та опорною поверхнею:  $15^\circ$  – фаза дотику,  $0^\circ$  – фаза опори,  $25^\circ$  – фаза відштовхування [12]. Габарити: довжина, ширина, висота – у всіх моделей співпадали. Для побудови обрано середні розміри стопи дорослої людини: довжина – 240 мм, ширина – 70 мм [13]. По відношенню до висоти моделей зазначимо наступне. Оскільки стопа протеза виконує опору (а не тільки

косметичну) функцію, то його основа виготовляється з міцної та жорсткої пластини певної товщини. Під час створення моделей прийнято, що товщина пластини дорівнює 8 мм. **Моделі 1 і 2** частково підняті над поверхнею опори на висоту, що відповідає розміру склепіння стопи дорослої людини, який дорівнює 25 мм. Таким чином, з врахуванням запропонованих розмірів, висота профілю стопи в залежності від моделі складала: 33 мм – **модель 1**, 25 мм – **модель 2**, 8 мм – **модель 3**.

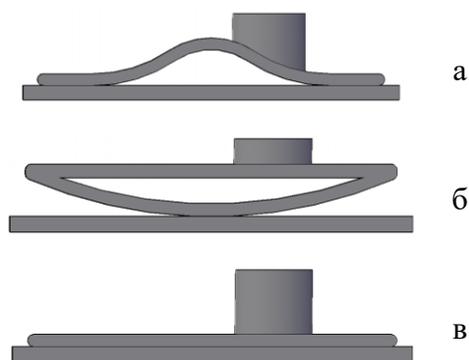


Рис. 2 Форми профілю моделей протеза стопи

Адаптер моделювався суцільним циліндричним елементом, висота якого визначалась з умови співпадіння вертикальних розмірів всіх розрахункових моделей, які дорівнювали 50 мм. Проте оскільки форма профілю моделей відрізнялась, то висота циліндрів в кожній моделі змінювалась і складала: 17 мм (**модель 1**), 25 мм (**модель 2**), 42 мм (**модель 3**). При цьому діаметр адаптера в усіх моделях був однаковий – 70 мм.

Механічні показники складових розрахункових моделей відповідають дійсним властивостям матеріалів, з яких вони виготовляються. Стопа протеза – вуглепластик: модуль Юнга ( $E$ ) – 85 ГПа, коефіцієнт Пуассона ( $\nu$ ) – 0.25 [14]. Для адаптера запропоновано обрати титановий сплав:  $E = 110$  ГПа,  $\nu = 0.3$  [15].

Зауважимо, що для коректного відображення взаємодії між протезною стопою та опорою, в усіх розрахункових схемах додатково було створено фрагмент опорної поверхні, з якою контактувала модель стопи протеза. Власне модель опорної поверхні побудовано в формі прямокутної пластини товщиною 10 мм, з пружними властивостями асфальтної суміші:  $E = 3$  ГПа,  $\nu = 0.25$  [16].

Враховуючи характер навантаження на природню стопу, та приймаючи до уваги фази циклу ходьби, під час побудови розрахункових схем використовувались граничні умови, які для зручності опису поділено на кінематичні та силові.

Відзначимо, що кінематичні граничні умови залежали від фази обпирання та застосовувались до тих частин стопи, які при ходьбі контактують з опорною поверхнею:

– фаза дотику – обмежувались переміщення задньої (п'яткової) частини моделей (імітувався дотик п'ятки до опори);

– фаза опори – обмежувались переміщення на нижніх поверхнях моделей стопи (імітувалось повне обпирання);

– фаза відштовхування – обмежувались переміщення на передній частині стопи (спирання на пальці до відштовхування).

Між нижньою поверхнею стопи та опорою в моделях передбачався повний контакт, тобто ковзання між поверхнями, що контактують. Не припускалось, відповідно, величина переміщень у всіх напрямках дорівнювала нулю.

Кінематичні граничні умови, які накладались на фрагмент опорної поверхні забороняли її пересування в усіх напрямках, тобто переміщення дорівнювали нулю на нижній та бокових гранях створеної пластини.

Під час проведення розрахунків як зовнішній вплив на стопу протеза розглянуто дію власної ваги людини в статичних умовах. Здійснювалось навантаження моделей по верхній частині адаптера у вигляді розподіленої сили, величина якої дорівнювала 80 кг, або 800 Н. Орієнтація вектору сили відповідала фізіологічному напрямку (рис. 3): вздовж осі гомілки (перпендикулярно до верхньої основи циліндричного адаптера), зверху вниз.

