

Строев М.Ю.¹, Березка М.І.¹, Власенко Д.В.¹, Карпінський М.Ю.², Яресько О.В.²

¹Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна

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

Математичне моделювання протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків гомілки при її переломі в нижній третині діяфіза

Резюме. Актуальність. Надмірна вага пацієнта створює певні складності щодо перебігу захворювання, що викликані зростанням навантаження на біомеханічну конструкцію. Кістки гомілки зазнають значних навантажень на кручення. Такі навантаження є найбільш небезпечними, тому що являють собою складну комбінацію навантажень на згин, розтягнення й стискання. **Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині діяфіза під впливом навантаження на кручення при різних варіантах остеосинтезу і залежно від ваги пацієнта. **Матеріали та методи.** Моделювали перелом у нижній третині великогомілкової кістки і три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової платини й інтрамедулярного стрижня. До тибіального плато великогомілкової кістки прикладали крутний момент величиною 7 і 12 Н·м. **Результати.** Інтрамедулярний стрижень забезпечує мінімальний рівень напружень у зоні перелому при навантаженні на кручення. Остеосинтез накістковою пластиною не забезпечує значних знижень напружень у жодній зоні великогомілкової кістки, виняток становлять фіксуючі гвинти, де напруження дорівнюють нулю. Що стосується величин напружень на елементах металевих конструкцій, то в цьому випадку накісткова пластина виглядає краще за інші конструкції. Апарат зовнішньої фіксації та інтрамедулярний стрижень забезпечують зменшення величин напружень у зоні перелому значно нижче від рівня показників для неушкодженої кістки. У дистальному відділі найнижчий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. У проксимальному відділі великогомілкової кістки напруження, що перевищують показники моделі з неушкодженою кісткою, виникають при використанні інтрамедулярного стрижня. Найменші напруження виникають у накістковій пластині. Те саме відбувається і навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів при використанні накісткової платини, де напруження визначаються на найнижчому рівні порівняно з іншими конструкціями. **Висновки.** Найвищі показники рівня напружень у зоні перелому визначено при використанні накісткової платини, одночасно на металевій конструкції і фіксуючих гвинтах напруження визначаються на найнижчому рівні. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень у зоні перелому, але не доміком є високий рівень напружень у проксимальному відділі великогомілкової кістки. Найнижчі показники напружень у зоні перелому й проксимальному фрагменті великогомілкової кістки визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, але в дистальному відділі рівень напружень є найвищим серед усіх варіантів остеосинтезу. Отже, за критерієм величини напружень у зоні перелому при діяфізарних переломах великогомілкової кістки в нижній третині найбільш ефективним виявляється остеосинтез за допомогою інтрамедулярного стрижня. Найменш ефективною є накісткова пластина.

Ключові слова: гомілка; діяліз; нижня третина; перелом; кручення; остеосинтез

Вступ

Пацієнти з переломами кісток гомілки і супутньою надмірною вагою зустрічаються досить часто [1]. У даному випадку надмірна вага пацієнта створює певні складності в перебігу захворювання, викликані зростанням навантаження на біомеханічну конструкцію [2, 3]. Хоча особливості роботи різних засобів остеосинтезу довгих кісток при стисканні й згинанні добре вивчені [4], кістки гомілки в силу свого функціонування зазнають значних навантажень на кручення. Такі навантаження є найбільш небезпечними, тому що являють собою складну комбінацію навантажень на згин, розтягнення і стискання [5].

Мета: провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині діафіза під впливом навантаження на кручення при різних варіантах остеосинтезу і залежно від ваги пацієнта.

Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінченно-елементна модель гомілки людини [6]. Загальний вигляд моделі наведено на рис. 1.

Модель складалася з великогомілкової та малогомілкової кісток і кісток стопи. В усіх суглобах між кістковими елементами робили прошарок з механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі моделювали перелом в нижній третині великогомілкової кістки та три види остеосинтезу за допомогою апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. У проміжку між кістковими фрагментами в зоні перелому імітували кістковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у нижній третині великогомілкової кістки та різними видами остеосинтезу наведено на рис. 2.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був

обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усім матеріалам, з яких склалися моделі, задавали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга і коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [7–10]. Властивості кісткового регенерату обирали з огляду на той факт, що це новоутворена тканина, яка активно змінює власні властивості в процесі свого росту й формування від 0 до показників здорової кісткової тканини. На якомусь початковому етапі свого формування він має модуль пружності 1,0 МПа. Властивості металевих конструкцій обирали за даними технічної літератури [11]. Дані про механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні, наведено в табл. 1.

Усі моделі досліджували під впливом навантаження на кручення. Для цього до тибіального плато великогомілкової кістки прикладали крутний момент величиною 7 і 12 Н·м, що відповідає вазі пацієнтів 70 і 120 кг відповідно. Стопа моделей була жорстко закріплена.

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень у проксимальному й дистальному фрагментах великогомілкової кістки, зоні перелому, металевій конструкції та кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Дані про величини напружень у контрольних точках моделі в нормі брали з нашої попередньої роботи [6].

Дослідження моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [11].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [12].

