

Аналіз напружено-деформованого стану моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки при різних варіантах її остеосинтезу під впливом згинаючого навантаження в сагітальній площині

Бур'янов О.А.¹, Кваша В.П.¹✉, Гліба Г.Г.¹, Карпінський М.Ю.², Яресько О.В.²

Резюме. Вступ. Переломи плато великогомілкової кістки відносяться до внутрішньосуглобових пошкоджень. Дискусійним питанням сьогодення є вибір пластини за своєю функціональною спроможністю, що залежить від характеру перелому та місця розташування конструкції, яке потребує подальшого вивчення. **Мета.** Дослідити показники напружень моделі при багатоуламкових переломах проксимального кінця великогомілкової кістки при різновидах стабілізації під впливом згинаючого навантаження в сагітальній площині. **Матеріали та методи.** Створена скінченно-елементна модель проксимального епіметафізу кісток гомілки з його багатоуламковим переломом. Вивчали 3 варіанти остеосинтезу: пластина з медіального боку, пластина з латерального боку та 2 пластини з обох боків. До тибіального плато великогомілкової кістки прикладали згинаючу силу, яка діє ззаду вперед. **Результати.** Пластина, яка накладена з латерального боку, забезпечує мінімальний рівень напружень в кісткових елементах моделі в зоні перелому. Винятком є кісткові фрагменти навколо фіксуючих гвинтів проведених через цю пластину, де рівень напружень перевищує позначку 35,0 МПа. Пластина накладена з медіального боку забезпечує мінімальний рівень напружень навколо фіксуючих гвинтів проведених через неї, але є підвищення рівня напружень на зовнішніх поверхнях кістки в зоні перелому, які в кілька разів вище за показники моделі з латеральним розташуванням пластини, але в абсолютних значеннях ці напруження не перевищують межі 11,1 МПа. Варіант фіксації двома пластинами забезпечує оптимальний варіант розподілу напружень в моделі. Однобічне накладання пластин теж може бути варіантом вибору з урахуванням характеру перелому, кількості уламків, їх розміру, технічних складнощів при накладанні пластин та ін. **Висновки.** Під дією згинаючого навантаження у сагітальній площині остеосинтез із двома пластинами забезпечує найменші напруження. Винятком є зона навколо гвинтів, де напруження в кісткових фрагментах залишаються підвищеними. У моделях з односторонньою фіксацією уламків основна різниця полягає в напруженнях на кісткових фрагментах поблизу гвинтів: при медіальному розташуванні пластини ці показники в кілька рази нижчі, ніж при латеральному.

Ключові слова: великогомілкова кістка, багатоуламковий перелом, остеосинтез, математичне моделювання.

Вступ

Переломи плато великогомілкової кістки, зокрема тип В,С, відносяться до внутрішньосуглобових пошкоджень за класифікацією АО/ASIF.

✉ Кваша В.П., vlkvasba@ukr.net

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» м. Харків, Україна

Епідеміологія даних переломів зростає з віком пацієнтів. У молодих людей переломи проксимального епіметафізу великогомілкової кістки (ПЕМВГК) складають близько 1% і превалюють пацієнти чоловічої статі. Водночас у людей похилого віку – 8%, переважно у пацієнтів жіночої статі. У людей похилого віку остеопороз є суттєвим і домінуючим фактором ризику виникнення даних переломів через низькоенергетичні механізми [1].

Нехірургічне лікування є варіантом для певних переломів і конкретних клінічних обставин. Показання до консервативного лікування включають: переломи без зміщення або з мінімальним зміщенням; варусну/вальгусну нестабільність менше 5°; важкі супутні захворювання, які не дозволяють застосувати оперативний метод; стан пацієнтів похилого віку з низьким функціональним статусом або стан тих, хто не пересувається і певні деформації відповідно допустимі. Окрім того, при наявності компресії кісткової тканини закрита репозиція не відновлює суглобову поверхню [2].

Враховуючи вищезазначені обмеження більшість дослідників доволі стримано ставляться до застосування консервативного методу особливо у пацієнтів молодого віку [3].

Оперативний метод забезпечується різними способами, включаючи малоінвазивні технології, зокрема артроскопічну техніку [4]. Незалежно від способу, стабілізація відламків проводиться гвинтами, різними за конструктивними та функціональними характеристиками пластинами, або їх комбінаціями [5,6].

Дискусійним питанням сьогодення є вибір пластини за її функціональною спроможністю: стабілізуюча, компресуюча, опорна і т.п. Цей вибір залежить від характеру перелому та місця розташування конструкції і потребує подальшого вивчення. Особливість використання накісткових пластин в тому, що вони витримують навантаження, які діють перпендикулярно площині пластини, і чинять досить слабкий опір навантаженням, які діють в паралельній площині. Отже, згинаючі навантаження в сагітальній площині потребують особливої уваги.

Мета. Дослідити показники напружень моделі при багатоуламкових переломах проксимального кінця великогомілкової кістки при різновидах стабілізації під впливом згинаючого навантаження в сагітальній площині.

Матеріали і методи

Для моделювання остеосинтезу великогомілкової кістки із багатоуламковим переломом її проксимального кінця в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» була створена скінченно-елементна модель проксимального епіметафізу кісток гомілки [7] (рисунк 1).



Рис. 1. Базова модель гомілки.

В ділянці проксимального епіметафізу великогомілкової кістки моделювали багатоуламковий перелом шляхом його розділення в різних площинах (рис. 2). Матеріалу в проміжках між фрагментами надавали властивості міжуламкового регенерату.

