УДК 616.717.2-001.5-089.84-036.8-07:615.47:612.76

DOI: http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026271-75

# Результати біомеханічних досліджень ефективності остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці компресійним стрижнем

**Г. І. Герцен [1], О. М. Гапон [2], Г. Г. Білоножкін [1]**

[1] Національний університет охорони здоров'я України ім. П. Л. Шупика, Київ
[2] Комунальне підприємство «Київська міська клінічна лікарня № 6». Україна

*Objective. To study the effectiveness of osteosynthesis of unstable clavicle fractures of type 15.2AB using a compressive rod based on biomechanical studies. Methods. Biomechanical studies analysed the results of computer experimental studies, as well as finite element method data. In the conditions of modelling osteosynthesis of unstable clavicle fractures 15.2AB, the strength characteristics of the compression rod were taken into account in comparison with the traditional intramedullary Bogdanov rod. Computer modelling analysed studies that used clavicle models created using the finite element method (FEM). These models made it possible to assess the distribution of stresses and deformations in the clavicle and fixing elements under different types of loads. Parameters such as maximum stress in the implant and bone, as well as interfragmentary displacement, were measured. Results. Biomechanical studies of osteosynthesis modelling of unstable clavicle fractures OTA 15.2AB showed the advantages of a compression rod compared to the traditional Bogdanov intramedullary rod in terms of the maximum load required for deformation, implant failure, as well as creating greater stability of clavicle osteosynthesis during its torsion and bending. Thus, the bending stiffness of the compression rod was 1.3-1.4 times higher, and the torsional stiffness was 1.3 times higher ($p < 0.05$). The load to deformation and destruction of the compressive rod was also 1.3–1.6 times higher ($p < 0.05$). The maximum displacement of clavicle fragments with the compressive rod was 0.7–0.8 times less compared to the Bogdanov rod. Conclusions. After osteosynthesis of unstable clavicle body fractures 15.2AB with a compressive rod, its strength characteristics have advantages over Bogdanov's rod in terms of deformation, implant destruction, and higher stability of clavicle fragments during bending and torsion due to a more uniform pressure distribution. Keywords. Biomechanical studies, unstable clavicle fractures, intramedullary rods.*

*Мета. Вивчити ефективність остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці типу 15.2AB компресійним стрижнем на основі біомеханічних досліджень. Методи. У межах комп'ютерного експерименту застосовано метод скінченних елементів (МСЕ). В умовах моделювання остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2AB ураховувалися міцнісні характеристики компресійного стрижня порівняно з традиційним інтрамедулярним стрижнем Богданова. Тривимірні моделі ключиці й імплантатів, створені за допомогою цього методу, дали змогу проаналізувати розподіл внутрішніх напружень, деформацій, а також величину міжфрагментарного зміщення за різних типів навантажень. Результати. Біомеханічні дослідження моделювання остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці ОТА 15.2AB показали переваги компресійного стрижня порівняно з традиційним інтрамедулярним стрижнем Богданова в аспекті максимального навантаження, необхідного для деформації, руйнування імплантатів, а також створення більшої стабільності остеосинтезу ключиці в разі її торсії та вигину. Так, жорсткість на вигин компресійного стрижня була в 1,3–1,4 раза вищою, торсійна жорсткість — у 1,3 ($p < 0,05$). Навантаження до деформації і руйнування компресійного стрижня були також у 1,3–1,6 раза вищими ($p < 0,05$). Максимальне зміщення фрагментів ключиці в разі використання компресійного стрижня в 0,7–0,8 раза менше порівняно зі стрижнем Богданова. Висновки. Після остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2AB компресійним стрижнем його міцнісні характеристики мають переваги над стрижнем Богданова щодо деформації, руйнування імплантата, також вищу стабільність фрагментів ключиці в разі вигину, торсії завдяки більш рівномірному розподілу тиску.*

