

4. Bulletin of the National Cancer Registry of Ukraine, Vol. 26 , Kyiv - 2025
5. Miki Y, Sugawara Y, Shibahara Y, Tsuji I, Sasano H, Ito K. Multiple primary cancers associated with endometrial and ovarian cancers: an analysis based upon the japan autopsy annual database from 2002 to 2010. JObstet Gynaecol Res. 2019;45(5):1012–1018. doi: 10.1111/jog.13934 [DOI] [PubMed] [Google Scholar]
6. Noh SK, Yoon JY, Ryoo UN, etal. Acase report of quadruple cancer in a single patient including the breast, rectum, ovary, and endometrium. JGynecol Oncol. 2008;19(4):265–269. [DOI] [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]
7. Martin OA, Anderson RL, Narayan K, MacManus MP. Does the mobilization of circulating tumour cells during cancer therapy cause metastasis? Nature Reviews Clinical Oncology. 2017;14(1):32–44. [DOI] [PubMed] [Google Scholar]
8. Amer MH. Multiple neoplasms, single primaries, and patient survival. Cancer Manag Res. 2014;6:119–134. doi: 10.2147/CMAR.S57378 [DOI] [PMC free article] [PubMed] [Google Scholar]
9. Copur MS, Manapuram S. Multiple primary tumors over a lifetime. Oncology. 2019;33:7. [PubMed] [Google Scholar]

DOI 10.70286/EOSS-13.10.2025.005

МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВАРІАНТІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ ШИЙКИ ТАРАННОЇ КІСТКИ

Бодня Олександр

д.мед.н., професор

Чуйко Юрій

к.мед.н, доцент

Топор Володимир

к.мед.н, доцент

Кафедра травматології, ортопедії та воєнно-польової хірургії

Одеський національний медичний університет

Свінар'юв Юрій

к.т.н., доцент

Проректор з науково-педагогічної роботи та інформаційних технологій

Національний університет «Одеська політехніка»

Україна

Анотація. У статті визначено напружено-деформований стан різних моделей остеосинтезу шийки таранної кістки з метою порівняльного математичного аналізу. Об'єктом дослідження стали дві групи, серед яких у результаті комп'ютерного моделювання створені моделі фіксації фрагментів таранної кістки зовнішнім пристроєм авторської конструкції та спонгіозними гвинтами. Статичні розрахунки виконані за допомогою імітаційного методу

кінцевих елементів. Отже, у результаті проведених експериментальних досліджень з вивчення показників жорсткості фіксації доведено, що при остеосинтезі шийки таранної кістки різниця значень показників несуттєва і коливається в межах 5 – 12 %, тому в плані жорсткості за таких малих деформацій варіант фіксації спонгіозними гвинтами не має визначального значення порівняно із фіксацією зовнішнім стрижневим пристроєм ($p > 0,05$). Водночас варіант зовнішньої фіксації має медичні переваги, за рахунок яких краща закрита керованість фрагментами та менша травматизації м'яких тканин є доцільнішим для остеосинтезу переломів шийки таранної кістки у клінічній практиці. На підставі наявних даних щодо порівняння жорсткості фіксації переломів шийки таранної кістки доказова база нажаль недостатня, оскільки ці питання потребують подальшого дослідження.

Ключові слова: таранна кістка, пристрій, гвинти, напружено-деформований стан; порівняльний математичний аналіз.

Вступ. Основною вимогою до остеосинтезу переломів шийки таранної кістки є забезпечення максимальної взаємної нерухомості відламків після їх репозиції. Клініцистами висловлюється думка про доцільність використання різних доступів, котрі пов'язані з перевагами візуалізації лінії зламу таранної кістки та можливості маніпуляцій в оптимальному обсязі на тому чи іншому її відділі [1, 2, 3]. Стабільна внутрішня фіксація перелому здійснюється спонгіозними гвинтами як цілісними, так і канюльованими (Herbert) або їх комбінацією зі спицею Kirschner. Необхідно зазначити, що існують розбіжності щодо напрямку проведення гвинтів, які зазвичай вводяться через суглобову поверхню голівки в тіло таранної кістки (тобто спереду дозад) [4, 5].