Вивчали 3 варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки накістковими пластинами: пластина з медіального боку, пластина з латерального боку та 2 платини з обох боків (рис. 3).

В нашому дослідженні скінченний елемент був представлений як тетраедр з десятьма вузлами з квадратичним апроксимуванням. Механічні характеристики кісткової тканини даної ділянки та металевих конструкцій були обрані за літературними даними [8,9] (таблиця 1).

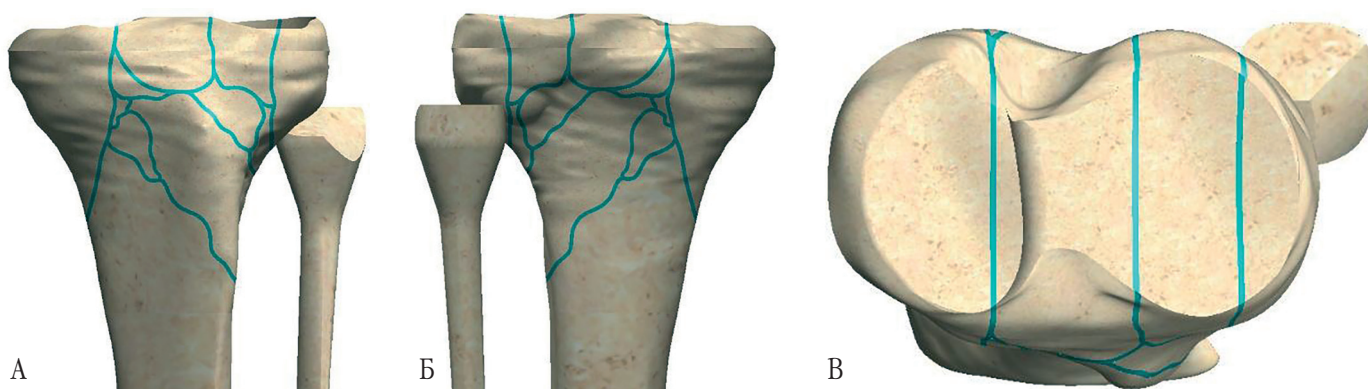


Рис. 2. Модель великогомілкової кістки з багатоуламковим переломом проксимального кінця: а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид зверху



Рис. 3. Варіанти остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки з його багатоуламковим переломом: а – пластина з медіального боку; б – пластина з латерального боку; в – дві пластини з обох боків.

Таблиця №1

Вихідні характеристики матеріалів, що використовувались

Матеріал	Модуль Юнга (Е), Мпа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Хірургічна сталь	2,1•10 ⁵	0,2

Всі моделі вивчались під дією сил на згин у сагітальній площині. Для цього до тібіального плато великогомілкової кістки прикладали згинаючу силу величиною 700 Н, яка діє ззаду вперед. Таке навантаження відповідає вазі пацієнта 70 кг. Дистальний кінець великогомілкової кістки мав жорстке закріплення. Схематичне зображення моделей та прикладання сил представлена на рис. 4.



Рис. 4. Схема навантаження моделей.

Для визначення величини напружень в різних відділах ділянки перелому, фіксуючих конструкціях та їх елементах були обрані контрольні точки (рис. 5, табл. 2).

Таблиця № 2

Локалізація обраних контрольних точок

№	Елемент моделі
1	Присередній виросток
2	Бічний виросток
3	Передня поверхня в зоні перелому
4	Задня поверхня в зоні перелому
5	Кістка навколо гвинтів в міжвиростковій зоні
6	Кістка навколо гвинтів в міжвиростковій зоні
7	Кістка навколо гвинтів в діяфізі
8	Кістка навколо гвинтів в діяфізі
9	Кістка навколо гвинтів в міжуламкових проміжках
10	Кістка навколо гвинтів в міжуламкових проміжках
11	Гвинти верхні (медіальні)
12	Гвинти верхні (латеральні)
13	Гвинти в діяфізі (медіальні)
14	Гвинти в діяфізі (латеральні)
15	Пластина медіальна
16	Пластина латеральна

Для оцінки характеристик моделей, які досліджувались, застосовували критерій Мізеса [10] та відповідний програмний пакет [11].

Результати

На початку експериментального дослідження вивчали показники моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки та її остеосинтезом накістковою пластиною, яка розташовувалась з медіального боку (рис. 6).

Під впливом згинаючого навантаження в сагітальній площині в моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку максимальні напруження

