

Омельченко Т.М.¹, Бур'янов О.А.¹, Лябах А.П.², Єщенко В.О.³, Турчин О.А.²

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

²ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

³НТУУ «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Вибір засобів внутрішньої фіксації при надкісточкових корекційних остеотоміях дистального відділу великогомілкової кістки. Імітаційне комп'ютерне моделювання

Резюме. Мета. Оцінка стабільності внутрішньої фіксації при виконанні різних видів надкісточкових корекційних остеотомій дистального відділу великогомілкової кістки шляхом дослідження жорсткісних параметрів біомеханічних моделей «фіксатор — кістка» при імітаційному комп'ютерному моделюванні методом скінченних елементів. **Матеріали та методи.** Дослідження включало створення солідних імітаційних комп'ютерних моделей біомеханічних систем «фіксатор — кістка» на базі програмного комплексу ANSYS з використанням контактних і 10-вузових пірамідальних 3D SOLID187 CE. 3D-модель великогомілкової кістки створена на підставі комп'ютерного томографічного дослідження неушкодженої гомілки у здорової людини. У кожній моделі відтворено корекційну остеотомію в метаепіфізарній зоні дистального відділу великогомілкової кістки з подальшою фіксацією різними видами сучасних блокованих пластин з гвинтами. Проведено дослідження напружено-деформованого стану, визначені максимальні величини зусиль на стиск, згин та максимальні крутильні моменти за умови неперевищення переміщення 1,0 мм між кістковими фрагментами. **Результати.** Найбільш жорсткою та стабільною є біомеханічна система з передньолатеральною блокованою L-подібною пластиною, де допустимі зусилля на стиск і згин становлять 308 і 73 Н відповідно. При цьому ця система характеризується найбільшою величиною еквівалентних за Мізесом напружень у концентраторах гвинтів та пластини. Найменшу жорсткість на стиск ($P_{\text{max стиск}} = 151 \text{ Н}$), згин ($P_{\text{max згин}} = 19 \text{ Н}$) і кручення ($M_{\text{max}} = 2,46 \text{ Н/м}$) мала біомеханічна система, де застосовано медіальну блоковану пластину. **Висновки.** При плануванні медіальної корекційної надкісточкової остеотомії дистального відділу великогомілкової кістки з відкритим клином найбільшу стабільність та жорсткість фіксації забезпечує медіальна блокована пластина «ruddi-plate», при плануванні медіальної остеотомії із закритим клином найбільшу стабільність при фіксації забезпечує медіальна блокована пластина з міні-гвинтами, а для латеральної корекційної остеотомії із закритим клином, передньої остеотомії та фокусної купольної корекційної остеотомії в даній анатомічній ділянці найкраще використовувати передньолатеральну L-подібну блоковану пластину.

Ключові слова: надкісточкова корекційна остеотомія; гомілковостопний суглоб; супрамалеолярна остеотомія

Вступ

Надкісточкові корекційні остеотомії є методом вибору при лікуванні пацієнтів з наслідками ушкодження кісток надп'яtkово-гомілкового суглоба за наявності кутових деформацій за умови незначно виражених або помірно виражених дегенеративно-дистрофічних змін у ньому, що найчастіше проявляються післятравматичним остеоартрозом I—III стадії. Основною метою даної хірургічної процедури є відновлення біомеханічної осі

та конгруентності надп'яtkово-гомілкового суглоба для забезпечення рівномірного розподілу навантаження на суглобові поверхні ГС [1, 2]. Цей метод є варіантом високоефективного органозберігаючого хірургічного лікування. Численними ретроспективними та проспективними дослідженнями доведено, що надкісточкова корекційна остеотомія дозволяє ефективно зменшити больовий синдром та підвищити функціональну здатність суглоба й активність пацієнтів [1—4]. Однак для до-

сягнення оптимальних результатів необхідно проводити ретельний підбір пацієнтів з урахуванням індивідуальних особливостей, коморбідності, характеру деформації та стану суглоба. Для коректного виконання хірургічної процедури вкрай важливою є система передопераційного планування, що дозволяє обрати найбільш доцільний вид корекційної остеотомії: медіальну з відкритим або закритим клином, латеральну із закритим клином або фокусну купольну корекційну остеотомію. Крім того, для досягнення позитивного результату хірург має бути добре обізнаним з можливостями, перевагами та недоліками наявних систем фіксації, що забезпечують найбільш стабільну та надійну фіксацію для окремого виду корекційної остеотомії, дозволяють забезпечити необхідну стабільність та жорсткість фіксації, не ускладнюючи при цьому техніку хірургічного втручання. Це потребує проведення біомеханічних досліджень з аналізом стабільності систем «фіксатор — кістка».