T. Swanson et al. (1992) в результаті біомеханічних досліджень з вибору найкращого розташування гвинтів, довів переваги задньо-латерального доступу, використовуючи введення гвинтів у таранну кістку в напрямі ззаду наперед. У той же час експериментальна робота M. Attiah et al. (2007) не підтвердила різниці в міцності фіксації та залежності від напрямку гвинтів. У свою чергу Турчин А.М. і співавт. [6] при біомеханічних дослідженнях жорсткості фіксації відламків таранної кістки встановили переваги зустрічно-компресійних гвинтів власної конструкції.

Предметом невирішених питань як внутрішньокісткового, так і накісткового остеосинтезу є також наявність протипоказань до відкритої репозиції та внутрішньої фіксації (ORIF). Тому триває продовження пошуку спрощених моделей зовнішніх конструкцій на підставі принципів малоінвазивної хірургії, які передбачають забезпечення стабільної фіксації і зниження вірогідності розвитку інфекційних ускладнень [7]. Впровадження в практику черезкісткового остеосинтезу (ЧКО) разом з перевагами висвітлили і недоліки: відсутність єдиної думки відносно чітких показань до малоінвазивних технологій, залишаються невирішеними питання спрощення конструкцій та монтажу пристроїв, теоретичного та біомеханічного обґрунтування схем їх

побудови, а також порівняльного аналізу жорсткості фіксації фрагментів таранної кістки (П.В. Нікітін та ін., 2004).

Існують в джерелах літератури поодинокі експериментальні дослідження, присвячені порівнянню жорсткості фіксації кісткових фрагментів на натурній (трупній) моделі простого перелому шийки таранної кістки із застосуванням стандартних методик остеосинтезу та різних величин компресійного навантаження. При цьому, ці механічні випробування стосуються руйнівних методів контролю, отже, дослідження на кістковому трупному матеріалі значно поступаються рівню фізико-механічних властивостей живої тканини [8].

Нами не виявлено публікацій, присвячених визначенню напружено-деформованого стану (НДС) при різних видах остеосинтезу, які відображають деякі аспекти поведінки системи «таранна кістка – фіксатор». У зв'язку з зазначеними обставинами нами проведено експериментально-теоретичне дослідження на підставі біомеханічного комп'ютерного моделювання для порівняння жорсткості фіксації фрагментів таранної кістки при різних видах остеосинтезу за допомогою імітаційного методу кінцевих елементів (МКЕ).

Мета дослідження – дослідити напружено-деформований стан у різних моделях остеосинтезу шийки таранної кістки на підставі порівняльного математичного аналізу.

Результати дослідження та їх обговорення. Статичні розрахунки в роботі виконані за допомогою програмного комплексу ANSYS [9], де шляхом комп'ютерного моделювання визначали жорсткість фіксації кісткових фрагментів таранної кістки, що забезпечуються зовнішнім стрижневим пристроєм авторської конструкції [10] у порівнянні з традиційним внутрішньокістковим остеосинтезом спонгіозними гвинтами, введених в різних напрямках. У результаті розрахунків визначалися лінійні та кутові переміщення голівки моделі таранної кістки відносно свого рівноважного положення, величина яких характеризує жорсткість конструкції. У обох випадках умови закріплення були такі, що запобігали руху конструкції, але не впливали на деформації. Геометричні і механічні характеристики досліджуваних моделей визначалися за відомими залежностями механіки деформованого твердого тіла, експериментальних даних та довідкових матеріалів [11]. При оцінці отриманих результатів експерименту, виходили з того, що чим менше модуль вертикальних переміщень та модуль еквівалентних деформацій при близьких величинах еквівалентних напружень, тим вище характеристики жорсткості досліджуваної моделі конструкцій.

Результатом статичного розрахунку і порівняльного аналізу даних об'єктів дослідження є оцінка їх напружено-деформованого стану (НДС), параметри якого визначені по кожному з варіантів зовнішньої і внутрішньої фіксації. Максимальні показники параметрів НДС за всіма варіантами розрахунків, які отримані в результаті проведеного експериментального дослідження жорсткості фіксації різними конструкціями таранної кістки при її переломах на рівні шийки,

приведені в табл. 1.