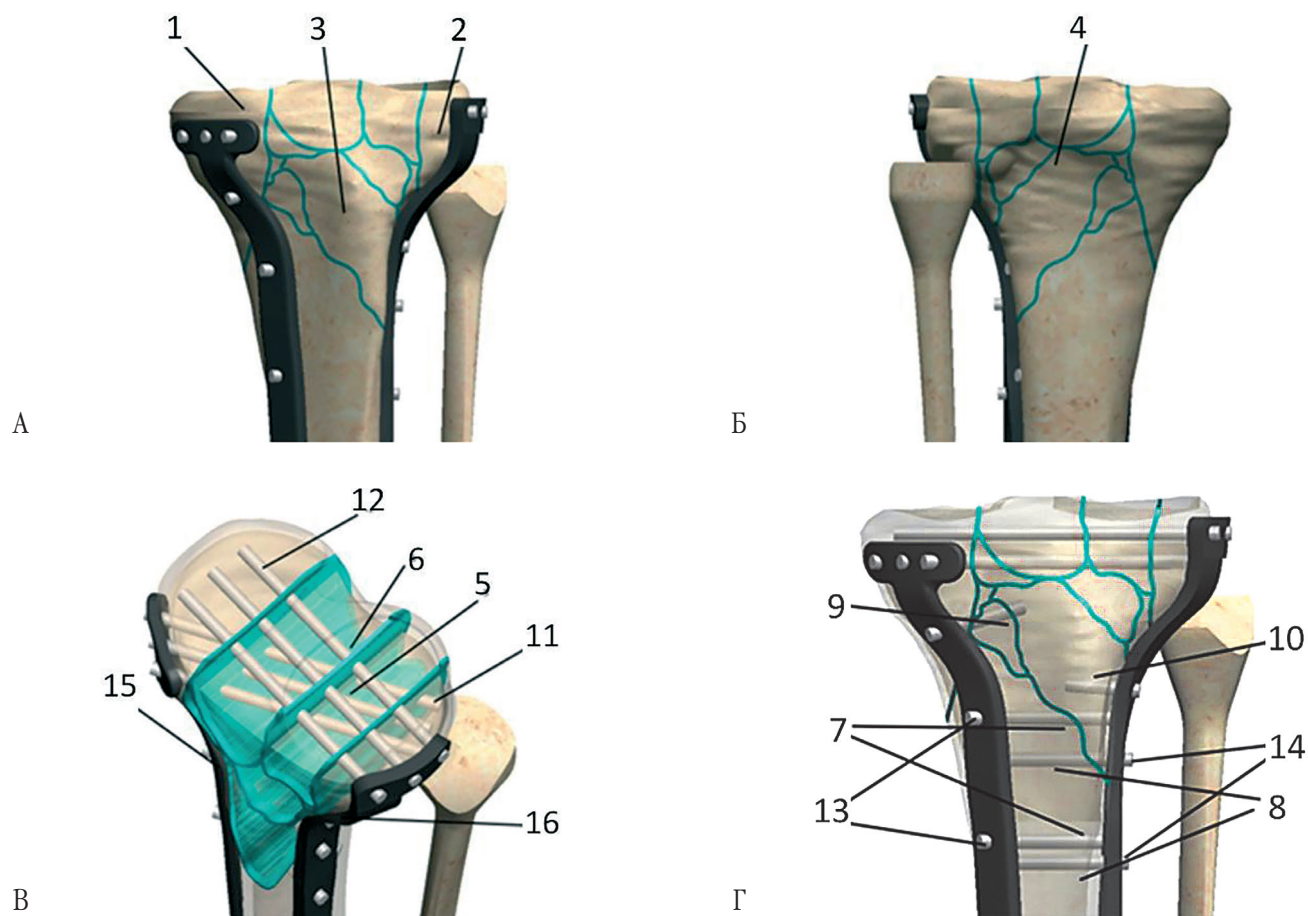


Рис. 5. Топографія контрольних точок:
А – вигляд спереду; Б – вигляд ззаду; В – вид зверху (гвинти); Г – вид спереду (гвинти)

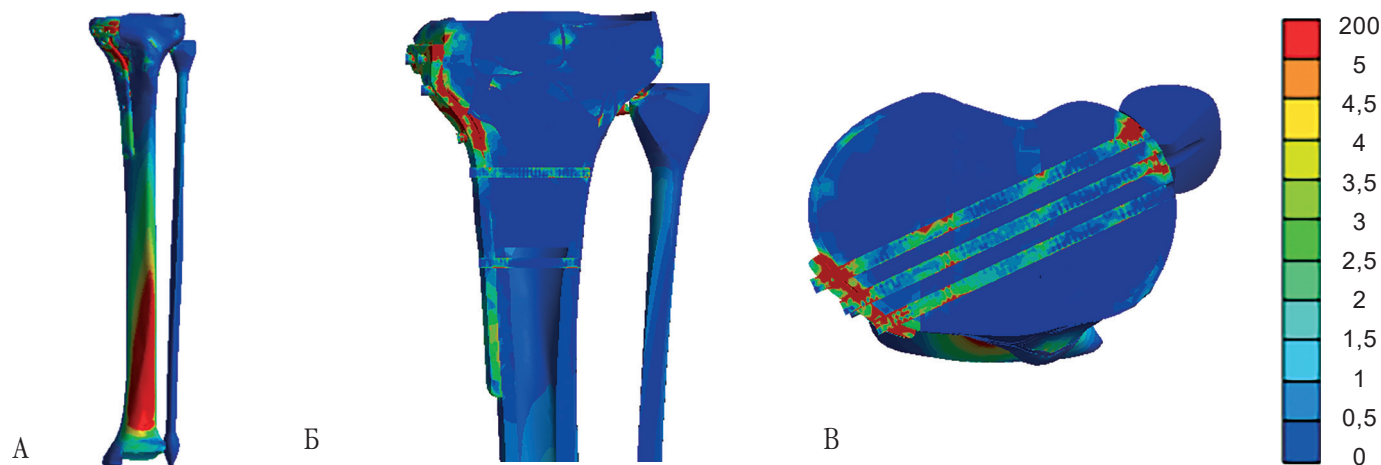


Рис. 6. Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку: А – загальний вид; Б – вид спереду (перетин по гвинтам в діяфізі); В – вид зверху (перетин по гвинтам в метафізі).

