

## Біомеханічне обґрунтування диференційованого лікування переломів проксимального відділу великогомілкової кістки

Сивак А.М.<sup>1</sup>✉, Мусієнко О.С.<sup>2</sup>

**Резюме.** Метою дослідження було провести аналітичну валідацію та розробити анатомічно точну тривимірну модель колінного суглоба для біомеханічного аналізу розподілу навантаження при різних типах переломів проксимального відділу великогомілкової кістки (ПВВГК), з урахуванням впливу локалізації ураження на ризик посттравматичної нестабільності. **Матеріали і методи.** Геометрію колінного суглоба відтворено за даними КТ у програмному середовищі SolidWorks. Чисельний аналіз виконано в ANSYS (Static Structural) за методом скінченних елементів. У модель включено стегнову і великогомілкову кістки, меніски, передню і задню хрестоподібні, а також медіальні й латеральні коллатеральні зв'язки. Матеріали вважалися ізотропними, лінійно-еластичними. Досліджено три варіанти сіток: 30 001, 501 090 та 1 006 936 елементів. До верхньої площини стегнової кістки прикладено навантаження 750 Н, голілку зафіксовано консольно. Контакти жорстко зв'язані (bonded). Якість сітки оцінювали за показниками Skewness і Orthogonal Quality. Верифікацію FEM-моделі здійснено шляхом порівняння з аналітичними розрахунками на основі еквівалентної жорсткості системи пружин. **Результати.** Створено FEM-модель, що точно відтворює біомеханіку колінного суглоба в умовах сегментарних переломів. Виявлено, що найбільші напруження виникають у випадках ураження передньо- та задньо-латеральних сегментів (G та H), де фіксується максимальне зміщення фрагментів та пікове навантаження на зв'язки і меніски. Оптимальною для розрахунків визнано сітку з 501 090 елементів – вона забезпечує точність результатів при помірному обчислювальному навантаженні. **Висновки.** FEM-моделювання з урахуванням локалізації переломів дозволяє ідентифікувати критичні зони навантаження та прогнозувати нестабільність ще на етапі передопераційного планування. Результати можуть бути інтегровані у клінічні протоколи для вибору обсягу втручання – від фіксації до супутньої реконструкції м'якотканинних структур.

**Ключові слова:** колінний суглоб, метод скінченних елементів, переломи великогомілкової кістки, біомеханічне моделювання, нестабільність суглоба.

### Вступ

Переломи проксимального відділу великогомілкової кістки (ПВВГК) є одними з найбільш складних внутрішньосуглобових ушкоджень, які не лише порушують цілісність кісткових структур, а й часто супроводжуються пошкодженням зв'язкового апарату та менісків. Така комбінація ушкоджень може призводити до посттравматичної нестабільності колінного суглоба, що є одним із ключових чинників розвитку вторинного остеоартрозу та функціональної неспроможності суглоба [1, 2].

✉ Сивак А.М., dr.syvak@gmail.com

<sup>1</sup>ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», Україна, Київ

У клінічній практиці лікар-ортопед часто стикається з труднощами у діагностиці і тактичному плануванні лікування таких пацієнтів, особливо в умовах гострого травматизму, коли пріоритетом є стабілізація кісткових фрагментів [3, 4, 5]. Сучасні методи візуалізації, такі як МРТ та КТ, безсумнівно, є основою для оцінки структурних пошкоджень, однак не завжди дозволяють точно спрогнозувати функціональну неспроможність суглоба в умовах фізіологічного навантаження. Саме тому виникає необхідність у впровадженні об'єктивних кількісних підходів до оцінки стабільності колінного суглоба після переломів ПВВГК. Одним із таких методів є біомеханічне моделювання, зокрема метод скінченних елементів (МСЕ) [6, 7], який

дозволяє відтворити реалістичну анатомію, враховуючи властивості тканин, геометрію суглоба та граничні умови, що відповідають навантаженню в реальному житті. Упродовж останніх десятиліть було опубліковано чимало робіт, що описують застосування МСЕ для вивчення функції колінного суглоба. Зокрема, дослідники аналізували розподіл напружень у меніску, хрестоподібних та колатеральних зв'язках, особливості контактних поверхонь, динаміку руху при ходьбі чи стоянні [8]. Дослідження Yu C, Duan X, Gou Y., et al. [14] продемонструвало зміни розподілу навантаження на медіальний меніск при пошкодженні ПХЗ, а робота Stahl D, Serrano – Riera R, Collin K, Griffing R, Defenbaugh B, Sagi HC [15] була присвячена ролі латерального меніска в стабілізації суглоба після латеральних переломів плато. Попри цінність таких досліджень, багато з них базуються на спрощених або надто ідеалізованих моделях, що не відображають повною мірою анатомо-функціональні особливості ушкодженого коліна. Крім того, лише поодинокі роботи включали порівняння отриманих результатів з аналітичними розрахунками, що значно знижує валідність висновків. Водночас, недостатньо вивченими залишаються питання впливу типу перелому (наприклад, за