Мета: оцінити стабільність внутрішньої фіксації при виконанні різних видів надкісткових корекційних остеотомій дистального відділу великогомілкової кістки шляхом дослідження параметрів жорсткості та міцності біомеханічних моделей «фіксатор — кістка» при імітаційному комп'ютерному моделюванні за методом скінчених елементів.

Матеріали та методи

Об'єктами дослідження цієї роботи є моделі біомеханічних систем великогомілкової кістки з модельованими остеотоміями у зоні дистального епіметафізу

та остеосинтезом із застосуванням фіксаторів з кутною стабільністю різної форми та розташуванням (рис. 1).

Геометрична модель великогомілкової кістки відтворена за даними комп'ютерної томографії неушкодженої великогомілкової кістки здорового пацієнта. Двошарова апроксимація кісткової тканини визначена за величинами Хаунсфільда для кортикального і губчастого шарів, що встановлена на підставі власних експериментальних досліджень [5, 6]. При цьому модуль пружності кортикальної кісткової тканини великогомілкової кістки визначали за формулою:

$$E = 6,3 \times HU - 1905, \quad (1)$$

а модуль пружності спонгіозної (трабекулярної) кісткової тканини визначали за формулою:

$$E = 3 \times HU - 407, \quad (2)$$

де E — модуль пружності в напрямку максимальної жорсткості (МПа); HU — рентгенологічна щільність кісткової тканини, визначена під час КТ-дослідження, виражена в одиницях Хаунсфільда; 6,3; 1905; 3; 407 — цифрові коефіцієнти, отримані в результаті регресійного аналізу.

На основі даних просторової геометрії створено об'ємну 3D-геометрію кісток [7], проведено моделювання корекційної остеотомії та металоостеосинтезу з використанням різних видів фіксації (рис. 1).

Моделі матеріалів біомеханічних систем «фіксатор — кістка» представлені як ізотропні, пружні. Кон-