величиною 11,1 МПа виникають на присередньому виростку та 10,0 МПа навколо гвинтів в між-уламкових проміжках. Мінімальні значення напружень 1,6 МПа та 1,5 МПа зафіксовано на бічному виростку та на кісткових фрагментах навколо фік-

суючих гвинтів в міжвиростковій зоні. На інших ділянках великогомілкової кістки рівень напружень визначається в межах від 2,0 МПа до 6,7 МПа.

Напружено-деформований стан елементів металевої конструкції наведено на рис. 7.

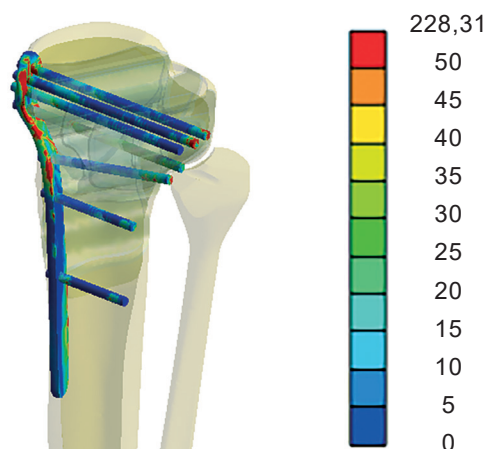


Рис. 7. Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з медіального боку.

При накладанні накісткової пластини з медіального боку під впливом згинаючого навантаження у сагітальній площині максимальні напруження 315,5 МПа виникають саме в пластині. На гвинтах в метафізарній частині кістки набувають значення напруження 193,3 МПа. Напруження на гвинтах в діафізарній частині великогомілкової кістки значно нижчі і не перевищують позначки 26,1 МПа.

Наступним етапом роботи вивчали розподіл напружень в моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку. Напружено-деформований стан кісткових елементів моделі відображений на рис. 8.

Остеосинтез накістковою пластиною з латерального боку проксимального кінця великогомілкової кістки під впливом згинаючого наванта-

ження у сагітальній площині викликає максимальні напруження величиною 36,7 МПа в кістковій тканині навколо гвинтів в міжвиростковій зоні. Напруження навколо цих гвинтів в міжуламкових проміжках теж набувають досі значної величини 12,3 МПа. В інших контрольних точках на кісткових елементах моделі рівень напружень низький і визначається в межах від 0,5 МПа до 2,0 МПа.

Розподіл напружень в елементах металевої конструкції показано на рис. 9.

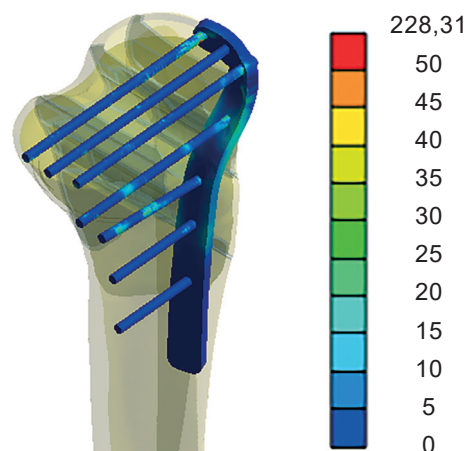


Рис. 9. Розподіл напружень в елементах металевої конструкції моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку.

Найвищі значення напружень 348,7 МПа визначаються в гвинтах, проведених в міжвиростковій зоні, чим обумовлений і високий рівень напружень в кісткових фрагментах навколо цих гвинтів. На гвинтах, розташованих в діафізі кістки, рівень

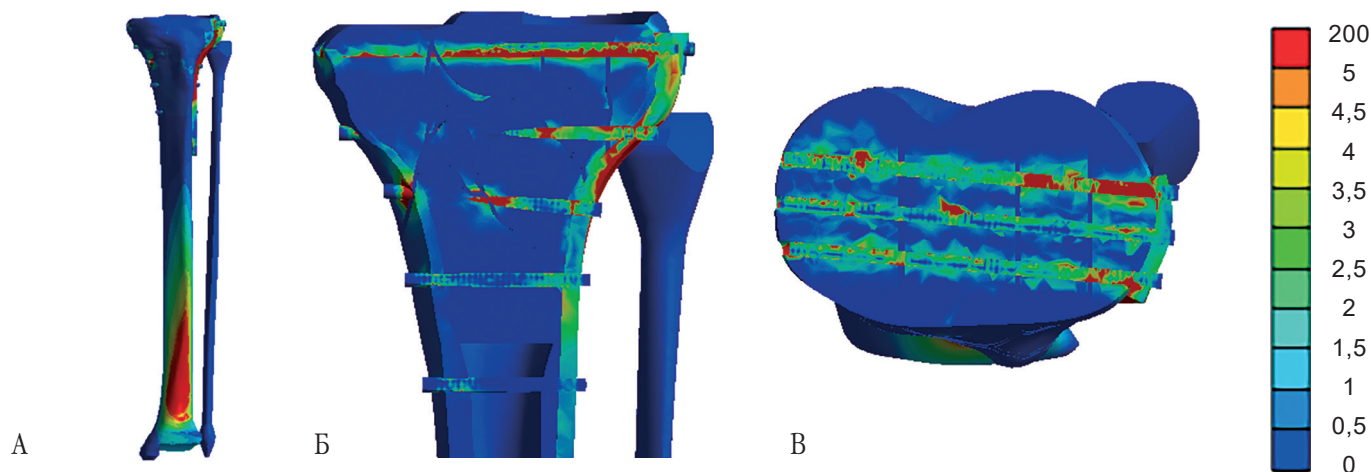


Рис. 8. Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом пластиною з латерального боку: А – загальний вид; Б – вид спереду (перетин по гвинтам в діафізі); В – вид зверху (перетин по гвинтам в метафізі).