Schatzker або трисегментарною класифікацією) на розподіл напружень у м'якотканинних структурах коліна [9, 10, 11]. Аналіз доступних джерел свідчить про ряд характерних обмежень попередніх біомеханічних моделей: обмежену кількість варіантів сіток (як правило, використовувалися 1–2 варіанти без аналізу чутливості); ідеалізовану геометрію, яка не враховувала особливості післятравматичних змін; модель будувалася лише для однієї позиції коліна (наприклад, у розгинанні), що не дозволяло оцінити навантаження при функціональній активності; відсутність адекватного обґрунтування вибору граничних умов і характеристик матеріалів [11, 12]. Ці обмеження створюють прогалину між науковими дослідженнями та їх практичним застосуванням у клініці. Отже, існує потреба у створенні більш деталізованих, анатомічно точних та аналітично обґрунтованих моделей [3]. Основні клінічні проблеми при лікуванні ПБВГК включають необхідність своєчасного виявлення супутніх ушкоджень ПКЗ, ЗКЗ, менісків, а також вибір обґрунтованої тактики втручання: чи проводити відновлення зв'язок та шов меніска одночасно з металоостеосинтезом, чи відтермінувати реконструкцію до другого етапу лікування. Помилки на цьому етапі призводять до резидуальної

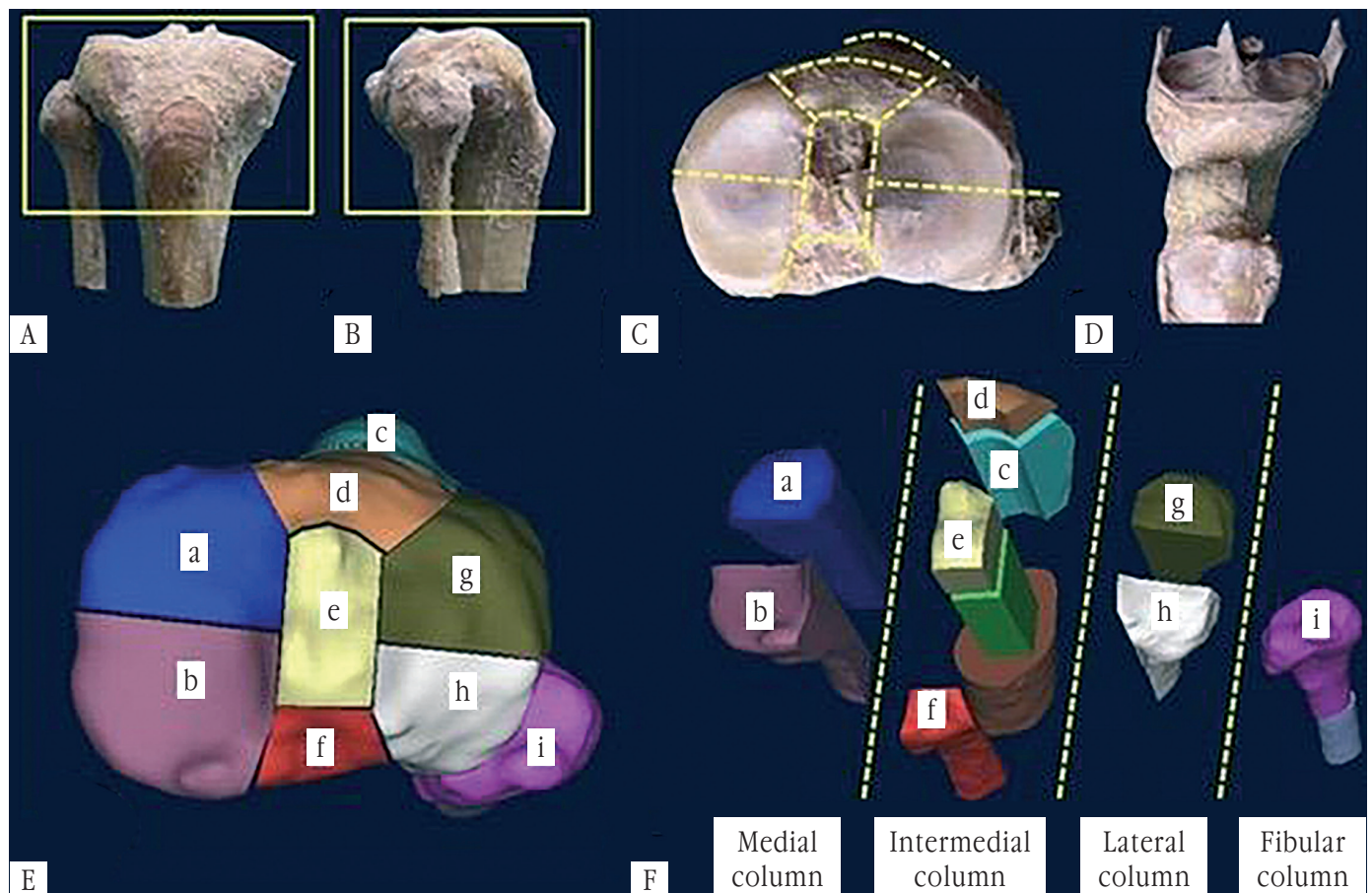


Рис. 1. 9-колонна класифікація ППБВК за Luo CF та ін. [13]