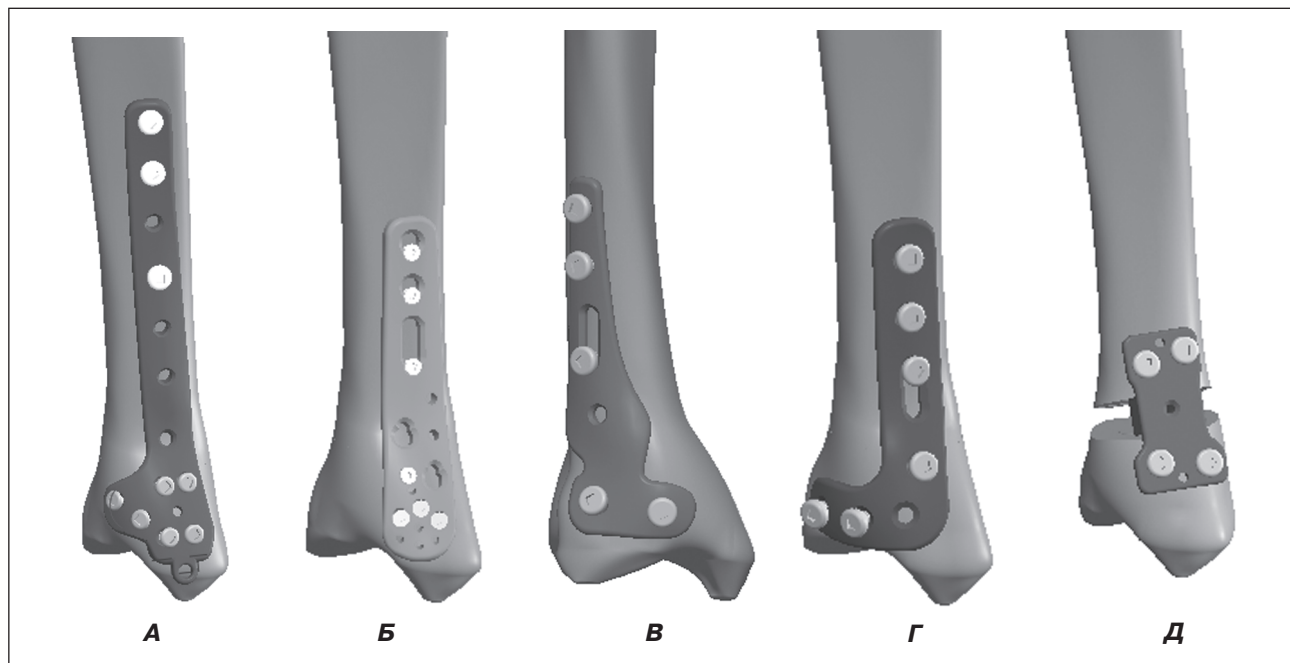


Рисунок 1. Моделі біомеханічних систем «фіксатор — кістка»: А — медіальна дистальна великогомілкова пластина з кутною стабільністю — «2М»; Б — медіальна дистальна великогомілкова блокована пластина з міні-гвинтами — «3М»; В — передньолатеральна L-подібна блокована дистальна великогомілкова пластина з кутною стабільністю — «1L»; Г — передньомедіальна дистальна великогомілкова L-подібна пластина з кутною стабільністю — «1М»; Д — медіальна великогомілкова блокована пластина для корекційної остеотомії з відкритим клином «puddi-plate» — «4М»

станти для тканин біологічного походження отримані за даними власних досліджень [5, 6]; для елементів фіксаторів вибрано пружну ізотропну модель титанового сплаву Ti-6Al-4V (табл. 1) [8].

Скінченно-елементну (СЕ) дискретизацію моделей біомеханічних систем «фіксатор — кістка» проведено в напівавтоматичному режимі програмного комплексу ANSYS з використанням контактних і 10-вузлових пірамідальних 3D SOLID187 СЕ [9] (рис. 2).

Згенеровані СЕ-моделі біомеханічних систем мали спільний порядок дискретизації з максимальним розміром СЕ не більше 1 мм, сумарною кількістю вузлів від 545 420 до 678 481 та налічували від 317 528 до 395 564 елементів (рис. 3).

На основі створених комп'ютерних моделей біомеханічних систем «фіксатор — кістка» проведено дослідження напружено-деформованого стану, визначено максимальні величини зусиль на стиск, згин та максимальні крутні моменти за умови неперевищення пере-

міщення 1,0 мм між кістковими фрагментами [7]. Для цього, як показано на розрахунковій схемі (рис. 4), у кожному випадку навантаження до системи прикладались одиничні сили і момент.

Після проведення статичного аналізу величини максимальних зусиль і напружень визначались шляхом масштабування результатів вузлових переміщень і напружень відносно максимального допустимого значення переміщення за рахунок лінійності постановки задачі.

Результати

У результаті проведення чисельного експерименту отримано розподіл полів еквівалентних за Мізесом напружень у структурних елементах біомеханічної системи «фіксатор — кістка» при навантаженнях на стиск, згин та кручення.

Аналіз напружено-деформованого стану біомеханічних систем «фіксатор — кістка» показав, що за

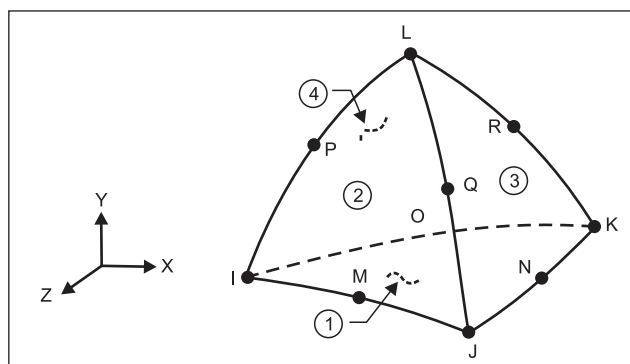


Рисунок 2. Схематизація 10-вузлового СЕ SOLID187 високого порядку 3D, який використовується для моделювання нерегулярних сіток [9]