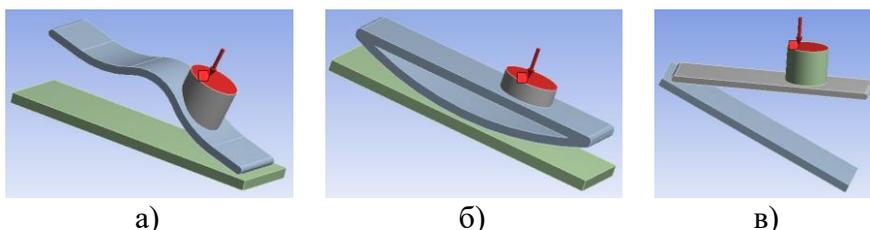


Рис. 3 Схеми навантаження моделей для різних фаз опори:

- а) анатомічна стопа в фазі дотику, б) опукла до низу в фазі повного обпирання, в) контрольна в фазі відштовхування

Отримані розрахункові моделі стопових модулів завдяки відмінностям форми дозволяють імітувати геометрію природної стопи (розрахункова схема 1) та моделювати перекочування стопи при ходьбі (розрахункова схема 2). Стосовно контрольної моделі (розрахункова схема 3) зауважимо, що її форма дозволяє виконати порівняльну оцінку ефективності моделей 1 та 2. Побудовані моделі в подальшому можна використовувати для дослідження біомеханічної поведінки протезів нижньої кінцівки.

**Висновки.** За результатами дослідження біомеханіки природної стопи людини та аналізу існуючих конструкцій протезів нижньої кінцівки побудовано три розрахункові моделі стопових модулів. Відрізнялись моделі за формою поздовжнього перерізу (профілю), що з одного боку дозволило імітувати форму природної стопи людини (**модель 1**), з іншого – краще відтворювати фазу перекату при ходьбі (**модель 2**). Крім того, побудовано контрольну **модель 3**, з метою виявлення тенденцій у механічній поведінці побудованих моделей (**1 та 2**). Створені розрахункові моделі стоп пропонується використовувати для дослідження напружено-деформованих станів протезів нижніх кінцівок методом скінчених елементів.

#### **Список літератури:**

1. Виготовлення протезів нижніх кінцівок: виклики, аналіз та можливі рішення / Н.В. Семінська, О.С. Мусієнко, І.В. Слободянюк, К.С. Белевць, А.А. Степанова, Н.С. Шитікова // Біомедична інженерія і технологія. 2024, № 14. С. 8 – 17.
2. Конструювання та технології виготовлення протезів нижніх кінцівок: навч. посіб. / А. Д. Салеева, О. Г. Аврунін, П. О. Баєв, С. В. Корнеев, Я. В. Носова, І. В. Кабаненко, М. В. Зайцев, Т. О. Трофименко, І. Л. Тимофеев. Харків: ХНУРЕ, 2023. 481 с.
3. Benefits of a microprocessor-controlled prosthetic foot for ascending and descending slopes / M. Ernst et al. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2022. Vol. 19, no. 1.
4. 3D-printed prosthetic foot design: Mechanical similarity and testing / A. M. Gómez-Amador et al. Materials & Design. 2025. Vol. 253. P. 113918.
5. Manufacturing and testing a 3D printed prosthetic foot / K. H. Dakhel et al. International Journal of Orthopaedics and Bone Disorders. 2025. Vol. 7, no. 1. P. 01–11.
6. Сітенко О. М., Сітенко Т. О. Біомеханічні аспекти ендо-екзо-протезування нижніх кінцівок // Ортопедія, травматологія та протезування. 2024. № 2. С. 69–75.
7. Лябах А. П. Ампутації нижньої кінцівки. К. : Стилос, 2022. 186 с.