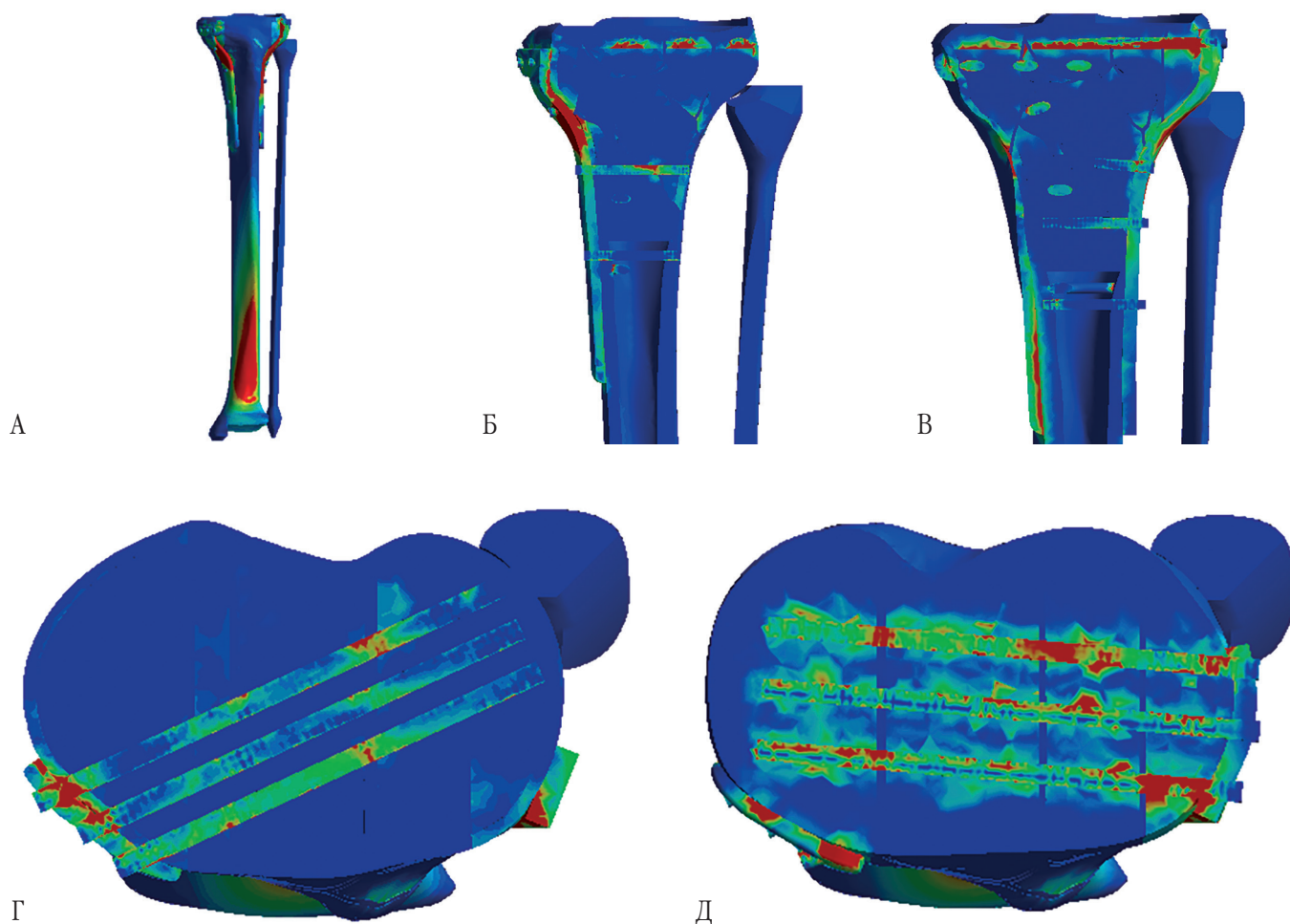


Рис. 10. Розподіл напружень в кістковій тканині моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і остеосинтезом двома пластинами: А – загальний вид; Б – вид спереду (перетин по гвинтам в діяфізі з медіального боку); В – вид спереду (перетин по гвинтам в діяфізі з латерального боку); Г – вид зверху (вид спереду по гвинтам в метафізі з медіального боку); Д – вид зверху (вид спереду по гвинтам в метафізі з латерального боку);

напружень визначається найнижчим – 21,6 МПа. Незначно вищий рівень напружень 27,3 МПа спостерігається і в накістковій пластині.

На заключному етапі роботи моделювали варіант остеосинтезу проксимального кінця великогомілкової кістки двома накістковими пластинами, розташованими з обох її боків. Характеристика стану моделі при даному варіанті стабілізації представлена на рис. 10.

Використання двох накісткових пластин веде до більш рівномірного розподілу напружень в кісткових елементах моделі, де їх рівень дуже низький і визначається в межах від 1,0 МПа до 5,0 МПа. Виняток складають фрагменти кістки в міжвиростковій зоні, напруження в яких навколо фіксуючих гвинтів, проведених з латерального боку, сягають позначки 30,8 МПа.

На рис. 11 наведено напружено-деформований стан елементів металевих конструкцій в моделі з остеосинтезом двома пластинами.