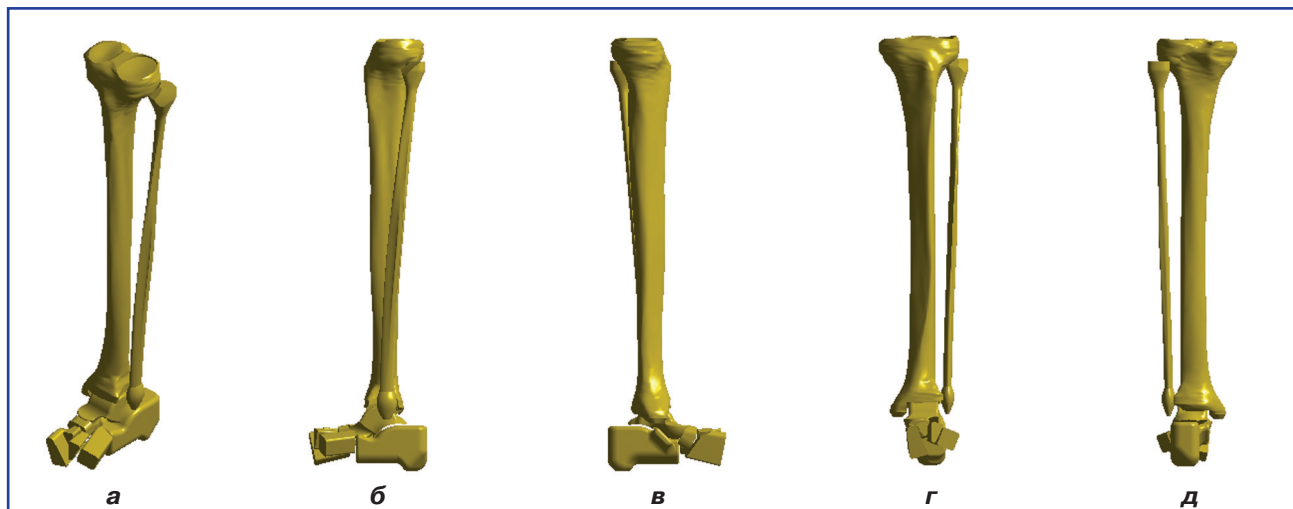


Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: а) загальний вигляд; б) вигляд з медіального боку; в) вигляд з латерального боку; г) вигляд спереду; д) вигляд ззаду

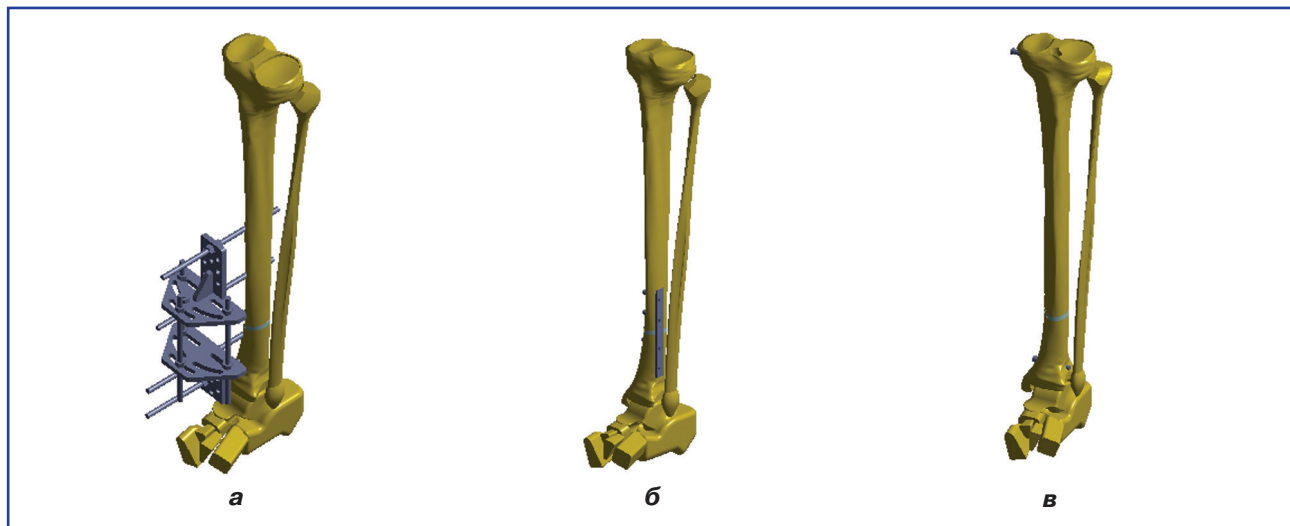


Рисунок 2. Моделі перелому великогомілкової кістки в нижній третині з остеосинтезом: а) АЗФ; б) накістковою пластиною; в) інтрамедулярним стрижнем

Результати та обговорення

На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині під впливом навантаження на кручення величиною 7,0 Н·м. На рис. 3 наведена картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом АЗФ.

За наявності перелому великогомілкової кістки в її нижній третині при використанні остеосинтезу за допомогою АЗФ крутний момент величиною 7,0 Н·м викликає максимальні напруження 4,3 МПа на проксимальному кінці великогомілкової кістки. У нижче розташованих відділах усе навантаження сприймає на себе АЗФ, напруження на якому сягають позначки 269,0 МПа. Також високий рівень напружень 53,4 МПа спостерігається на фіксуючих гвинтах і навколо їх у кістковій тканині. Отже, це дозволяє зняти напруження з дистального фрагмента, де вони визначаються на рівні 1,1 МПа, і, що особливо важно, із зони перелому, де вони не перевищують 0,2 МПа.

Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м, що наведений на рис. 4.

Використання накісткової пластини для остеосинтезу великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині під впливом навантаження на кручення величиною 7,0 Н·м порівняно з остеосинтезом АЗФ призводить до підвищення величини напружень у зоні перелому до 9,1 МПа і в проксимальному і дистальному фрагментах — до 5,7 і 1,9 МПа відповідно. На самій пластині визначається дуже високий рівень напружень — 93,0 МПа, при цьому напруження на фіксуючих гвинтах визначаються на дуже низькому рівні — 1,6 МПа.