8. Stevens PM, Rheinstein J, Wurdeman SR. Prosthetic Foot Selection for Individuals with Lower-Limb Amputation: A Clinical Practice Guideline. *J Prosthet Orthot.* 2018; 30(4): 175-180.
9. The effect of prosthetic foot stiffness on foot-ankle biomechanics and relative foot stiffness perception in people with transtibial amputation / E. G. Halsne et al. *Clinical Biomechanics.* 2020. Vol. 80. P. 105141.
10. Advanced composite-based material selection for prosthetic socket application in developing countries / G. A. Ramadhani et al. *Cogent Engineering.* 2020. Vol. 7, no. 1. P. 1745553.
11. Advancement in biomechanics for prosthetic design – review / K. Sathish et al. *Journal of Physics: Conference Series.* 2025. Vol. 3045, no. 1. P. 012017.
12. Design of 3D printable prosthetic foot to implement nonlinear stiffness behavior of human toe joint based on finite element analysis / H.-J. Um et al. *Scientific Reports.* 2021. Vol. 11, no. 1.
13. Pandey N., Chaudhary D., Yadav S. K. Anthropometric Measurements of Foot in Undergraduate Medical Students of a Medical College: A Descriptive Cross-sectional Study. *Journal of Nepal Medical Association.* 2024. Vol. 62, no. 276. P. 507–510.
14. Stiffness-driven design and optimization of a 3D-printed composite prosthetic foot: A beam finite Element-Based framework / A. R. N. Althahabi et al. *Composite Structures.* 2024. P. 118053.
15. Marin E., Lanzutti A. Biomedical Applications of Titanium Alloys: A Comprehensive Review. *Materials.* 2023. Vol. 17, no. 1. P. 114.
16. Effect of component characteristics on mechanical properties of asphalt: A molecular dynamics study / J. Du et al. *Case Studies in Construction Materials.* 2023. Vol. 18. P. e02007.

**References:**

1. Seminska, N, Musiienko, O, Slobodianiuk, I, Belevets, K, Stepanova, A, Shytikova, N (2024), Manufacture of lower limb prostheses: challenges, analysis, and possible solutions, *Biomedical Engineering and Technology*, 14(2), pp. 1 – 10
2. Salieieva, A. D., Avrunin, O. H., Baiev, P. O., Kornieiev, S. V., Nosova, Y. V., Kabanenko, I. V., Zaitsev, M. V., Trofymenko, T. O., & Tymofieiev, I. L. (2023). *Konstruiuvannia ta tekhnolohii vyhotovlennia proteziv nyzhnikh kintsivok [Textbook].* Kharkiv, Ukraine: KhNURE.
3. Ernst, M., Altenburg, B., Schmalz, T., Kannenberg, A., & Bellmann, M. (2022). Benefits of a microprocessor-controlled prosthetic foot for ascending and descending slopes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19(1).
4. Gómez-Amador, A. M., Pérez-Carrera, C., Prieto-Fernández, L., & Rubio-Alonso, H. (2025). 3D-printed prosthetic foot design: Mechanical similarity and testing. *Materials & Design*, 253, 113918.
5. Dakhel, K. H., Rabie, H. M., Ridha, A. H. A., Faraj, S. A., & Nasser, S. A. H. (2025). Manufacturing and testing a 3D printed prosthetic foot. *International Journal of Orthopaedics and Bone Disorders*, 7(1), 01–11.

6. Sitenko, O. & Sitenko, T. . (2024). Biomechanical aspects of endo-exo-prosthetics of the lower limbs. *Orthopaedics Traumatology and Prosthetics*, (2), 69–75.
7. Liabakh, A. P. (2022). *Amputatsii nyzhnoi kintsivky [Amputations of the lower limb]*. Kyiv, Ukraine: Stylos.
8. Stevens, P. M., Rheinstein, J., & Wurdeman, S. R. (2018). Prosthetic Foot Selection for Individuals with Lower-Limb Amputation: A Clinical Practice Guideline. *Journal of prosthetics and orthotics : JPO*, 30(4), 175–180.
9. Halsne, E. G., Czerniecki, J. M., Shofer, J. B., & Morgenroth, D. C. (2020). The effect of prosthetic foot stiffness on foot-ankle biomechanics and relative foot stiffness perception in people with transtibial amputation. *Clinical Biomechanics*, 80, 105141.
10. Ramadhani, G. A., Susmartini, S., Herdiman, L., Priadythama, I., & Shepherd, D. (2020). Advanced composite-based material selection for prosthetic socket application in developing countries. *Cogent Engineering*, 7(1), 1745553.
11. Sathish, K., Gokulan, R. S., Ahmed, M. R. J., Goforth Walker, P., & Vignesvaran, G. (2025). Advancement in biomechanics for prosthetic design - review. *Journal of Physics: Conference Series*, 3045(1), 012017.
12. Um, H.-J., Kim, H.-S., Hong, W., Kim, H.-S., & Hur, P. (2021). Design of 3D printable prosthetic foot to implement nonlinear stiffness behavior of human toe joint based on finite element analysis. *Scientific Reports*, 11(1).
13. Pandey, N., Chaudhary, D., & Yadav, S. K. (2024). Anthropometric Measurements of Foot in Undergraduate Medical Students of a Medical College: A Descriptive Cross-sectional Study. *Journal of Nepal Medical Association*, 62(276), 507–510.
14. Althahabi, A. R. N., Martulli, L. M., Sorrentino, A., Lavorgna, M., Gruppioni, E., & Bernasconi, A. (2024). Stiffness-driven design and optimization of a 3D-printed composite prosthetic foot: A beam finite Element-Based framework. *Composite Structures*, 118053.
15. Marin, E., & Lanzutti, A. (2023). Biomedical Applications of Titanium Alloys: A Comprehensive Review. *Materials*, 17(1), 114.
16. Du, J., Jin, Y., & Liu, S. (2023). Effect of component characteristics on mechanical properties of asphalt: A molecular dynamics study. *Case Studies in Construction Materials*, 18, e02007.