В порівнянні з моделями остеосинтезу однією пластиною, використання двох пластин веде до вирівнювання показників напруження між металевими елементами, розташованими з медіального та латерального боків. Так величина напружень на медіальній пластині знижуються до 196,2 МПа, при цьому на пластині з латерального боку визначається їх підвищення до позначки 92,9 МПа. На гвинтах, проведених з медіального боку в діяфізі також спостерігається зниження рівня напружень до 18,9 МПа, але з латерального боку, навпаки, відбувається їх підвищення до 24,0 МПа. Виняткова картина спостерігається в міжвиростковій зоні, де напруження на гвинтах знижується з обох боків і визначається на позначках 67,7 МПа з медіального боку та 235,7 – з латерального.

Рівень максимальних напружень, який був визначений на контрольних точках експериментальних моделей наведені в табл. 3.

Таблиця №3

Показники напружень в ділянках моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки і різними варіантами його остеосинтезу

Контрольні точки		Напруження, Мпа		
№	Елементи моделі	медіальна пластина	латеральна пластина	2 пластини
1	Кісткові	11,1	0,5	5,0
2		1,6	2,0	2,2
3		3,6	1,3	2,4
4		6,7	1,4	2,2
5		1,5		1,0
6			36,7	30,8
7		2,0		2,7
8			1,7	1,8
9		10,0		2,1
10			12,3	1,0
11	Металеві	193,3		67,7
12			348,7	235,7
13		26,1		18,9
14			21,6	24,0
15		315,5		196,2
16			27,3	92,9

Графічне зображення отриманих результатів демонструється рисунком 12.

Діаграма чітко ілюструє, що під дією згинаючих навантажень у сагітальній площині остеосинтез із застосуванням двох пластин забезпечує найменший рівень напружень у кісткових елементах моделі. Винятком є зона перелому, де в кісткових

фрагментах навколо гвинтів, розміщених із латерального боку, напруження досягають максимальних значень. У моделях з односторонньою фіксацією уламків ключові відмінності також проявляються в рівнях напруги на кісткових фрагментах поблизу фіксуючих гвинтів: при латеральному розміщенні пластини ці показники в кілька разів вищі, що є суттєвим недоліком.

Порівняння рівня напруги на елементах металевих конструкцій в моделях великогомілкової кістки при багатофрагментарних переломах її та застосування відмінних варіантів стабілізації представлено на рисунку 13.

Діаграма наочно свідчить, що використання двох пластин при остеосинтезі дозволяє досягти найнижчого рівня напружень в елементах металевої конструкції порівняно з моделями одностороннього остеосинтезу. Виняток становить пластина з латерального боку, де напруження дещо перевищують показники моделі з однією пластиною, але ця різниця незначна.

Обговорення

Результати проведеного дослідження показали, що в моделі гомілки з багатоуламковим переломом проксимального кінця великогомілкової кістки пластина, яка накладена з латерального боку, має переважне значення для опору згинаючим навантаженням, що діють в сагітальній площині. Саме ця пластина забезпечує мінімальний рівень напруження в кісткових елементах моделі в зоні

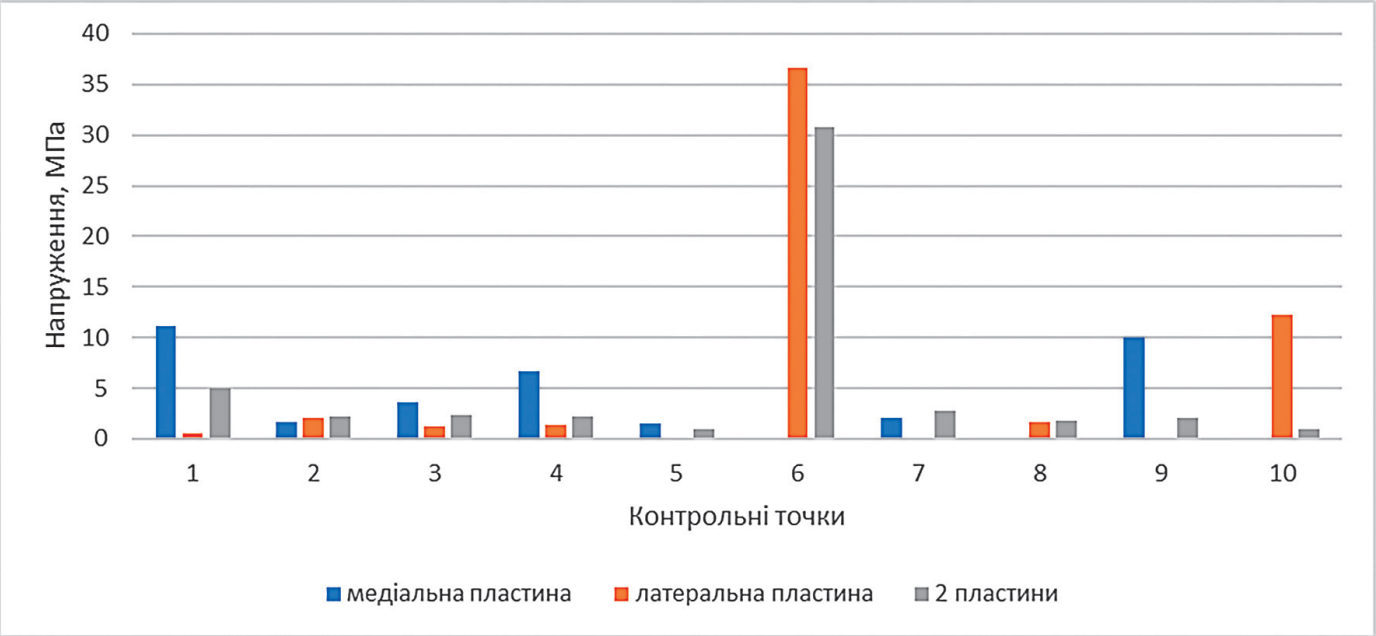


Рис. 12. Діаграма величин стану зосередження сил кісткових елементах моделі гомілки при переломі з множинними уламками в ділянці проксимального епіметафізу os tibia при різних способах стабілізації.