нестабільності, збільшення тривалості реабілітації та ризику розвитку остеоартрозу. Врахування біомеханічної інформації при плануванні втручання дозволяє уникнути гіпо- або гіперкорекції та індивідуалізувати лікування для кожного пацієнта.

**Мета дослідження:** оцінити вплив різних типів переломів проксимального відділу великогомілкової кістки (ПВВГК) на механічне навантаження в структурах колінного суглоба шляхом побудови та валідації анатомічно точної 3D FEM-моделі з урахуванням зв'язок і менісків.

## Матеріали і методи

Метою моделювання було дослідити розподіл напружень та деформацій у зв'язках і меніску під дією навантаження, що імітує вертикальне положення тіла людини (статичне навантаження стоячи), в умовах наявності різних типів переломів проксимального відділу великогомілкової кістки. Для візуалізації клінічної основи моделювання використано дев'ятисегментарну (9-колонну) класифікацію ушкоджень плато великогомілкової кістки, яка дозволяє деталізовано аналізувати вплив локалізації перелому на розподіл навантаження [13] (рис. 1).

Тривимірну модель колінного суглоба створено у SolidWorks на основі серії зображень комп'ютерної томографії. До моделі включено: стегнову кістку (дистальний епіметафіз), великогомілкову кістку (проксимальний епіметафіз), медіальний та латеральний меніски, передню і задню хрестоподібні зв'язки, а також медіальні та латеральні колатеральні зв'язки. Усі компоненти моделі вважалися ізотропними та такими, що мають лінійно-еластичну поведінку. Фізико-механічні властивості (модуль Юнга, коефіцієнт Пуассона, густина) базувалися на даних літературних джерел. Значення фізико-механічних властивостей представлено у таблиці 1.

**Таблиця №1**

### Фізико-механічні властивості структур

Структура	Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона	Густина (кг/м <sup>3</sup> )
Великогомілкова кістка	14 800	0,3	2 000
Стегнова кістка	19 100	0,3	2 100
Меніск	100	0,45	1 400
Зв'язки	300	0,45	1 100

Як свідчать дані наведені в таблиці, механічні

властивості тканин колінного суглоба істотно відрізняються залежно від їхньої анатомічної функції. Найвищі значення модуля пружності (модуль Юнга) демонструють кісткові структури: стегнова кістка – 19 100 МПа, великогомілкова – 14 00 МПа. Це відповідає їх головній ролі – забезпеченню опорної функції й передаванню навантажень [10].

М'якотканинні елементи суглоба, такі як меніск і зв'язки, мають значно нижчі значення модуля Юнга – відповідно 100 МПа і 300 МПа, що відображає їх здатність до амортизації та стабілізації під час руху. Коефіцієнт Пуассона для м'якотканинних структур становить 0,45, що вказує на їх високу поперечну деформативність при стисканні. Для кісткових тканин цей коефіцієнт дорівнює 0,3, що є типовим для щільної кістки.

Ці відмінності у механічних характеристиках були враховані при побудові моделі скінченних елементів (FEM), що забезпечує адекватне відтворення фізіологічної поведінки окремих структур колінного суглоба під дією навантаження.

Для чисельного моделювання використано програмне забезпечення ANSYS (модуль Static Structural). Скінченно-елементне розбиття здійснено із застосуванням тетраедральних об'ємних елементів. Використано функції локального згущення сітки (Body Sizing, Refinement) у зонах контакту та навантаження. Проаналізовано три конфігурації сітки: 30 001, 501 090 та 1 006 936 елементів.

До верхньої поверхні стегнової кістки прикладено навантаження 750 Н, що відповідає середньому вертикальному навантаженню при стоянні. Нижню частину великогомілкової кістки жорстко зафіксовано (консольне защемлення). Міжкомпонентні взаємодії моделювалися як жорстко фіксовані контакти (bonded). У моделі реалізовано обмеження кутових ступенів свободи для забезпечення стабільності.

Якість сітки оцінювали за показниками Skewness (оптимальні значення близькі до 0) та Orthogonal Quality (найкращі значення – близькі до 1). Найкращий баланс між точністю розрахунків і витратами обчислювальних ресурсів виявлено для сітки з 501 090 елементів.