**Ключові слова.** Біомеханічні дослідження, нестабільні переломи тіла ключиці, інтрамедулярні стрижні

*© Герцен Г. І., Гапон О. М., Білоножкін Г. Г., 2026*

## Вступ

Актуальність біомеханічних досліджень ефективності металоостеосинтезу (МОС) нестабільних переломів тіла ключиці (НПТК) пояснюється з одного боку їх частотою, вони складають 70–80 % випадків усіх переломів цієї кістки [1], а з іншого — варіабельністю способів МОС: спиці, стрижні, пластини, гвинти, позавогнищеві апарати. Останнім часом під час хірургічного лікування НПТК перевагу віддають накістковому остеосинтезу за допомогою контурованої пластини LCP, або інтрамедулярному — стрижнями різних конструкцій [2, 3]. Безумовно, на вибір методу МОС впливає характер самого НПТК, вважається що в разі перелому типу 15.2AB (класифікація AO/ASIF) із успіхом можна використовувати обидва наведені способи МОС. Проте за умов травм типу 15.2C (багатоуламкові переломи), перевагу надають пластинам [4].

Протягом останнього 50-річчя використовувались стрижні для МОС НПТК, які мали такі поперечні зрізи: Богданова — закруглений прямокутник, Kuntscher — конюшинний трилистник, Rockwood — округлий компресійний, Rush — шестигранник, Knowles — закруглений прямокутник, компресійний [5]. Досить популярним став МОС НПТК еластичним титановим стрижнем (ESIN). Цей метод може використовуватись як малоінвазивна техніка закритого остеосинтезу з мінімальною травматизацією як м'яких тканин, так і окістя [6]. Найбільш поширеними ускладненнями МОС НПТК прийнято вважати перфорацію шкіри чи її подразнення кінцем імплантата, міграцію протеза, його злам із наступними порушеннями процесів репаративної регенерації ключиці [7, 8].

Вивчення біомеханіки ключиці є важливим як у фізіологічному стані, так і за переломів, оскільки дозволяє розуміти механізм травми, розробляти ефективні методи хірургічного лікування, включаючи використання імплантатів [9]. Інтрамедулярний остеосинтез біомеханічно характеризується наступним механізмом передавання навантаження на ключицю: стрижень функціонує за принципом «load sharing», передаючи навантаження через контакт з ендостом. Максимальні напруження виникають на ендості, у місцях введення/виведення стрижня, біля його кінців, та потенційно в зоні перелому. У разі осьового навантаження максимальні напруження в ключиці можуть сягати ~ 30–40 МПа, а в стрижні ~ 250–300 МПа [10]. Тому суттєве значення під час виконання МОС НПТК імплантатами набуває показник критично можливого навантаження цієї кістки.

*Мета:* на основі біомеханічних досліджень вивчити ефективність запропонованого нами компресуючого стрижня для остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці типу 15.2AB.

## Матеріал і методи

Під час проведення біомеханічних досліджень використовувались дані комп'ютерної томографії (КТ) ключиці. Біомеханічні характеристики запропонованого нами компресійного стрижня вивчали порівнюючи з традиційними монолітними (за приклад узято стрижень Богданова). Водночас не вважали доцільним використання для цього інтрамедулярного еластичного титанового стрижня (ESIN), оскільки останній завдяки своїй еластичності після введення у фрагменти ключиці, як правило, приймає S-подібну форму відповідно до форми кістки, що створює інші біомеханічні умови функції цього імплантата. У конструкції удосконаленого нами стрижня компресія між фрагментами ключиці досягалася завдяки накручуванню компресійної гайки на виступаючий з кістки кінець стрижня, при цьому його висковзування з кістки не спостерігалось, оскільки на протилежному кінці стрижня поза свердлом була фіксувальна різьба. Під час моделювання на компресійний стрижень і стрижень Богданова прикладались різні навантаження: осьове (імітація компресійних сил), згинальні (імітація сил, які виникають під час рухів плеча). Вимірювалися такі параметри, як жорсткість імплантатів у разі вигину і торсійна, навантаження до деформації імплантата та руйнування. У межах комп'ютерного експерименту застосовано метод скінченних елементів (МСЕ). Створені тривимірні моделі ключиці й імплантатів дали змогу оцінити розподіл внутрішніх напружень (VMS), деформацій, а також величину міжфрагментарного зміщення за різних типів навантажень. Схему етапів комп'ютерного експерименту наведено на рис. 1.