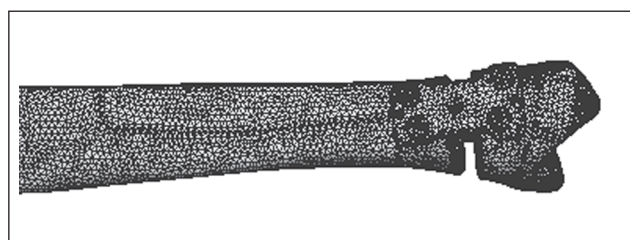


Рисунок 3. Скінченно-елементна модель біомеханічної системи «фіксатор — кістка» з медіальною великогомілковою блокованою пластиною для медіальної корекційної остеотомії з відкритим клином — «4М»

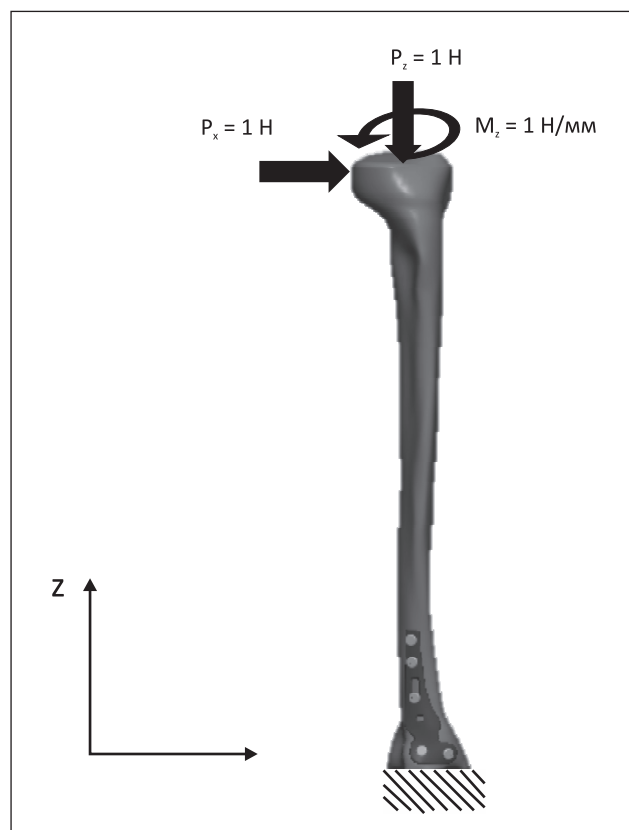


Рисунок 4. Схема навантаження біомеханічної системи «фіксатор — кістка» одиничними силами і моментом

Таблиця 1. Моделі матеріалів біомеханічної системи «фіксатор — кістка»

Матеріал	Модуль Юнга, Е, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	σ _в , МПа
Кортикальна кістка	10 000	0,25	120
Спонгіозна кістка	500	0,27	5
Титан	110 000	0,32	1100

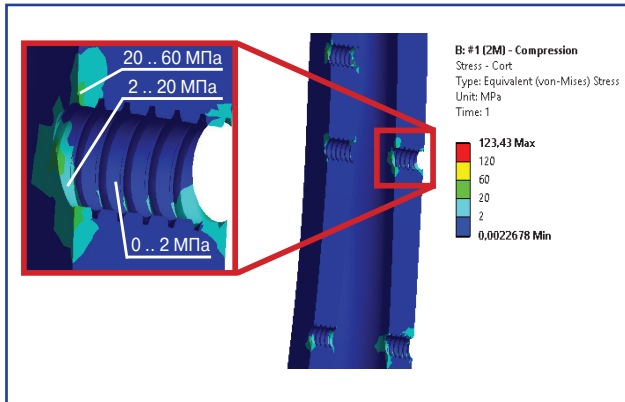


Рисунок 5. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у кортикальній кістці біомеханічної системи «фіксатор – імплантат» внаслідок стискаючого навантаження

даних умов навантаження та умові неперевищення переміщень між кістковими відламками понад 1,0 мм найбільш небезпечним структурним елементом біомеханічної системи (як буде показано нижче) є спонгіозна кістка з точки зору відношення величин та площ концентрацій напружень до граничних величин напружень моделі матеріалу.