На рис. 5 відображено розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м.

Інтрамедулярний стрижень при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у нижній третині чинить суттєвий спротив крутним навантаженням. Наслідком цього є зниження величини напружень у зоні перелому до 0,1 МПа і в проксимальному фрагменті — до 0,5 МПа. Натомість у дистальному фрагменті визначається досить високий рівень напружень — 15,7 МПа. Напруження на самому стрижні сягають позначки 262,0 МПа, а на фіксуючих гвинтах — 11,3 МПа.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні

| Матеріал | Модуль Юнга (E), МПа | Коефіцієнт Пуассона (ν) |
|--------------------------|----------------------|-------------------------|
| Кортикальна кістка | 18 350 | 0,29 |
| Губчаста кістка | 330 | 0,30 |
| Хрящова тканина | 10,5 | 0,49 |
| Міжвідламковий регенерат | 1,00 | 0,45 |
| Сталь | $2,1 \cdot 10^5$ | 0,2 |

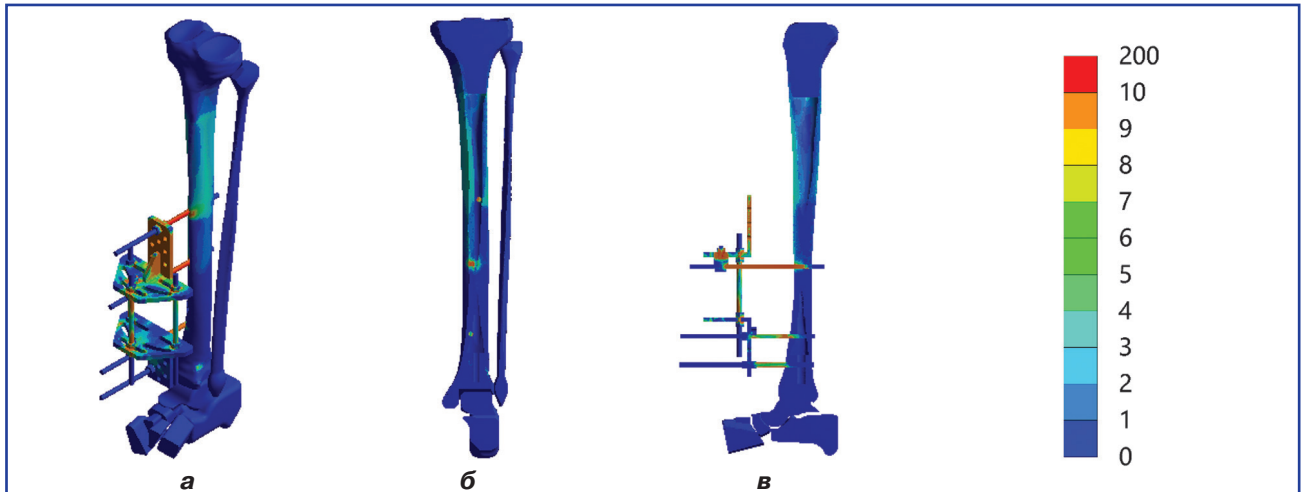


Рисунок 3. Картина розподілу напружень в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом АЗФ під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