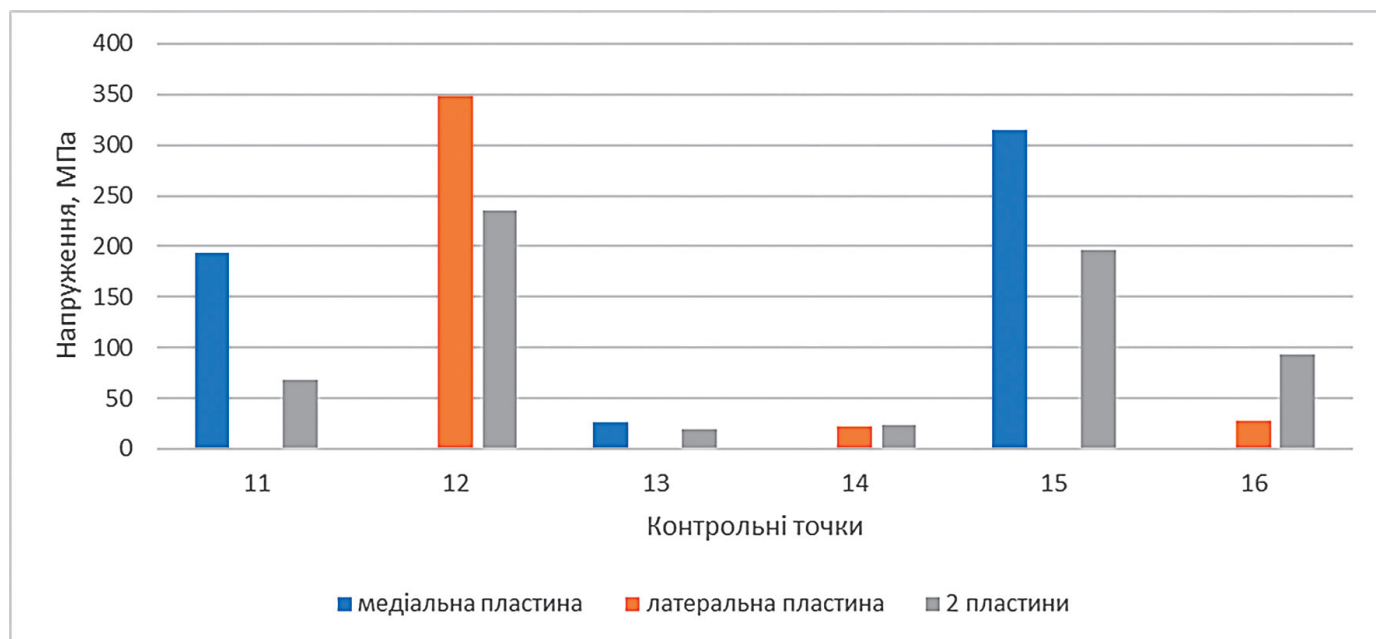


Рис. 13. Діаграма отриманих показників напруження на металевих конструкціях при різних способах остеосинтезу.

перелому. Винятком є кісткові фрагменти навколо фіксуючих гвинтів проведених через цю пластину, де рівень напружень перевищує позначку 35,0 МПа. Пластина накладена з медіального боку забезпечує мінімальний рівень напружень навколо фіксуючих гвинтів проведених через неї. Однак суттєво підвищується рівень напруги на зовнішніх поверхнях кістки в зоні перелому, який в кілька рази вище за аналогічні показники моделі з латеральним розташуванням пластини. Варто відзначити, що при цьому в абсолютних значеннях ці напруження не перевищують межі 11,1 МПа. Варіант фіксації фрагментів кістки двома пластинами з обох боків поєднує переваги кожної з пластин і забезпечує оптимальний варіант розподілу напруги в моделі. Отже, за критерієм розподілу напруги, можна стверджувати, що остеосинтез двома пластинами є оптимальним варіантом фіксації. Варіанти одностороннього накладання пластин теж можуть бути варіантом вибору з урахуванням характеру перелому, кількості уламків, їх розміру, технічних складнощів при накладанні пластин та ін.

Висновки

Під дією згинаючого навантаження у сагітальній площині остеосинтез із двома пластинами забезпечує найменші напруження як у кісткових елементах моделі, так і в компонентах металеві конструкції. Винятком є зона навколо гвинтів, розміщених із латерального боку в метафізарній ділянці, де нап-

руження в кісткових фрагментах залишається підвищеним. У моделях з односторонньою фіксацією уламків основна різниця також полягає в напрузі на кісткових фрагментах поблизу гвинтів: при медіальному розташуванні пластини показники в кілька рази нижчі, ніж при латеральному.