Для верифікації чисельних результатів було проведено аналітичний розрахунок, що ґрунтується на лінійному законі Гука:  $F = k \cdot \Delta L$ , де  $F = 750$  Н,  $k$  – коефіцієнт жорсткості, а  $L$  – це стиснення/видовження пружини. Параметри для розрахунку: середня довжина зв'язок = 0,035 м; площа перерізу зв'язок = 0,00008962 м<sup>2</sup>; площа перерізу меніска = 0,00184755 м<sup>2</sup>; довжина меніска = 0,00503 м.

## Результати та їх обговорення

Після побудови та валідації тривимірної скінченно-елементної моделі колінного суглоба було проведено серію чисельних розрахунків для різних варіантів конфігурацій переломів, що охоплюють різні сегменти згідно з 9-сегментарною класифікацією. Особливу увагу приділено аналізу напружень у зв'язках, меніску, а також зміщенню фрагментів при прикладеному навантаженні 750 Н, що відповідає середньостатистичному вертикальному навантаженню на нижню кінцівку в положенні стоячи. 1. Медіальна колона (сегмент а): спостерігається поступове зростання напруження у медіальній колатеральній зв'язці (МКЗ) зі збільшенням ступеня зміщення, що досягає максимуму 23,09 МПа при зміщенні 4 мм. Напруження в медіальному меніску відповідно зростає з 6,30 до 9,40 МПа. Клінічно це проявляється як помірний вплив на м'якотканинні структури з середнім ризиком нестабільності.

Альтернативні колони (наприклад, передньо-латеральна, задньо-медіальна та комбіновані варіанти): дані свідчать про значно вищі пікові напруження у зв'язках, зокрема ПКЗ, у випадках комбінованих ушкоджень (AL+PL), що досягають 35,9 МПа – граничного рівня для клінічно значущої дестабілізації. Напруження в меніску в цих сценаріях перевищують 12 МПа, що є критичним для потенційного розриву або дегенерації. У той час як для зв'язок існують усталені пороги механічної витривалості, для меніска таких меж не встановлено. Однак за результатами біомеханічних досліджень, що аналізували поведінку меніска під дією стискаючих та зсувних сил, критичним значенням напруження вважається діапазон 10–12 МПа, за якого значно зростає ризик виникнення пошкоджень або дегенеративних змін, особливо в біло-червоній зоні.

На рисунку 2 представлено залежність напруження у зв'язках від зміщення з поділом по колонах.

Залежність напруження у зв'язках від зміщення (по колонах)