Таблиця 1 – Максимальні значення параметрів НДС

Параметри НДС	Модель стрижневого пристрою	Модель фіксації гвинтами № 1	Модель фіксації гвинтами № 2
URES (мм)	0,193	0,1844	0,1727
ESTRN	0,03549	0,03236	0,03198
$\sigma_{\text{зКВ}}$ (МПа)	112,9	107	107

Деякі приклади епюр параметрів НДС в конструкціях стрижневого пристрою та спонгіозних гвинтах наведені на рис. 1.

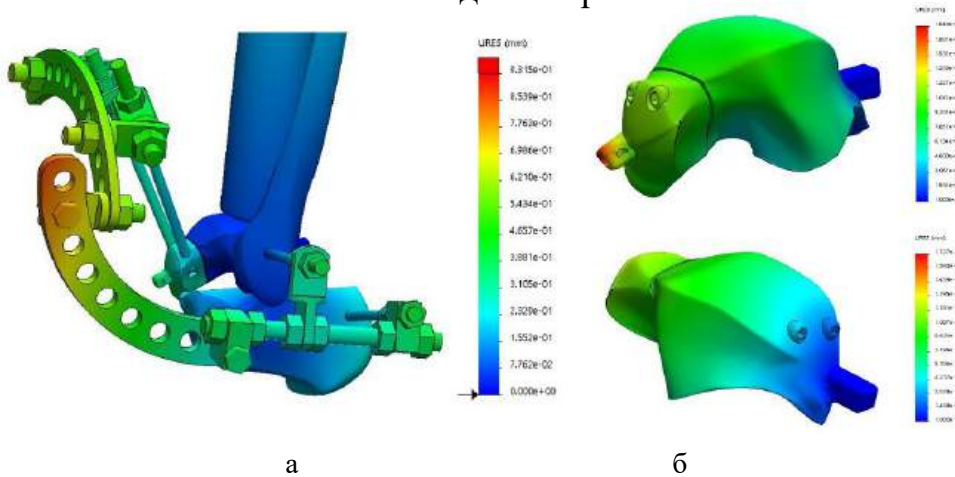


Рисунок 1. Сумарні (еквівалентні) переміщення в конструкціях стрижневого пристрою (а) та спонгіозних гвинтах (б) при використанні МКЕ (мм)

Результатом статичного розрахунку і порівняльного аналізу даних об'єктів дослідження є оцінка їх НДС, параметри якого визначені по кожному з варіантів зовнішньої і внутрішньої фіксації. Аналіз отриманих результатів чисельного експерименту виявив відмінності НДС елементів моделі перелому шийки таранної кістки, залежно від застосованих комп'ютерних моделей конструкцій для черезкісткового і внутрішнього остеосинтезу, та дозволив зробити ряд висновків:

1. Відносна деформація таранної кістки в стрижневому пристрої:

$$\varepsilon_{СП} = \frac{\Delta l}{l} = \frac{0,193}{45} = 0,004289.$$

2. Відносна деформація таранної кістки, фіксованої гвинтами:

Модель фіксації № 1:

$$\varepsilon_{B\text{№}1} = \frac{\Delta l}{l} = \frac{0,184}{45} = 0,004089$$

Модель фіксації № 2:

$$\varepsilon_{B\text{№}2} = \frac{\Delta l}{l} = \frac{0,1727}{45} = 0,003837$$

Зіставлення числових значень напружень і переміщень, отриманих при кінцево-елементному аналізі досліджуваних моделей конструкцій з використанням стрижневих елементів, дозволяє зробити висновок про достовірність тих допущень, які були прийняті на етапах геометричного і кінцево-елементного моделювання, а також буде достовірним і відносно граничних умов величин і характеру прикладання зовнішніх навантажень.

Співвідношення величин відносних деформацій таранної кістки при різних варіантах фіксації відламків представлені в табл. 2.