Найменш навантаженим структурним елементом біомеханічної системи для всіх розглянутих видів навантажень є кортикальна кістка. Як показано на рис. 5, концентрації напружень виникали на поверхнях кістки в місцях отворів для гвинтів глибиною не більше 1 витка різьби та в середньому не перевищували 60 МПа, що є половиною граничного значення напружень для здорової кортикальної кістки (табл. 1).

В результаті аналізу розподілу еквівалентних за Мізесом напружень в кортикальній кістці з розгляду виключені напруження величиною понад 120 МПа з точки зору їх розташувань та незначності протяжності їх зон концентрації щодо товщини кістки (менше 1 %)

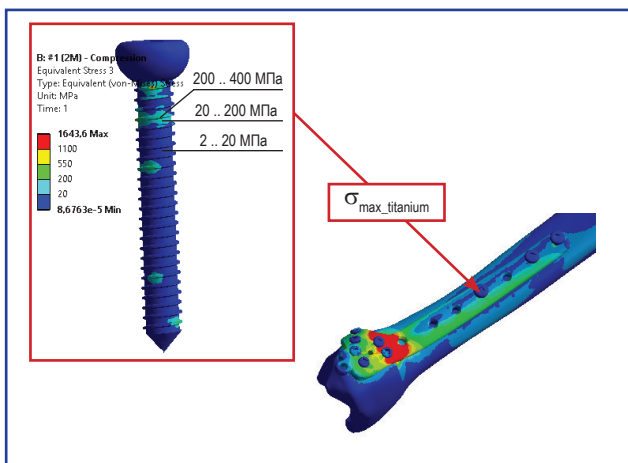


Рисунок 7. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у титановому гвинті біомеханічної системи «фіксатор – імплантат» внаслідок стискаючого навантаження

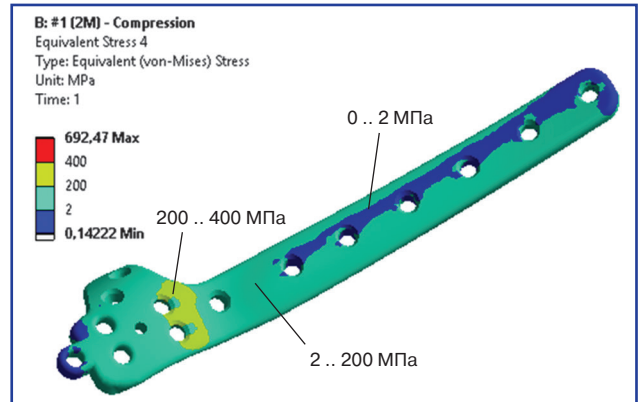


Рисунок 6. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у титановій пластині біомеханічної системи «фіксатор – імплантат» внаслідок стискаючого навантаження

(рис. 5), що може як впливати зі специфіки методу, недосконалості самої СЕ-моделі, так і вказувати на можливі незначні локальні руйнування реального об'єкта кістки.

Розподіл і величини еквівалентних за Мізесом напружень у титанових елементах конструкції дуже відрізнялись залежно від виду навантаження та типу фіксуючої пластини з гвинтами. Для всіх видів навантажень значні величини еквівалентних за Мізесом напружень виникали в пластинах у місцях біля перелому кістки (рис. 6) і в середньому не перевищували 550 МПа (половини границі міцності титану на стиск).