Навантаження прикладалися до моделі у вигляді сил та/або моментів у фізіологічно релевантних точках і напрямках, імітуючи різні сценарії: осьове стиснення (400 і 700 Н), триточковий вигин, кручення (5 Нм), або комбіноване навантаження. Аналіз результатів (постпроцесинг) включав візуалізацію розподілу еквівалентних напружень за фон Мізесом (σ < sub>vms < /sub>), максимальних головних напружень/деформацій, та переміщень у вузлах моделі. Отримані дані для різних методів фіксації ключиці (компресійний

стрижень, стрижень Богданова) порівнювалися між собою за адекватних умов навантаження. За наявності достатньої кількості варіантів проводився статистичний аналіз, включно з кореляційним і регресійним для виявлення залежностей між прикладеними навантаженнями та результуючими напруженнями/переміщеннями.

Статистично обробку одержаних результатів досліджень проводили з використанням параметричного t-критерію Стьюдента. Результати обробляли зі застосуванням пакета прикладних програм Riosat-4, Statustuen 8,0 або Excel 2010.

## Результати

На основі біомеханічних досліджень вивчення критичних навантажень на імплантати (стрижень Богданова, компресійний стрижень) і ключицю в умовах моделювання МОС НПТК нами виявлено дані, які подано в таблиці.

Показники цієї таблиці свідчать, що під час оцінювання жорсткості обох імплантатів на вигин перевагу мав компресійний стрижень, критичне навантаження для нього склало 80–95 Н/мм (стрижень Богданова — 60–70 Н/мм), що було у 1,3–1,4 раза вищим ($p < 0,05$). Так само у компресійному стрижні вищою була і жорсткість торсійна — 0,20–0,25 Нм/град (стрижень Богданова — 0,15–0,20 Нм/град), що було в 1,3 раза вищим ($p < 0,05$). Навантаження до деформації компресійного стрижня склало 250–320 Н, до його руйнування — 550–650 Н (стрижень Богданова — відповідно 200–250 і 350–400 Н), що становило в 1,3–1,6 раза більше величини ($p < 0,05$). Показники до деформації максимального напруження компресійного стрижня під час його вигину становили 550–650 МПа, стрижня Богданова — 500–600 МПа, різниця не була статистично достовірною. Максимальне напруження компресійного стрижня в разі його кручення становило 450–500 МПа, що було у 0,7–0,8 раза менше стрижня Богданова ($p < 0,05$). Водночас максимальне напруження ключиці за умов її вигину склало в компресійному стрижні 45–55 МПа, стрижні Богданова — 50–60 МПа, різниця статистично недостовірна. Різниця між показниками напруження фрагментів ключиці з компресійним стрижнем була під час її вигину 0,7–0,8 мм, стрижня Богданова 1,0–1,2 мм, що в 0,7–0,8 раза менше ($p < 0,05$).