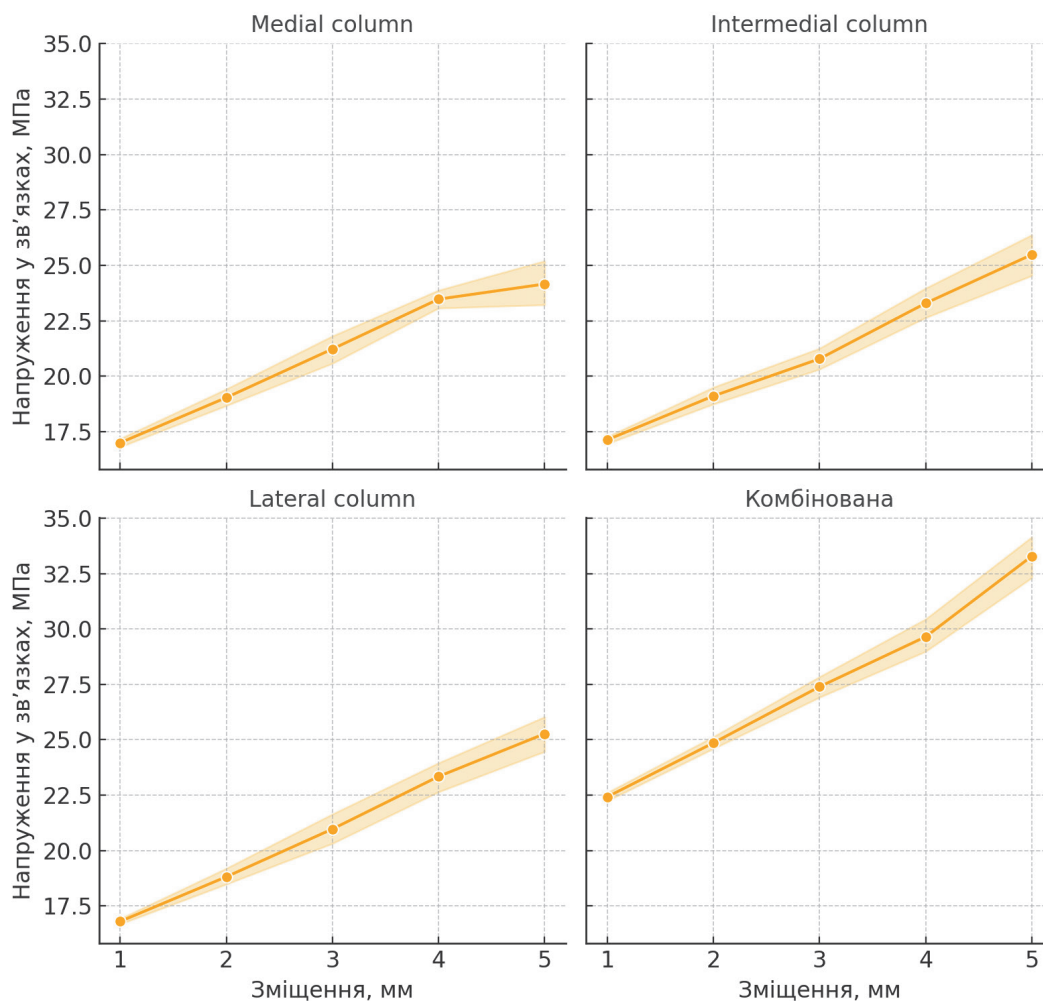


Рис. 2. Залежність напруження у зв'язках від зміщення по колонах

На рисунку 3 ілюструється напруження в меніску по сегментах.

На рисунку 4 представлено зонування ризику нестабільності залежно від зміщення і напруження.