Деяко більші величини еквівалентних за Мізесом напружень спостерігались у гвинтах. Хоча середні значення напружень у місцях спряження гвинтів із пластинною і кісткою були в межах 200–550 МПа, однак в усіх моделях також спостерігались концентрації напружень на витках, що перевищували границю міцності титану (рис. 7). Найбільша величина концентрації еквівалентних за Мізесом напружень спостерігалась у

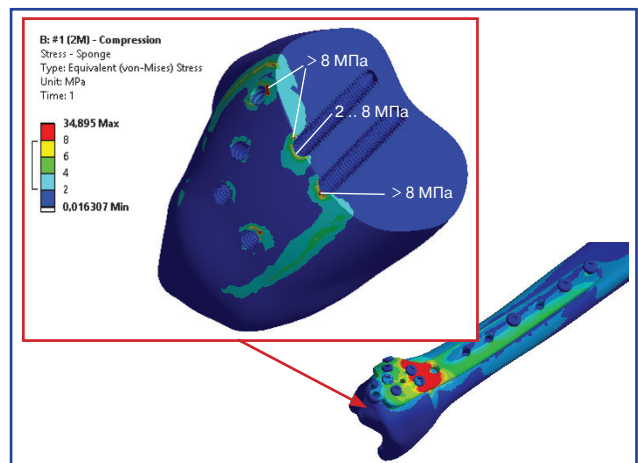


Рисунок 8. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у губчастій кістці біомеханічної системи «фіксатор – імплантат» внаслідок стискаючого навантаження

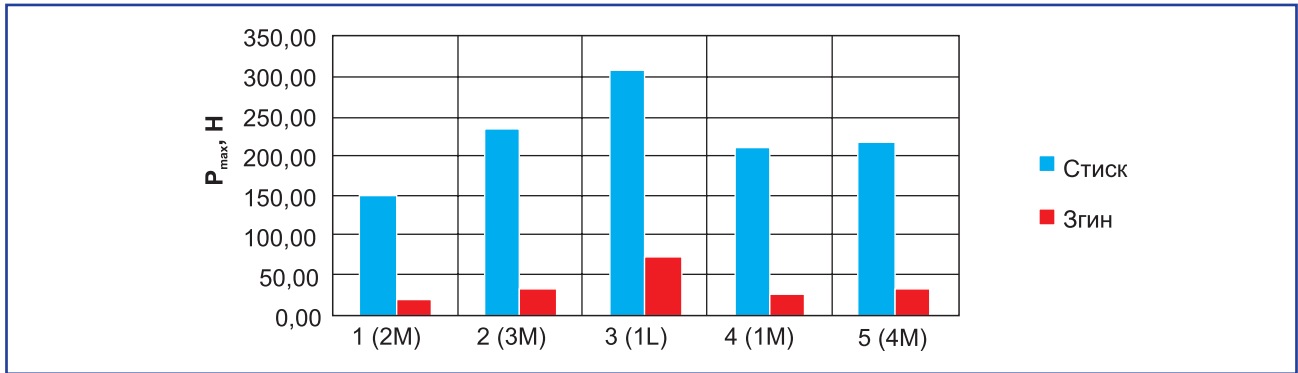


Рисунок 9. Гістограма максимально допустимих зусиль на стиск і згин для біомеханічних моделей «фіксатор – кістка»

гвинтах, спряжених із кортикальною кісткою. Залежно від моделі це міг бути ближчий чи дальній гвинт від місця перелому кістки.

За умовою завдання, для нижньої частини кістки була прийнята ізотропна губчаста модель матеріалу. Під дією зовнішніх навантажень у моделі губчастої кістки виникали значні величини концентрацій еквівалентних за Мізесом напружень у місцях контакту з гвинтами (рис. 8), величини яких перевищують границю міцності губчастої кістки 5 МПа (табл. 1), що свідчить про потенційні зони локального руйнування матеріалу кістки.

Визначені максимальні величини зусиль P_{\max} на стиск і згин, та моментів M_{\max} , що призводять до максимально допустимих переміщень в 1,0 мм між кістковими відламками (табл. 2), в результаті вирішення лінійної задачі: $P_{\max} = (1 \cdot P_1) / u(P_1)$, де P_1 — одинична сила, $u(P_1)$ — переміщення від одиничної сили.