Конфлікт інтересів:

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

References

1. Donovan RL, Smith JRA, Yeomans D, Bennett F, Smallbones M, White P, et al. Epidemiology and outcomes of tibial plateau fractures in adults aged 60 and over treated in the United Kingdom. *Injury*. 2022;53(6):2219–25. doi:10.1016/j.injury.2022.03.048.
2. Lim JA, West C, Lim JR, Thahir A, Krkovic M. Conservative management of varus/valgus stable tibial plateau fractures in osteoporotic bone – preliminary results and considerations. *Arch Bone Jt Surg*. 2023;11(4):270–7. doi:10.22038/ABJS.2023.62563.3044.
3. Assink N, El Moumni M, Kraeima J, Bosma E, Nijveldt RJ, van Helden SH, et al. Radiographic predictors of conversion to total knee arthroplasty after tibial plateau fracture surgery. *J Bone Joint Surg Am*. 2023;105(16):1237–45. doi:10.2106/JBJS.22.00500.
4. Cheng YH, Yang CP, Chang SS, Weng CJ, Chiu CH, Chan YS. Arthroscopic-assisted reduction and internal fixation for complex tibial plateau fracture: radiographic and clinical outcomes with long-term follow-up. *J Orthop Surg Res*. 2023;18(1):448. doi:10.1186/s13018-023-03938-8.
5. Wei G, Niu X, Li Y, Chang T, Zhang J, Wang H, et al. Biomechanical analysis of internal fixation system stability for tibial

plateau fractures. *Front Bioeng Biotechnol.* 2023;11:1199944. doi:10.3389/fbioe.2023.1199944.

6. Yan B, Huang X, Xu Y, Zou C. A novel locking buttress plate designed for simultaneous medial and posterolateral tibial plateau fractures: concept and comparative finite element analysis. *Orthop Surg.* 2023;15(4):1104–16. doi:10.1111/os.13660.

7. Карпінський МЮ, Строев МЮ, Березка МІ, Григорук ВВ, Яресько ОВ. Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків кісток гомілки за переломів у верхній третині діафіза (математичне моделювання). *Ортопедія, травматологія та протезування.* 2022;(3–4):45–51.

Karpinsky MYu, Stroiev MYu, Berezka MI, Hryhoruk VV, Yaresko OV. Effectiveness of resistance to torsional loads of various osteosynthesis options for tibial fragments in fractures of the upper third of the diaphysis (mathematical modeling). *Ortop Travmatol Protez.* 2022;(3–4):45–51. [in Ukrainian]

8. Строев МЮ, Березка МІ, Власенко ДВ, Бітчук МД, Карпінський МЮ, Яресько ОВ. Аналіз напружено-деформованого стану моделі великогомілкової кістки при її переломі у верхній третині з різними варіантами остеосинтезу в умовах зростаючого згинального навантаження. *Травма.* 2023;24(3):28–37.

Stroiev MYu, Berezka MI, Vlasenko DV, Bitchuk MD, Karpinsky MYu, Yaresko OV. Analysis of the stress–strain state of the tibial model in case of its fracture in the upper third with various types of osteosynthesis under increasing bending load. *Trauma.* 2023;24(3):28–37. [in Ukrainian]

9. Gere JM, Timoshenko SP. *Mechanics of Materials.* Boston: PWS Publishing Company; 1997. 912 p.

10. Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering.* Oxford: Butterworth-Heinemann; 2017. 782 p.

11. Kurowski PM. *Engineering Analysis with COSMOSWorks 2007.* Mission (KS): SDC Publications; 2007. 263 p.

Analysis of the Stress–Strain State of a Model of the Tibia With a Comminuted Fracture of the Proximal Tibia Under Different Variants of Osteosynthesis Under Bending Load in the Sagittal Plane

Burianov O.A.¹, Kvascha V.P.^{1✉}, Hliba H.H.¹, Karpinskyi M.Iu.², Yaresko O.V.²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMS of Ukraine», Kharkiv, Ukraine

Summary. Introduction. Fractures of the tibial plateau are intra-articular injuries. The current debatable issue is the selection of a plate based on its functional capacity, which depends on the nature of the fracture and the position of the implant, and requires further study. **Objective.** The study aims to investigate the stress values in a model of comminuted fractures of the proximal tibia under different types of stabilization when exposed to bending load in the sagittal plane. **Materials and Methods.** A finite element model of the proximal epimetaphysis of the tibia with a comminuted fracture was created. Three variants of osteosynthesis were studied: (1) a plate on the medial side, (2) a plate on the lateral side, and (3) two plates on both sides. A bending force was applied to the tibial plateau, acting from posterior to anterior. **Results.** A plate applied on the lateral side provides the lowest stress levels in the bone elements of the model within the fracture zone. The exception is the bone fragments around the fixing screws passing through this plate, where the stress level exceeds 35.0 MPa. A plate applied on the medial side provides minimal stress around its fixing screws, but the stresses on the outer bone surfaces in the fracture zone increase and are several times higher than in the model with the lateral position of the plate; however, in absolute values, these stresses do not exceed 11.1 MPa. The variant of fixation with two plates provides the most optimal distribution of stresses in the model. Unilateral plate application may also be considered, taking into account the nature of the fracture, the number and size of fragments, technical difficulties of plate placement, etc. **Conclusions.** Under bending load in the sagittal plane, osteosynthesis with two plates provides the lowest stresses. The exception is the area around the screws, where stresses in the bone fragments remain increased. In models with unilateral fixation of fragments, the main difference lies in stress levels near the screws: with the medial position of the plate, these values are several times lower than with the lateral position.

Keywords: tibia; comminuted fracture; osteosynthesis; mathematical modeling.