Таблиця 2 – Матриця співвідношень відносних деформацій таранної кістки

Відносна деформація при різних варіантах фіксації відламків	Стрижневий пристрій $\varepsilon_{СП} = 0,004289$	Модель гвинтів № 1 $\varepsilon_{B\#1} = 0,004089$	Модель гвинтів № 2 $\varepsilon_{B\#2} = 0,003837$
Стрижневий пристрій $\varepsilon_{СП} = 0,004289$	1	0,95	0,9
Модель гвинтів № 1 $\varepsilon_{B\#1} = 0,004089$	1,05	1	0,94
Модель гвинтів № 2 $\varepsilon_{B\#2} = 0,003837$	1,12	1,07	1

З аналізу даних табл. 2 видно, що параметри жорсткості фіксації фрагментів таранної кістки порівняно з моделями фіксації гвинтами (№ 1–2) мають один порядок і поступаються їм всього лише в межах 5–12%, що при настільки малих деформаціях не має визначального значення. Це означає, що жорсткість фіксації відламків таранної кістки гвинтами не має істотних переваг перед зовнішнім пристроєм. Отже, у підсумку, модель стрижневого пристрою має переваги за якістю малоінвазивної керованої фіксації у порівнянні з фіксацією відламків таранної кістки спонгіозними гвинтами, незалежно від напрямку їх введення.

Модель гвинтів № 2 для фіксації відламків таранної кістки має жорсткість на 6–7% вище, ніж модель гвинтів № 1, що не має визначального значення. Пояснюється це тим, що моделі гвинтів № 2 жорсткіше фіксуються в проксимальному відламку (тілі) більшого розміру, а модель гвинтів № 1 – в дистальному відламку (голівці) меншого розміру. Це призводить до того, що менш жорстко зафіксована ділянка голівки гвинта за рахунок більшої довжини відламка (тіла) таранної кістки отримує більше сумарне зміщення.

Отримані результати порівняльного математичного аналізу узгоджуються з даними літератури [12]. Розроблений нами стрижневий пристрій для остеосинтезу переломів шийки таранної кістки в ході дослідження показав досить високу стабільність фіксації, тому може бути рекомендований як метод вибору до застосування у клінічній практиці. Однак, проблема остеосинтезу переломів шийки таранної кістки має дотепер наявні суперечливі питання [13, 14], що спонукає до продовження досліджень у цьому напрямку.

Висновки. Експериментальне дослідження показало, що різниця жорсткості фіксації (максимальні значення переміщень, кутів повороту та параметрів НДС) між трьома варіантами остеосинтезу невелика і знаходиться у межах 5–12%, тобто зовнішній стрижневий пристрій лише несуттєво поступається за жорсткістю спонгіозним гвинтовим конфігураціям. Водночас за рахунок кращої закритої керованої фіксації та меншої травматизації м'яких тканин (інвазивності) стрижневий варіант є доцільнішим для остеосинтезу переломів шийки таранної кістки у клінічній практиці.

На підставі наявних даних щодо порівняння жорсткості зовнішньої і внутрішньої фіксації переломів шийки таранної кістки доказова база на жаль недостатня, оскільки ці питання потребують подальшого дослідження.