Відповідно до рис. 9 та 10, найбільш жорсткою є біомеханічна система з пластиною «1L», де допустимі зу-

силля на стиск і згин становлять 308 і 73 Н відповідно. При цьому система характеризується також найбільшою величиною еквівалентних за Мізесом напружень у концентраторах гвинтів та пластина. Найменшу жорсткість на стиск ($P_{\max \text{ стиск}} = 151$ Н), згин ($P_{\max \text{ згин}} = 19$ Н) і кручення ($M_{\max} = 2,46$ Н/м) має біомеханічна система «2М».

Обговорення

Результати проведеного дослідження показали, що при виконанні медіальної корекційної надкісточкової остеотомії з відкритим клином найбільшу стабільність та жорсткість фіксації забезпечує блокована «puddi-plate» система «4М», а при плануванні медіальної остеотомії із закритим клином найбільш стабільну фіксацію забезпечує медіальна блокована пластина з міні-гвинтами системи «3М». Для латеральної корекційної остеотомії із закритим клином, передньої остеотомії та фокусної купольної корекційної остеотомії при металоостеосинтезі найкраще використовувати

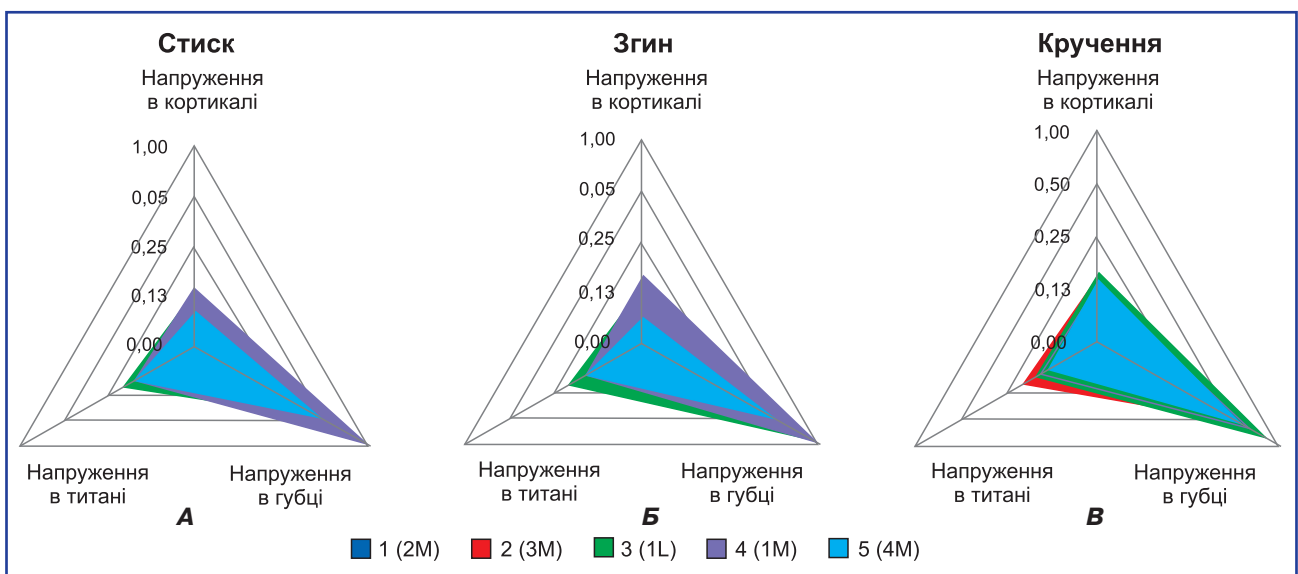


Рисунок 10. Інтенсивність концентрацій напружень у відносних величинах елементів біомеханічної системи «фіксатор – кістка» при навантаженні: А – на стиск; Б – на згин; В – на кручення

Таблиця 2. Розрахункові величини максимально допустимих зусиль та моментів для біомеханічних моделей «фіксатор — кістка»

Модель	P_{\max} , Н		M_{\max} , Н/м
	Стиск	Згин	Кручення
1 (2M)	151,49	19,03	2,46
2 (3M)	233,46	31,00	18,18
3 (1L)	308,14	72,04	17,90
4 (1M)	209,57	24,25	14,94
5 (4M)	217,66	33,71	18,83

передньолатеральну L-подібну блоковану пластину (система «1L»).