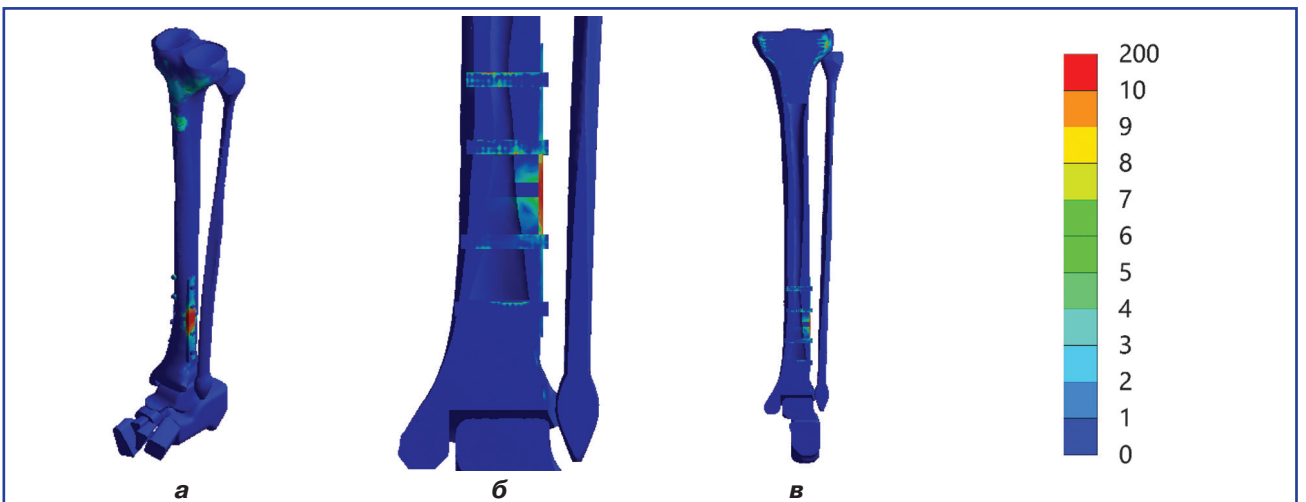


Рисунок 4. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

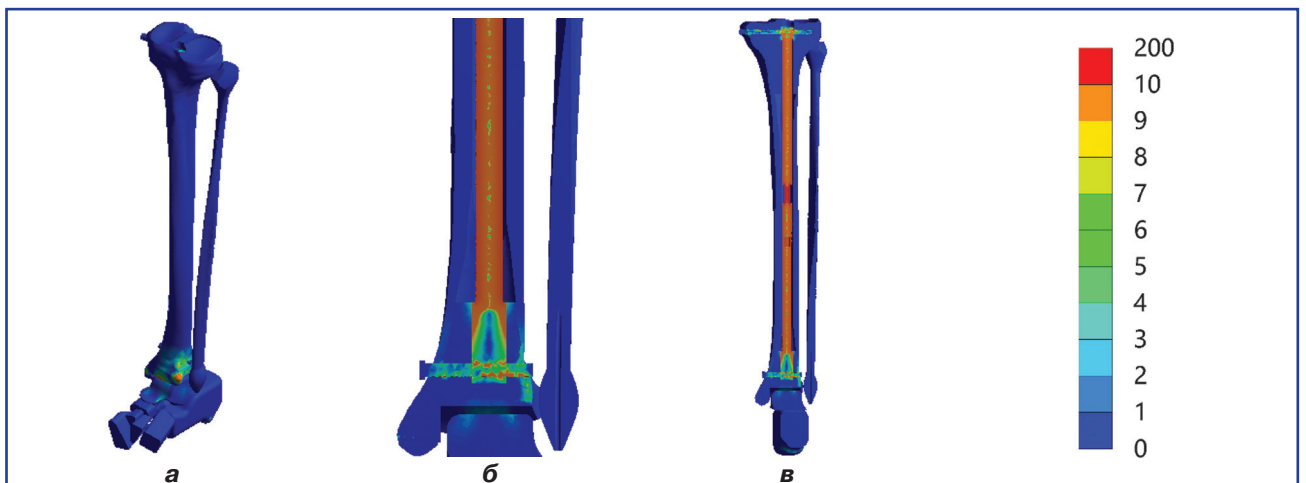


Рисунок 5. Картина розподілу напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

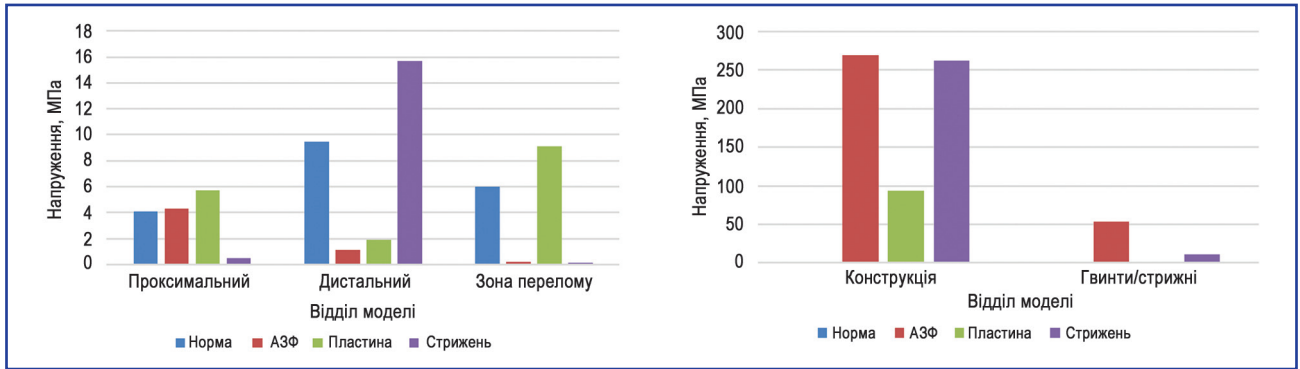


Рисунок 6. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей голімки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м: а) у кістковій тканині; б) в елементах конструкції

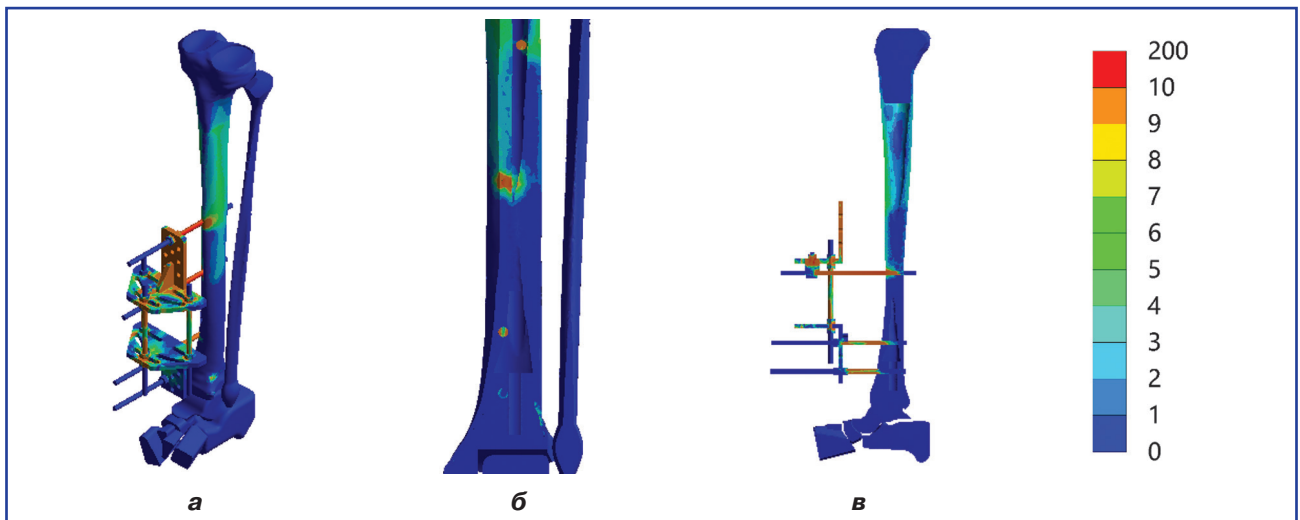


Рисунок 7. Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом АЗФ під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н·м: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