References

1. Russell TG, Byerly DW. (2025). Talus Fracture. StatPearls Publishing. PMID: 30969509
2. Giordano V, Liberal BR, Rivas D, Souto DB, Yazeji H, Souza FS, Godoy-Santos A, Amaral NP. (2021). Surgical management of displaced talus neck fractures: single vs double approach, screw fixation alone vs screw and plating fixation-systematic review and meta-analysis. *Injury*. 52(3):89-96. doi: 10.1016/j.injury.2021.01.047
3. Hinckley NB, Hassebrock JD, Karsen PJ, Deckey DG, Fernandez A, Kile TA, Drakos MC, Patel KA. (2022). Talus Visualization in Ankle Fractures: How Much Are We Really Seeing? *Orthop J Sports Med*. 7;10(1):23259671211066856. doi: 10.1177/23259671211066856
4. He B, Neiman R. (2021). Talar Neck and Sustentaculum Fracture Fixation. *J Orthop Trauma*. 35(2):56-57. doi: 10.1097/BOT.0000000000002168
5. Shamrock AG, Byerly DW. (2025). Talar Neck Fractures. StatPearls Publishing. PMID: 31194455
6. Turchyn AM, Ankin ML, Liabakh AP, Omelchenko TM, Shydlovskiy MS, Dyman MM. (2016). Surgical treatment of talus fractures using a biomechanically based bone fragment fixation system. *Vrachebnoe delo*. 3-4(1138):91-95. URL: <https://vrachebnoedelo.com/index.php/journal/issue/view/39/3-4-2016-PDF>
7. Bodnya OI, Sukhin YuV. (2019). Surgical treatment of talar neck fractures (early results). *Odeskyi medychnyi zhurnal*. 4-5(174-175):15-19. URL: http://nbuv.gov.ua/UJRN/Omj_2019_4-5_4
8. Shydlovskiy MS, Turchyn AM, Dyman MM. (2015). Biomechanical characteristics of different methods of fixation of talus fractures. *Visnyk NTUU, KPI: Mashynobuduvannya*. 2(74):51-60. doi: 10.20535/2305-9001.2015.74.48327
9. ANSYS Workbench User's Guide. Release (2009). 12.1:124. URL: https://www.academia.edu/36179611/ANSYS_Workbench_Users_Guide
10. Patent 139150 UA. МПК А61В 17/58. Device for rod-guided fixation of talar neck fractures / AI Bodnya. – № u201905809; declared 27.05.2019; published 26.12.2019; Bulletin № 24.
11. Berezovsky VA, Kolotylov NN. (1990). Biophysical characteristics of human

- tissues: Handbook. Kyiv : Naukova dumka. URL: <http://booksshare.net/index.php?id1=4&category=biol&author=berezovskiy-va&book=1990&page=3>
12. Kaewbumrung M, Anghong C, Rajbhandari P, Rungrattanawilai N. Talus Fracture – a Pathomechanical Study Using Finite Element Analysis. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2025;27(2):59-64. doi: 10.5604/01.3001.0055.2408
13. Hamilton GA, Doyle MD, Ligas CJ. Management of Talus Fractures. *Clin Podiatr Med Surg.* 2024;41(3):451-471. doi: 10.1016/j.cpm.2024.01.005
14. Lee C, Brodke D, Perdue PW Jr, Patel T. Talus Fractures: Evaluation and Treatment. *J Am Acad Orthop Surg.* 2020;28(20):e878-e887. doi: 10.5435/JAAOS-D-20-00116

ІНТЕЛЕКТУАЛЬНІ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ ЗДОРОВ'Я НАСЕЛЕННЯ В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ

Усенко Світлана Георгіївна

к.мед.наук, доцент

Кафедра громадського здоров'я та управління охороною здоров'я

Шаповал Дарія Володимирівна

здобувачка вищої освіти бакалаврського рівня

Зелена Вікторія Петрівна

здобувачка вищої освіти бакалаврського рівня

3 факультет

ХНМУ, Україна

Анотація. У роботі висвітлено значення інтелектуальних систем моніторингу здоров'я для сучасної медицини. Наведено результати дослідження HealthSnap (2024 р.), які підтверджують ефективність дистанційного контролю хронічних захворювань. Визначено переваги технологій eHealth і основні проблеми їх впровадження.

Ключові слова. Інтелектуальні системи моніторингу, дистанційна медицина, цифрова охорона здоров'я, eHealth, хронічні захворювання, HealthSnap, телемедицина, цифрові технології.

Актуальність . Сучасна система охорони здоров'я все більше потребує впровадження нових технологій, які можуть у реальному часі відстежувати стан організму людини. Це важливо, бо зростає кількість хронічних захворювань, існують ризики нових пандемій, а також відбувається старіння населення. Саме тому актуальним є використання інтелектуальних систем моніторингу, адже вони дають можливість швидко реагувати на зміни, накопичувати дані для аналізу та прогнозування, а ще підтримують розвиток цифрової медицини та концепції «eHealth».

Разом із тим, впровадження таких систем має і певні труднощі. Це можуть бути технічні проблеми, наприклад точність роботи сенсорів, стабільність