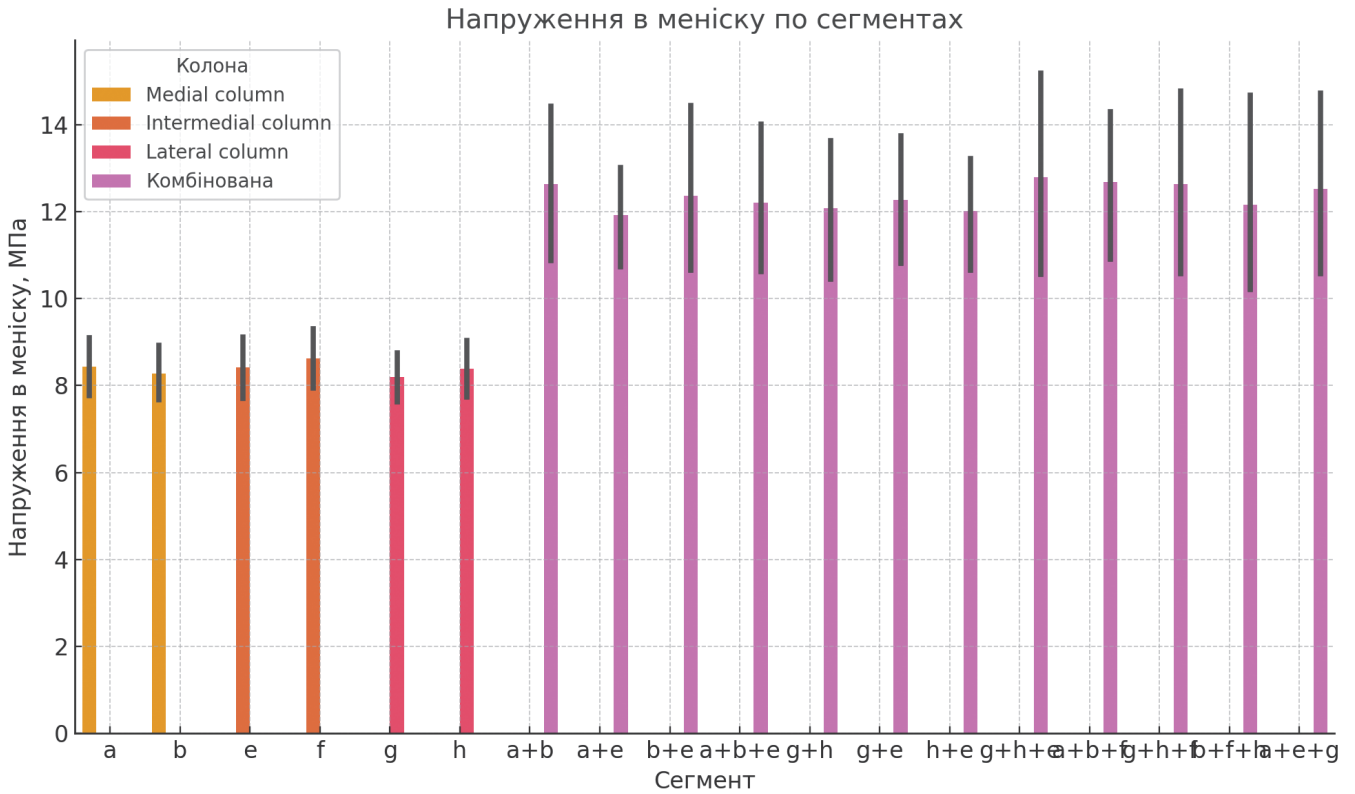


Рис. 3. Напруження в менісках по сегментах

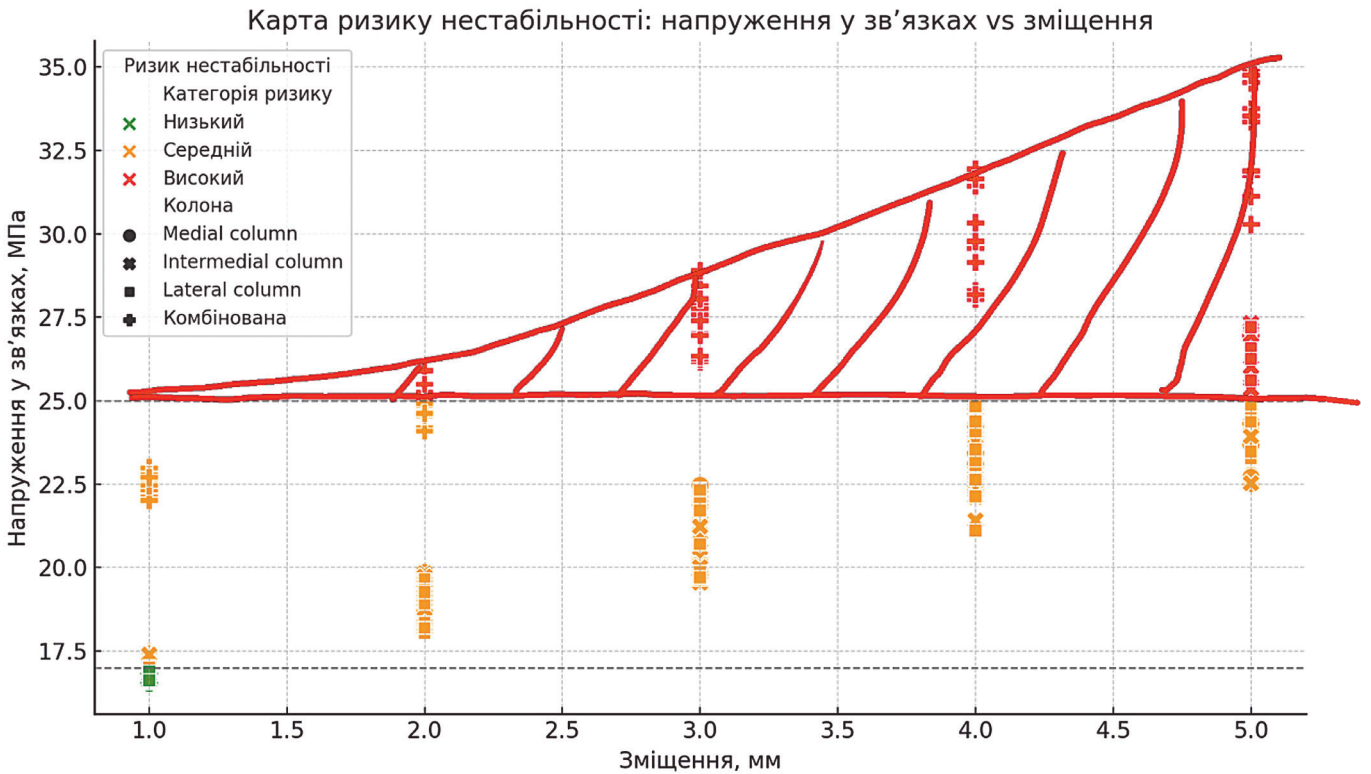


Рис. 4. Зонування ризику нестабільності залежно від зміщення та напруження

## Порівняльний аналіз сіток

Сітка середньої щільності (501 090 елементів) продемонструвала найкраще співвідношення між точністю результатів (мінімальна похибка щодо аналітичного розрахунку) та обчислювальними витратами – час моделювання склав 6 хв. 1 сек. Найгрубіша сітка (30 001 елемент) спричиняла суттєве зниження значень напружень і деформацій. Водночас найдеталізованіша сітка (1 006 936 елементів) не забезпечила значного підвищення точності (відмінність <10% порівняно із середньою сіткою), проте потребувала майже 28 хвилин обчислень. Таким чином, варіант із 501 090 елементів є оптимальним з точки зору практичного застосування.