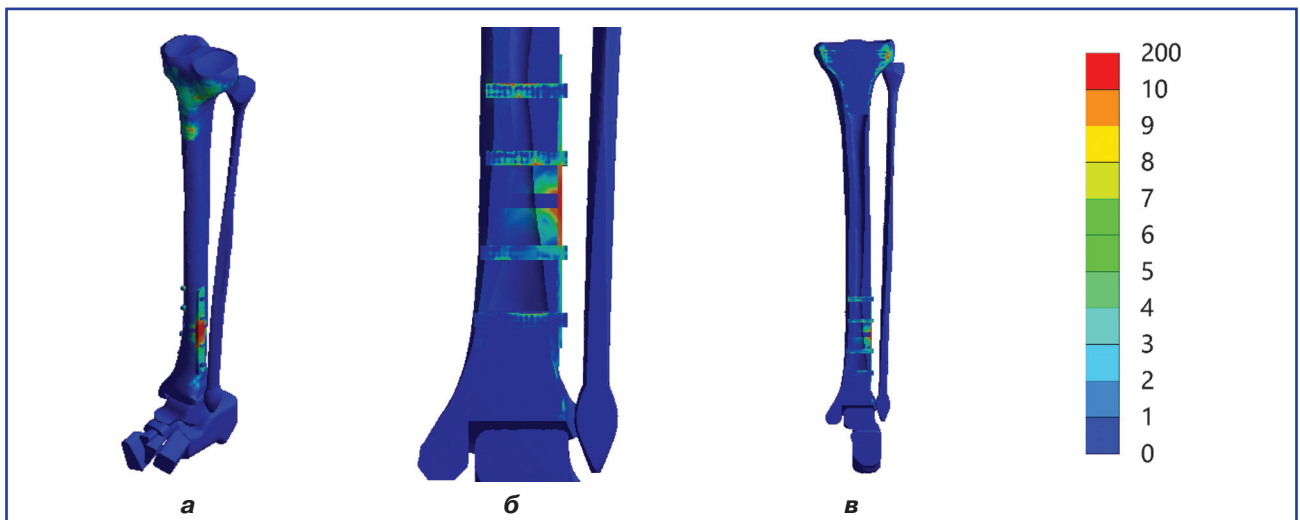


Рисунок 8. Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н·м: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

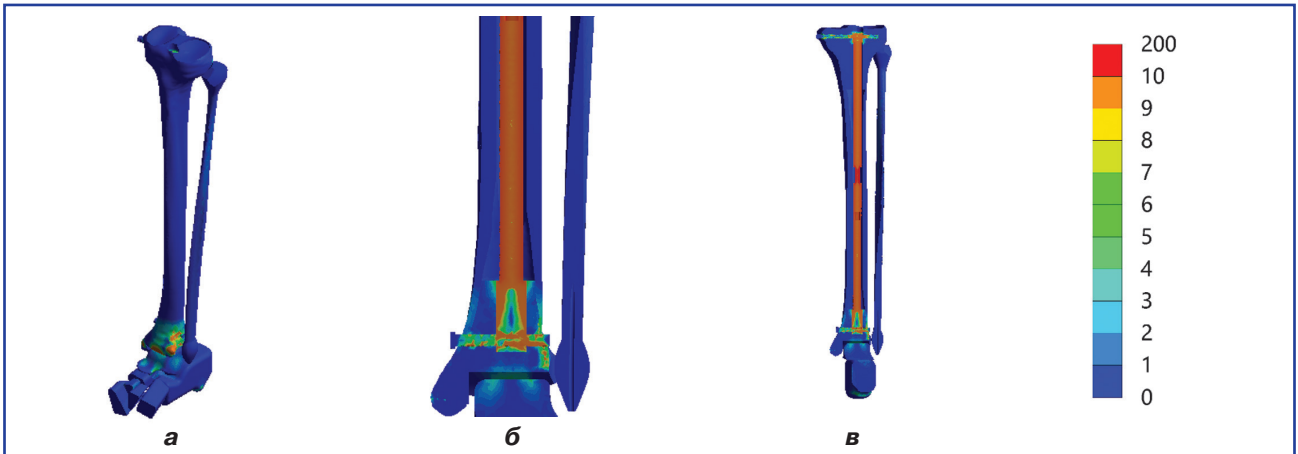


Рисунок 9. Картина розподілу напружень у моделі голімки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н-м: а) загальний вигляд; б) зона перелому; в) розтин великогомілкової кістки

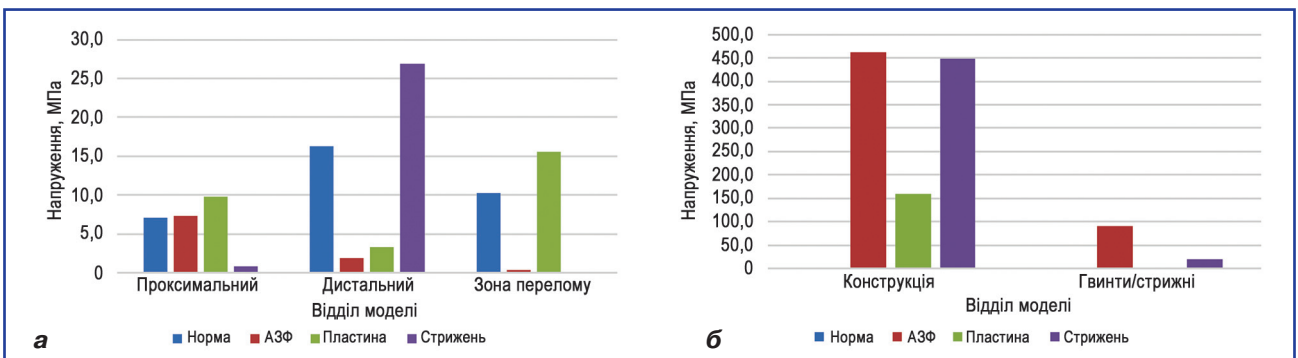


Рисунок 10. Діаграма величин максимальних напружень в елементах моделей голімки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н-м: а) у кістковій тканині; б) в елементах конструкції