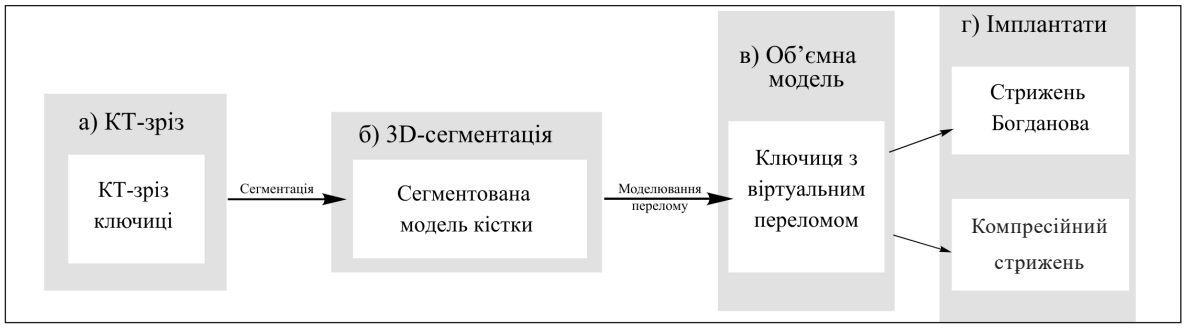



**Рис. 1.** Схема етапів комп'ютерного експерименту

*Таблиця*

**Біомеханічна характеристика критичних навантажень на компресійний стрижень порівняно зі стрижнем Богданова**

| Параметр | Стрижень | | Співвідношення | Критерій p |
|---|---|---|---|---|
| | Богданова | компресійний | | |
| Жорсткість:<br>– вигин;<br>– торсійна | ~ 60–70 Н/мм<br>~ 0.15–0.20 Н•м/град | ~ 80–95 Н/мм<br>~ 0,20–0,25 Н•м/град | ~ 1,3–1,4х<br>~ 1,3 х | < 0,05<br>< 0,05 |
| Навантаження, Н:<br>– до деформації;<br>– до руйнування | ~ 200–250<br>~ 350–400 | ~ 250–320<br>~ 550–650 | ~ 1,3 х<br>~ 1,6 х | < 0,05<br>< 0,02 |
| Макс. VMS, Мпа:<br>– імплантат, вигин;<br>– імплантат, кручення;<br>– кістка, вигин | ~ 500–600<br>~ 600–700<br>~ 50–60 | ~ 550–650<br>~ 450–500<br>~ 45–55 | ~ 1,1 х<br>~ 0,7–0,8 х<br>~ 0,9 х | > 0,05<br>< 0,05<br>> 0,05 |
| Макс. зміщення мм, (вигин) | ~ 1,0–1,2 | ~ 0,7–0,8 | ~ 0,7–0,8 х | < 0,05 |

*Примітка.* Критерій p розраховано під час порівняння навантажень на компресуючий і стрижень Богданова.

Результати цих досліджень показали, що міцнісні характеристики компресійного стрижня до деформації, руйнування мають переваги відносно традиційного стрижня Богданова, крім того під час використання першого стрижня вище показники стабільності ключиці під час її вигину, торсії завдяки більш рівномірному розподілу ендостального тиску.

## Обговорення

Ключиця зазнає значних і динамічно змінних навантажень під час повсякденної активності. Аксіальні сили, як показують біомеханічні комп'ютерні моделі та *in vivo* вимірювання, у середній третині ключиці можуть досягати 91–97 Н за таких рухів, як відведення та згинання плеча. Компресійні сили є значно вищими за відведення порівняно з ротаційними рухами. У стані спокою навантаження істотно нижчі, становлячи 21–39 Н, тоді як у разі інтенсивної фізичної активності (без травматичного впливу) аксіальні можуть сягати 701–999 Н. Індивідуальні анатомічні особливості, зокрема кривизна ключиці (у чоловіків більша медіальна кривизна), також впливають на розподіл цих навантажень [11].

Визначення межі міцності ключиці важливе. Експериментальні дослідження граничних (руйнівних) навантажень демонструють значну варіативність: середні значення руйнівного навантаження під час аксіального стискання коливаються від 1 524 до 2 800 ± 138 Н, що пояснюється віком, статтю, мінеральною щільністю кісткової тканини та протоколом випробувань. Критичне навантаження визначається в діапазоні 1199–1401 Н.

Важливо, що S-подібна форма ключиці призводить до комбінації стискання та згинання навіть у разі суто аксіального навантаження, викликаючи розтягальне напруження на передньоверхній поверхні та стискаючі на задньонижній, що сприяє типовому перелому середньої третини кістки.