Розподілені напруження за Мізесом показали локалізацію перевантаження в місцях прикріплення зв'язок та в зоні заднього рогу медіального меніска при переломах h та h+b типу. Найбільше напруження зосереджене на ПХЗ при зміщенні >4 мм у сегментах h, b. На основі комбінованого аналізу напружень, зміщень та структурного навантаження сформовано градації ризику нестабільності: низький ризик – сегменти з напруженням у зв'язках <17 МПа та зміщенням <2 мм; середній ризик – 17–25 МПа, зміщення 2–4 мм; високий ризик – >25 МПа, зміщення >4 мм. Ця градація дозволяє обґрунтовано підходити до тактики лікування, враховуючи не лише візуалізаційні дані, а й біомеханічний профіль ушкодження. Отримані результати біомеханічного моделювання дозволяють зробити низку важливих висновків щодо особливостей розподілу навантаження на м'якотканинні структури колінного суглоба залежно від локалізації перелому. Спостерігається чітка кореляція між ступенем зміщення кісткових фрагментів та напруженням у зв'язковому апараті, особливо при ураженні сегментів передньо-латеральної (AL) та задньо-латеральної (PL) колон, що узгоджується з клінічними спостереженнями щодо нестабільності суглоба після таких переломів.

Порівнюючи отримані дані з попередніми дослідженнями, слід відзначити, що більшість раніше побудованих моделей не включали варіативність сегментарного ураження та аналіз напружень у меніску і зв'язках окремо для кожного з них [6]. У цьому аспекті наша модель є більш деталізованою, з урахуванням анатомічної відповідності та повної механічної взаємодії між елементами колінного суглоба. Порівняно з моделями, описаними у роботах Yu C., et al. [14], Stahl D., et al. [15], наша модель враховує також клінічну інтерпретацію результатів, пропонуючи практичні рекомендації щодо тактики лікування. Наявність аналітичної валідації

забезпечує високу достовірність FEM-розрахунків, чим вигідно вирізняється від багатьох сучасних досліджень, де такі розрахунки проводяться без обґрунтування похибки [7].

Використання моделі з оптимальною кількістю скінченних елементів дозволяє досягти високої точності при помірному ресурсному навантаженні, що підвищує доцільність використання цього підходу у клінічній практиці. Обмеження нашого дослідження включають спрощення властивостей матеріалів (лінійно-еластична поведінка), а також моделювання в умовах лише одного виду навантаження – вертикального стискання. У подальших дослідженнях доцільно буде включити оцінку скручування, згинання, а також аналіз у динаміці (ходьба, біг). Додатково доцільним є включення більше індивідуалізованих моделей, побудованих на основі МРТ-конструкцій та аналіз впливу імплантів на стабільність суглоба. Незважаючи на зазначені обмеження, результати даного дослідження можуть бути безпосередньо інтегровані у клінічний алгоритм оцінки нестабільності після ПБВГК. Встановлена кореляція між локалізацією перелому, напруженням у м'якотканинних структурах та рівнем ризику нестабільності дозволяє обґрунтувати вибір тактики втручання – від консервативного ведення до одноетапного оперативного втручання з пластикою зв'язок і швом меніску.

Таким чином, використання біомеханічного аналізу як допоміжного інструменту прийняття рішень у лікуванні ПБВГК є перспективним напрямом розвитку персоналізованої ортопедії.

## Висновки

1. Побудовано анатомічно точну, верифіковану FEM-модель колінного суглоба з урахуванням основних м'якотканинних структур, яка дозволяє якісно оцінювати розподіл механічного навантаження при переломах проксимального відділу великогомілкової кістки.

2. Встановлено, що найбільше механічне навантаження на зв'язки та меніск виникає при ураженні передньо-латеральної (AL) та задньо-латеральної (PL) колон, що зумовлює високий ризик післятравматичної нестабільності.

3. Сформульовано біомеханічні порогові критерії ризику нестабільності залежно від величини напруження та ступеня зміщення, що може бути використано як об'єктивний інструмент для планування обсягу хірургічного втручання, включно з реконструкцією зв'язок і пластикою меніска.

4. Визначено оптимальну конфігурацію сітки

(501 090 скінченних елементів), яка забезпечує баланс між точністю результатів та ефективністю обчислень, що є важливим для інтеграції моделі у клінічну практику.

Конфлікт інтересів. Автор декларує відсутність конфлікту інтересів. Ця публікація не була, не є і не буде предметом комерційної зацікавленості в жодній формі.