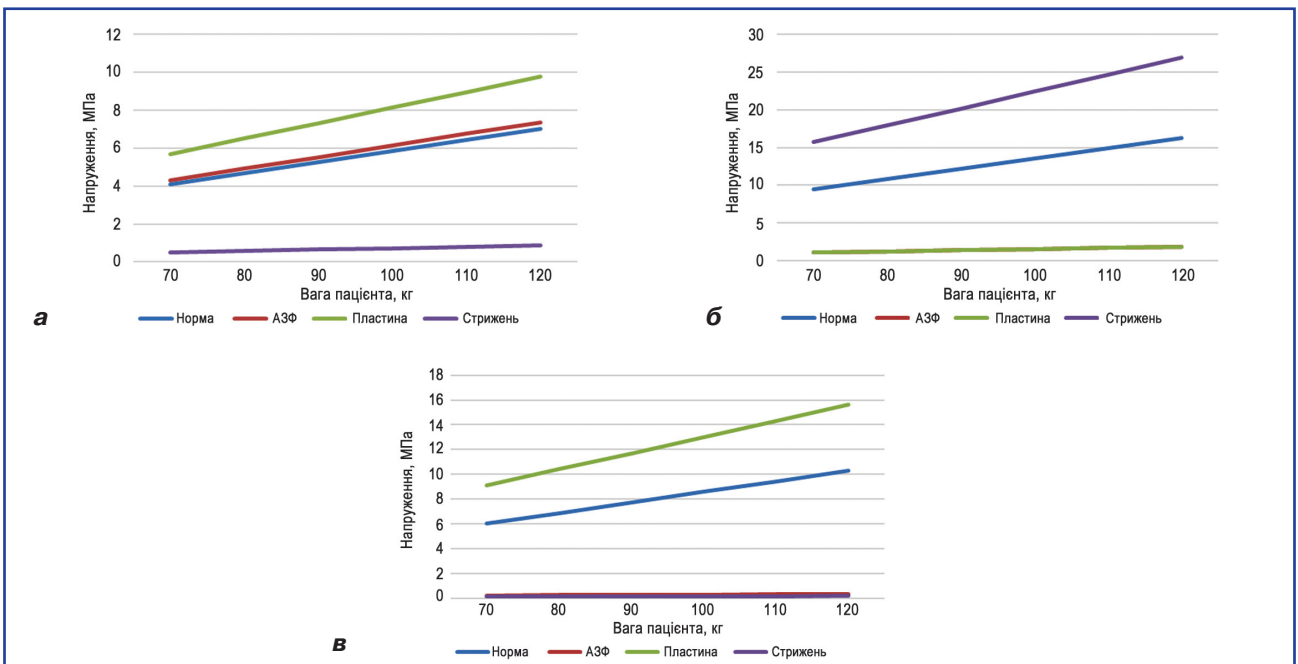


Рисунок 11. Графіки залежності величин напружень у моделі великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) у проксимальному фрагменті; б) у дистальному фрагменті; в) у зоні перелому

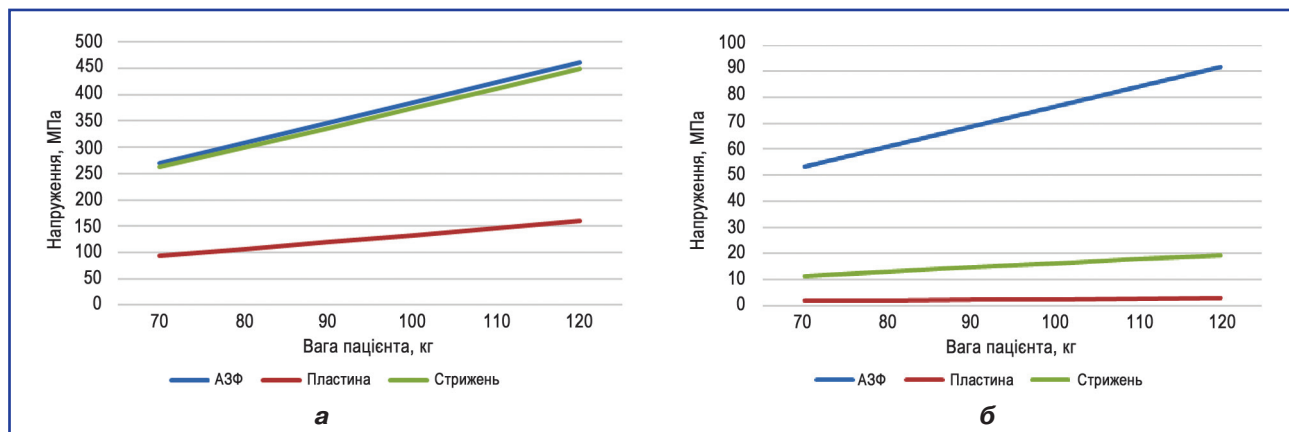


Рисунок 12. Графік залежності величин напружень в елементах металевих конструкцій і навколо фіксуючих гвинтів у великогомілкової кістці при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу від ваги пацієнта: а) в елементах конструкції; б) навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів

Дані про максимальні значення напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м наведені в табл. 2.