Результати проведених нами експериментальних біомеханічних досліджень міцносних характеристик імплантатів під час фіксації НПТК традиційним стрижнем Богданова та компресійним засвідчили характерні критичні показники навантажень щодо жорсткості (на вигин, торсійну), деформації та руйнування, напруження — за вигину та кручення цих імплантатів, а також максимальні навантаження на саму ключицю, ступінь зміщення її фрагментів під час вигину.

Аналізуючи виконані біомеханічні дослідження, ми виявили, що удосконалений нами компресійний стрижень має переваги відносно традиційного інтрамедулярного (стрижень Богданова) в аспекті міцнісних характеристик фіксації НПТК типу 15.2А,В за максимального навантаження, яке необхідне для деформації, руйнування імплантатів, а також створює більшу стабільність фрагментів ключиці під час їхнього вигину, торсії. Порівнюючи зазначені біомеханічні характеристики контурованою пластиною LCP (за даними літератури), зауважимо, що компресійний стрижень за цими показниками конкурує або поступається останнім [13].

## Висновки

В умовах біомеханічного комп'ютерного моделювання остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2АВ стрижнем Богданова порівнюючи з компресійним стрижнем встановлено переваги міцнісних характеристик останнього. У разі його використання такі показники як жорсткість імплантата на вигин, торсію, навантаження до деформації та руйнування у 1,3–1,6 раза вищі ($p < 0,05$).

Конструктивні особливості запропонованого нами компресійного стрижня для остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2А,В — наявність свердла з різьбою, компресійного механізму, дають можливість полегшити техніку хірургічного втручання (відсутність необхідності розсвердлювання кістково-мозкової порожнини), скоротити час операції, виконати остеосинтез як відкритим, так і закритим способом. Результати біомеханічних досліджень обґрунтовують доцільність використання компресійного стрижня в клінічній практиці.

**Подяка.** Висловлюємо подяку за консультування в питаннях біомеханічних досліджень кандидату технічних наук, доценту кафедри цифрових технологій НТУУ ім. І. Сікорського О. В. Залевській.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

**Перспективи подальших досліджень.** Перспективними є дослідження щодо впровадження компресійного стрижня в клінічну практику для остеосинтезу нестабільних переломів тіла ключиці 15.2АВ.

**Інформація про фінансування.** Жодної вигоди в будь-якій формі не було і не буде отримано від комерційної сторони пов'язаної прямо чи опосередковано з предметом цієї роботи.

**Внесок авторів.** Герцен Г. І. — обґрунтував мету і методи дослідження, редагував текст статті, висновки роботи; Білоножкін Г. Г. — провів дослідження, брав участь в аналізі результатів; Гапон О. М. — виконання і написання біомеханічних досліджень, вивчення віддалених результатів і ускладнень, написання тексту статті, аналіз літературних джерел.