## References

1. DiFelice GS, van der List JP. Clinical Outcomes of Arthroscopic Primary Repair of Proximal Anterior Cruciate Ligament Tears Are Maintained at Mid-term Follow-up. *Arthroscopy*. 2018;34(4):1085-1093. doi:10.1016/j.arthro.2017.10.028
2. Wahlquist M, Iaguilli N, Ebraheim N, Levine J. Medial tibial plateau fractures: a new classification system. *J Trauma*. 2007;63(6):1418-21. DOI: 10.1097/TA.0b013e3181469df5
3. Chana-Rodríguez F, Teixidor-Serra J, Boluda-Mengod J, Gomes-Vallejo J, Carrera-Fernandez I, Delgado Martinez A et al. Current concepts in tibial plateau fracture management: a Spanish Orthopaedic Trauma Association review. *OTA Int*. 2025;8(3 Suppl):e392. Published 2025 May 2. doi:10.1097/OI9.0000000000000392
4. Ren D, Liu Y, Lu J, Xu R, Wang P. A Novel Design of a Plate for Posterolateral Tibial Plateau Fractures Through Traditional Anterolateral Approach. *Sci Rep*. 2018;8(1):16418. Published 2018 Nov 6. doi:10.1038/s41598-018-34818-5
5. Prat-Fabregat S, Camacho-Carrasco P. Treatment strategy for tibial plateau fractures: an update. *EFORT Open Rev*. 2017;1(5):225-232. Published 2017 Mar 13. doi:10.1302/2058-5241.1.000031
6. Zhang J, Chen B, Chen B, Wang H, Han Q, Tang X et al. Clinical Application of Finite Element Analysis in Meniscus Diseases: A Comprehensive Review. *Arch Computat Methods Eng* 2025;32:4163–4195. <https://doi.org/10.1007/s11831-025-10265-02>
7. Zeng ZM, Luo CF, Putnis S, Zeng BF. Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation. *Knee*. 2011;18(1):51-54. doi:10.1016/j.knee.2010.01.006
8. Lu Y, Bai H, Wang Q, Ren C, Li M, Zhang K et al. The study of biomechanics and finite element analysis on a novel plate for tibial plateau fractures via anterolateral supra-fibular-head approach. *Sci Rep*. 2023;13(1):13516. DOI: 10.1038/s41598-023-40842-x.
9. ANSYS Mesh Metrics Explained. 2022. <https://featips.com/2022/11/21/ansys-mesh-metrics-explained/>
10. Wasserman S. What is the meaning of FEM analysis? *Engineering.com*, 2024. <https://www.engineering.com/what-is-the-meaning-of-fem-analysis/>
11. Madeti BK, Chalamalasetti SR, Bolla Pragada SKSsr. Biomechanics of knee joint — A review. *Front. Mech. Eng*. 2025;10:176–186 <https://doi.org/10.1007/s11465-014-0306-x>
12. Farrokhi S, Voycheck CA, Tashman S, Fitzgerald GK. A biomechanical perspective on physical therapy management of knee osteoarthritis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43(9):600-619. doi:10.2519/jospt.2013.4121
13. Luo CF, Sun H, Zhang B, Zeng BF. Three-column fixation for complex tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma*. 2010;24(11):683-692. doi:10.1097/BOT.0b013e3181d436f3
14. Yu C, Duan X, Gou Y, Liu K, Zhao W, Gao X et al. A review of finite element modeling and surgical simulation of meniscal tear in knee joint: progress and challenges. *Front Med (Lausanne)*. 2025;12:1661943. Published 2025 Sep 12. doi:10.3389/fmed.2025.1661943
15. Stahl D, Serrano-Riera R, Collin K, Griffing R, Defenbaugh B, Sagi HC. Operatively treated meniscal tears associated with tibial plateau fractures: a report on 661 patients. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2015;29(7): 322–324. doi: 10.1097/BOT.0000000000000290

## Biomechanical Rationale for Differentiated Treatment of Proximal Tibial Fractures

Syvak A.M.<sup>1</sup>✉, Musiienko O.S.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>SI «Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine», Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

**Summary. Objective.** The study aims to analytically validate and develop an anatomically accurate three-dimensional model of the knee joint for biomechanical analysis of load distribution in various types of proximal tibial fractures, considering the impact of injury localization on the risk of post-traumatic instability. **Materials and Methods.** The geometry of the knee joint was reconstructed from CT data using the SolidWorks software environment. Numerical analysis was performed in ANSYS (Static Structural) using the finite element method (FEM). The model included the femur and tibia, menisci, anterior and posterior cruciate ligaments, as well as medial and lateral collateral ligaments. Materials were assumed to be isotropic and linearly elastic. Three mesh variants were analyzed: 30,001; 501,090; and 1,006,936 elements. A load of 750 N was applied to the superior surface of the femur, while the tibia was fixed in a cantilever manner. Contacts were bonded. Mesh quality was assessed using Skewness and Orthogonal Quality metrics. FEM model verification was performed by comparison with analytical calculations based on the equivalent stiffness of a spring system.

**Results.** A FEM model accurately reproducing the biomechanics of the knee joint under conditions of segmental fractures was developed. The highest stress values were observed in cases involving the anterolateral and posterolateral segments (G and H), where maximum fragment displacement and peak loading on ligaments and menisci were recorded. The mesh with 501,090 elements was considered optimal for analysis, as it ensured high accuracy with moderate computational cost. **Conclusions.** FEM modeling with consideration of fracture localization enables identification of critical load zones and prediction of instability at the stage of preoperative planning. The results may be integrated into clinical protocols to guide the choice of surgical strategy—from fixation to combined soft tissue reconstruction.

**Key words:** knee joint; finite element method; tibial fractures; biomechanical modeling; joint instability.