Наочно порівняти величини напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м можна за допомогою діаграми, що наведена на рис. 6.

Розглянемо, як поводить себе моделі остеосинтезу великогомілкової кістки з переломом у її нижній третині при підвищенні навантаження до 12,0 Н·м, що відповідає вазі пацієнта 120 кг. Напружено-деформований стан моделі з остеосинтезом А3Ф відображено на рис. 7.

За наявності перелому великогомілкової кістки в нижній третині при її остеосинтезі А3Ф збільшення ваги пацієнта і величини навантаження на кручення призводить до підвищення величин напружень в усіх елементах моделі. Найбільші зміни спостерігаються на елементах конструкції, де напруження сягають позначки 461,1 МПа, і на фіксуючих стрижнях — 91,5 МПа. У кістковій тканині найвищий рівень напружень визначається в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки — 7,4 МПа, але в дистальному фрагменті й зоні перелому величини напружень залишаються на досить низькому рівні — 1,9 і 0,3 МПа відповідно.

Рис. 8 відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом накістковою пластиною під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н·м.

Збільшення ваги пацієнта не змінює характер розподілу напружень під впливом навантаження на кручення в моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом накістковою пластиною. Отже, маємо підвищення рівня напружень в усіх елементах моделі: у зоні перелому й дистальному

фрагменті — до 15,6 і 3,3 МПа відповідно, у проксимальному фрагменті — до 9,8 МПа. Найбільш напруженим елементом є накісткова пластина — 159,4 МПа, напруження на фіксуючих гвинтах хоча й підвищуються, але залишаються на дуже низькій позначці — 2,7 МПа.

На останньому етапі роботи розглянемо розподіл напружень у моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в нижній третині та остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н·м, що наведено на рис. 9.

Інтрамедулярний стрижень при збільшенні ваги пацієнта й крутного навантаження дозволяє зберегти низький рівень напружень як у зоні перелому — на рівні 0,2 МПа, так і в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки — 0,9 МПа. У дистальному фрагменті напруження зростають до рівня 26,9 МПа. Найбільший рівень напружень — 449,1 МПа визначається на самому стрижні, а на фіксуючих гвинтах — 19,4 МПа.

У табл. 3 наведені дані про величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н·м.

Для зручнішого порівняння величин напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н·м була побудована діаграма, яка наведена на рис. 10.

Як показано на діаграмах, А3Ф та інтрамедулярний стрижень забезпечують мінімальний рівень напружень у зоні перелому при навантаженні на кручення. Остеосинтез накістковою пластиною не забезпечує значних знижень напружень у жодній із зон великогомілкової кістки, виняток становлять фіксуючі гвинти, де напруження дорівнюють нулю. Що стосується величин напружень на елементах металевих конструкцій, то в

Таблиця 2. Величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 7,0 Н·м

| Відділ | Напруження, МПа | | | |
|---------------|-----------------|-------|----------|----------|
| | Норма | АЗФ | Пластина | Стрижень |
| Проксимальний | 4,1 | 4,3 | 5,7 | 0,5 |
| Дистальний | 9,5 | 1,1 | 1,9 | 15,7 |
| Зона перелому | 6,0 | 0,2 | 9,1 | 0,1 |
| Конструкція | | 269,0 | 93,0 | 262,0 |
| Вхід гвинтів | | 53,4 | 1,6 | 11,3 |

Таблиця 3. Величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки з переломом великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу під навантаженням на кручення величиною 12,0 Н·м

| Відділ | Напруження, МПа | | | |
|---------------|-----------------|-------|----------|----------|
| | Норма | АЗФ | Пластина | Стрижень |
| Проксимальний | 7,0 | 7,4 | 9,8 | 0,9 |
| Дистальний | 16,3 | 1,9 | 3,3 | 26,9 |
| Зона перелому | 10,3 | 0,3 | 15,6 | 0,2 |
| Конструкція | | 461,1 | 159,4 | 449,1 |
| Вхід гвинтів | | 91,5 | 2,7 | 19,4 |

цьому випадку накісткова пластина виглядає краще за інші конструкції.

Для наочного уявлення про зміни величин напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі в нижній третині та різних видах остеосинтезу залежно від ваги пацієнта були побудовані графіки, наведені на рис. 11.

Проведені дослідження показали, що залежність зміни величин напружень у кістковій тканині від ваги пацієнта є лінійною. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень в зоні перелому, що стають значно нижчими від рівня показників для неушкодженої кістки. У дистальному відділі найнижчий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. У проксимальному відділі великогомілкової кістки напруження, що перевищують показники моделі з неушкодженою кісткою, виникають при використанні інтрамедулярного стрижня.

Графіки, наведені на рис. 12, демонструють залежність величин напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у нижній третині від ваги пацієнта.

Також, як і в кістковій тканині, у металевих конструкціях величини напружень прямо пропорційно залежать від ваги пацієнта. Найменші напруження виникають у накістковій пластині. Те саме відбувається і навколо фіксуючих гвинтів і стрижнів при використанні накісткової пластини, де напруження визначаються на найнижчому рівні порівняно з іншими конструкціями.