## Список літератури


1. Kostecki, B., Jurek, A., Klocek, K., Hajduk, A., Mrozek, Ł., Zwolski, M., & Tekielak, A. (2023). Clavicle fractures — epidemiology, biomechanics of injury and treatment methods. *Journal of education, health and sport, 14*(1), 216–232. https://doi.org/10.12775/JEHS.2023.14.01.018
2. Youn, S.-M., Kim, JD., Jeong, H. Y., Ro, K., Kim, M. S., Rhee, Y. G., & Rhee, S.-M. (2022). Antegrade intramedullary fixation for clavicular shaft fracture: A technical trick. *Journal of orthopaedic trauma, 36*(3), e116–e121. https://doi.org/10.1097/BOT.0000000000002198
3. Malik, S. S., Tahir, M., Remtulla, M., Malik, S., & Jordan, R. W. (2023). A systematic review and meta-analysis comparing the use of hook plates and superior plates in the treatment of displaced distal clavicle fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery, 143*(1), 329–352. https://doi.org/10.1007/s00402-021-04287-z
4. Murray, N. J., Johnson, T., Packham, I. N., Crowther, M. A. A., & Chesser, T. J. S. (2022). Reducing unnecessary fixation of midshaft clavicle fractures. *European journal of orthopaedic surgery & traumatology, 32*(7), 1319–1324. https://doi.org/10.1007/s00590-021-03107-9
5. Dehghan, N., & Schemitsch, E. H. (2017). Intramedullary nail fixation of non-traditional fractures: Clavicle, forearm, fibula. *Injury, 48*(Suppl 1), S41–S46. https://doi.org/10.1016/j.injury.2017.04.018
6. Zhang, W., & Chen, J. (2025). Elastic stable intramedullary nailing (ESIN) for displaced midshaft clavicle fractures in adolescents (12–18 years): A study of early functional outcomes and safety. *Journal of orthopaedic surgery and research, 20*(1). https://doi.org/10.1186/s13018-025-05923-9
7. Kang, Y., Zhang, Q., Ma, Y., Zhou, M., Jia, X., Lin, F., Wu, Y., & Rui, Y. (2024). Clinical effect of nice knot-assisted minimally invasive titanium elastic nail fixation to treat Robinson 2B midshaft clavicular fracture. *BMC musculoskeletal disorders, 25*(1). https://doi.org/10.1186/s12891-024-07197-4
8. Kettler, M., Schieker, M., Braunstein, V., König, M., & Mutschler, W. (2007). Flexible intramedullary nailing for stabilization of displaced midshaft clavicle fractures: Technique and results in 87 patients. *Acta orthopaedica, 78*(3), 424–429. https://doi.org/10.1080/17453670710014022
9. Kashuba, V. O., & Popadyukha, Yu. A. (2022). *Biomechanics of the spatial organization of the human body: Modern methods and means of diagnostics and recovery (Monograph).* Center of educational literature. https://reposit.uni-sport.edu.ua/server/api/core/bitstreams/20ae0dfe-85c7-4d4a-b6cc-044e93fe9c68/content
10. Golish, S. R., Oliviero, J. A., Francke, E. I., & Miller, M. D. (2008). A biomechanical study of plate versus intramedullary devices for midshaft clavicle fixation. *Journal of orthopaedic surgery and research, 3*(28). https://doi.org/10.1186/1749-799X-3-28
11. Gutiérrez, S., Pappou, I. P., Aira, J., Simon, P., & Frankle, M. A. (2017). Biomechanics of the clavicle. *Clavicle injuries,* 19–32. https://doi.org/10.1007/978-3-319-52238-8_2
12. Irsay, L., Nistor, A. R., Ciubean, A., Borda, I. M., Ungur, R., Onac, I., & Ciortea, V. (2021). The importance of the clavicle biomechanics in the shoulder movement. *Health, sports & rehabilitation medicine, 22*(2), 93–98. https://doi.org/10.26659/pm3.2020.21.2.93
13. Shih, K., Hsu, C., & Shih, B. (2020). A biomechanical study of various fixation strategies for the treatment of clavicle fractures using three-dimensional upper-body musculoskeletal finite element models. *Applied sciences, 10*(16), 5651. https://doi.org/10.3390/app10165651



| Стаття надійшла до редакції | Отримано після рецензування | Прийнято до друку |
|---|---|---|
| 10.02.2026 | 22.04.2026 | 22.04.2026 |


# RESULTS OF BIOMECHANICAL STUDIES OF THE EFFECTIVENESS OF OSTEOSYNTHESIS OF UNSTABLE FRACTURES OF THE CLAVICLE WITH A COMPRESSION ROD


H. I. Hercen [1], O. M. Hapon [2], G. G. Bilonozhkin [1]

[1] Shupyk National Healthcare University of Ukraine, Kyiv

[2] Municipal enterprise Kyiv city clinical hospital № 6. Ukraine

✉ Henrich Hercen, MD, PhD: gercen.h@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-9204-1015

✉ Oleksandr Hapon, MD: kievgapon@ukr.net; https://orcid.org/0000-0002-9609-0834

✉ Hennadii Bilonozhkin , MD, PhD: bilonogkin@gmail.com; https://orcid.org/0000-0002-9141-1539