*Статтю представив д-р техн. наук, проф. НТУ "ХПІ" Носков В.І.*

*Надійшла (received) 12.01.2026*

*Стаття прийнята до друку 17.02.2026*

*Опублікована 27.02.2026*

Panchenko Serhii, Cand.Sc.Tech, Associate Professor  
Dnipro University of Technology  
Dmytra Yavornytskoho ave., 19, Dnipro, Ukraine, 49005  
Tel: +38-095-816-99-41, e-mail: panchenko.s.p@nmu.one  
ORCID ID: 0000-0001-5826-3645

Datsok Oleh, Cand.Sc.Tech, Associate Professor  
Kharkiv National University of Radio Electronics  
Nauky Ave. 14, Kharkiv, Ukraine, 61166  
Tel: (057) 7021-364, e-mail: [oleh.datsok@nure.ua](mailto:oleh.datsok@nure.ua)  
ORCID ID: 0000-0003-4489-3819

Kolosov Dmytro, Doc.Sc.Tech, Professor  
Dnipro University of Technology  
Dmytra Yavornytskoho ave., 19, Dnipro, Ukraine, 49005  
Tel: +38-095-130-13-09, e-mail: [kolosov.d.l@nmu.one](mailto:kolosov.d.l@nmu.one)  
ORCID ID: 0000-0003-0585-5908

Zub Tetiana, Cand.Sc.Med  
Dnipro State Medical University  
Vernadsky str. 9, Dnipro, Ukraine, 49044  
Tel: +38-093-105-15-52, e-mail: [zloy.vra4@gmail.com](mailto:zloy.vra4@gmail.com)  
ORCID ID: 0000-0001-8404-0437

УДК 615.477.22

**Біомеханічне обґрунтування розрахункових моделей стоп протезів нижніх кінцівок людини / Панченко С.П., Дацок О.М., Колосов Д.Л., Зуб Т.О. // Вісник НТУ "ХПІ". Серія: Інформатика та моделювання. – Харків: НТУ "ХПІ". – 2026. – № 1 (15). – С. 178 – 188.**

У роботі розглянуто особливості побудови розрахункових моделей стоп протезів нижніх кінцівок людини. Проаналізовано конструкції стопових модулів протеза. Обґрунтовано вибір граничних умов, характеристик матеріалів і параметрів навантаження, що істотно впливають на адекватність та достовірність результатів моделювання. Отримані результати підтверджують доцільність використання біомеханічно обґрунтованих моделей для виконання чисельних експериментів з метою підвищення функціональності, надійності та комфорту протезів стоп, а також для оптимізації їх конструктивних рішень у сучасній ортопедії та реабілітаційній інженерії. Лл.: 3 Бібліогр.: 16 назв.

**Ключові слова:** протез стопи, нижня кінцівка, розрахункова модель, напружено-деформований стан, моделювання, метод скінчених елементів.

UDC 615.477.22

**Biomechanical justification of computational models of human lower limb prosthetic feet / Panchenko S., Datsok O., Kolosov D., Zub T. // Herald of the National Technical University "KhPI". Series of "Informatics and Modeling". – Kharkiv: NTU "KhPI". – 2026. – № 1 (15). – P. 178 – 188.**

The paper considers the features of developing computational models of prosthetic feet for the human lower limb. The designs of prosthetic foot modules are analyzed. The choice of boundary conditions, material properties, and loading parameters that significantly affect the adequacy and reliability of simulation results is substantiated. The obtained results confirm the feasibility of using biomechanically justified models for performing numerical experiments aimed at improving the functionality, reliability, and comfort of prosthetic feet, as well as optimizing their structural solutions in modern orthopedics and rehabilitation engineering. Figs.: 3 Ref.: 16 items.

**Keywords:** prosthetic foot, lower limb, computational model, stress–strain state, modeling, finite element method