Висновки

1. Найвищі показники рівня напружень в зоні перелому (від 9,1 до 15,6 МПа) визначено при використанні накісткової пластини, одночасно на металевій конструкції та фіксуючих гвинтах напруження визначаються на найнижчому рівні (від 93,0 до 159,4 МПа і від 1,6 до 2,7 МПа відповідно).

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує досить низький рівень напружень (від 0,2 до 0,3 МПа) в зоні перелому, але недоліком є високій рівень напружень у проксимальному відділі великогомілкової кістки (від 4,3 до 7,4 МПа).

3. Найнижчі показники напружень в зоні перелому (від 0,1 до 0,2 МПа) і проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (від 0,5 до 0,9 МПа) визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, але в дистальному відділі рівень напружень є найвищим серед усіх варіантів остеосинтезу — від 15,7 до 26,9 МПа.

4. Отже, за критерієм величини напружень у зоні перелому при діафізарних переломах великогомілкової кістки в нижній третині найбільш ефективним виявляється остеосинтез за допомогою інтрамедулярного стрижня. Найменш ефективною є накісткова пластина.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Буцька Л.В. Використання індексу маси тіла, як важливої складової фізичної та медичної реабілітації, для профілактики неінфекційних захворювань. *Вісник Чернігівського національного медичного університету*. 2013. Вип. 107. Т. 2. С. 144-147.
2. Пелипенко О.В., Ковальов О.С. Аналіз причин механічних ускладнень після остеосинтезу кінцівок. *Проблеми травматології та остеосинтезу*. 2020. № 1(19). С. 47-59.
3. Jupiter J.B., Ring D., Rosen H. The complications and difficulties of management of nonunion in the severely obese. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1995. 9(5). 363-370. DOI: 10.1097/00005131-199505000-00001. PMID: 8537837.
4. Стойко И.В., Бец Г.В., Бец И.Г., Карпинский М.Ю. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях рёбер в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов. *Травма*. 2014. Т. 15. № 1. С. 41-49. DOI: 10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263
5. Александров А.В., Потапов В.Д., Державин Б.П. Сопротивление материалов. М.: Высшая школа, 2000. 560 с.
6. Карпинський М., Строев М., Березка М., Григорук В., Яреско О. Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків гомілки (за результатами математичного моделювання). *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2022. (1–2). 34-42. <https://doi.org/10.15674/0030-598720221-234-42>.

Отримано/Received 10.01.2023

Рецензовано/Revised 17.01.2023

Прийнято до друку/Accepted 24.01.2023 ■

Information about authors

Stroiev Maksym, PhD-student, Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone +38 (066) 720-01-73; e-mail: mystroiev.po20@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0002-0980-983X>

Berezka Mikola, MD, PhD, Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone +38 (067) 575-03-03; e-mail: mi.berezka@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0003-4095-8494>

Vlasenko Dmytro, PhD, Assistant at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Nauky Ave., 4, Kharkiv, 61022, Ukraine; phone +38 (063) 363-33-32; e-mail: dv.vlasenko@knmu.edu.ua; <https://orcid.org/0000-0001-5715-6573>

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkynska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +38 (057) 725-14-74, +38 (067) 571-48-63; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Yaresko Olexander, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkynska st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; phone +38 (057) 725-14-74; avyresko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

Conflicts of interests. Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

M.Yu. Stroiev¹, M.I. Berezka¹, D.V. Vlasenko¹, M.Yu. Karpinsky², O.V. Yaresko²

¹Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

²State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

Mathematical modeling of resistance to torsional loads with various options for osteosynthesis of tibial fragments in fractures in the lower third of the diaphysis

Abstract. Background. The excessive weight of a patient creates certain complications in the course of the disease, which are caused by an increase in the load on the biomechanical structure. The bones of the lower leg will experience significant torsional loads. Such loads are the most dangerous, as they represent a complex combination of bending, stretching and compression loads. The purpose was to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of models with a tibial fracture in the lower third of the diaphysis under the influence of torsional load with different options of osteosynthesis and depending on the patient's weight. **Materials and methods.** A fracture in the lower third of the tibia and three types of osteosynthesis were simulated using an external fixation device, a bone plate, and an intramedullary rod. The torque of 7 and 12 Nm was applied to the tibial plateau. **Results.** An intramedullary rod provides a minimum stress level in the fracture zone under torsional load. Osteosynthesis with a bone plate does not provide significant stress reductions in any of the tibial areas, except for the fixing screws, where the stresses are zero. As for the values of stresses on the elements of metal structures, in this case a bone plate looks better than other structures. External fixation device and an intramedullary rod provide a reduction in stress values in the fracture zone significantly below the level

for an intact bone. In the distal part, stress level is lowest in the model with a bone plate osteosynthesis. In the proximal part of the tibia, stresses exceeding the parameters of the model with an intact bone occur when using an intramedullary rod. The lowest stresses occur in a bone plate. The same happens around the fixing screws and rods when using a bone plate, where stresses are at the lowest level compared to other structures. **Conclusions.** The stress levels in the fracture zone are highest when using a bone plate; at the same time, the stress levels on the metal structure and fixing screws are at the lowest level. Osteosynthesis with the help of external fixation device ensures a fairly low level of stresses in the fracture zone, but the disadvantage is a high level of stresses in the proximal part of the tibia. The stress values in the fracture zone and in the proximal tibia are lowest when using osteosynthesis with an intramedullary rod, but in the distal part, the stresses are at the highest level among all options of osteosynthesis. Thus, according to the criterion of the stress value in the fracture zone, osteosynthesis using an intramedullary rod is the most effective for diaphyseal fractures of the tibia in the lower third. A bone plate appears to be least effective.

Keywords: tibia; diaphysis; lower third; fracture; torsion; osteosynthesis