Стабільність та надійність фіксації після виконання корекційної остеотомії є вкрай важливою для кінцевих результатів [1–4]. У літературі немає єдиної думки стосовно вибору засобів фіксації при виконанні корекційних остеотомій. Одні автори вважають, що питання вибору фіксаторів є винятковою прерогативою хірурга, при цьому немає принципів відмінностей при застосуванні різних видів пластин або гвинтів [2, 3]. Однак у більшості публікацій питанню вибору фіксаторів приділяється значна увага [10–13]. У порівнянні зі стандартними пластинами для зануреного металоостеосинтезу технологія блокованих пластин має значні переваги у забезпеченні жорсткості та стабільності при фіксації [11]. Компресія в зоні остеотомії також сприяє кістковому зрощенню та покращує стабільність [11]. Навіть при відкритих клиноподібних остеотоміях, при використанні кортикально-спонгіозних кісткових трансплантатів, рекомендують застосовувати компресію в зоні остеотомії [11, 12]. Ряд авторів рекомендують по можливості виконувати міжфрагментарну фіксацію [11]. Серія проведених досліджень дала клінічні докази того, що надкістчові корекційні остеотомії послідовно зменшують больовий синдром, покращують функцію суглоба та збільшують діапазон рухів у ньому [1–4, 10–13]. При цьому серед ускладнень автори вказують на рецидиви деформацій (2,6–10,3 %) та незрощення в зоні остеотомії (2,2–8,9 %), що залежить від адекватності вибору виду остеотомії, а також стабільності та надійності внутрішньої фіксації [10–13]. Разом із тим наголошується на наявності широкого спектра варіантів фіксуєчих засобів, а дослідження якості та обґрунтування фіксації при їх застосуванні покладено виключно на розробників. Звичайно, фіксуєчі пластини не компенсують відсутність дотримання загальних принципів кісткової фіксації, однак визначення найбільш надійних та ергономічних конструкцій фіксуєчих засобів при окремих видах остеотомії дозволить оптимізувати хірургічне втручання та покращити результати лікування даної категорії пацієнтів.

Висновки

Дослідження параметрів жорсткості та міцності біомеханічних моделей «фіксатор — кістка» при імітаційному комп'ютерному моделюванні методом скінчен-

них елементів показало, що при плануванні медіальної корекційної надкістчової остеотомії дистального відділу великогомілкової кістки з відкритим клином найбільшу стабільність та жорсткість фіксації забезпечує медіальна блокована пластинка «puddi-plate»; при плануванні медіальної остеотомії із закритим клином найбільшу стабільність при фіксації забезпечує медіальна блокована пластинка з міні-гвинтами, а для латеральної корекційної остеотомії із закритим клином, передньої остеотомії та фокусної купольної корекційної остеотомії в даній анатомічній ділянці найкраще використовувати латеральну L-подібну блоковану пластину.

Перспективи подальших досліджень. Оцінка адекватності моделей біомеханічних систем нижніх кінцівок «фіксатор — кістка» за допомогою порівняння результатів імітаційного комп'ютерного моделювання з результатами експериментальних досліджень натурних зразків.

Етичний аспект. Всі процедури, що проводилися у дослідженні, відповідали етичним стандартам інституційного та національного дослідницьких комітетів, а також Гельсінської декларації 1964 року та її більш пізнім змінам або порівнянним етичним стандартам. Стаття рекомендована до друку комісією з біоетики при ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», протокол № 4 від 23.03.2019 р.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Інформація про внесок кожного учасника: Бур'янов О.А. — концепція і дизайн дослідження; Омельченко Т.М. — збирання та обробка матеріалів, аналіз та інтерпретація результатів, написання тексту; Лябах А.П. — аналіз отриманих даних; Єщенко В.О. — постановка задачі, аналіз отриманих даних, оформлення ілюстрацій; Турчин О.А. — оформлення статті.

Список літератури

1. Colin F., Bolliger L., Horn Lang T. et al. Effect of supramalleolar osteotomy and total ankle replacement on talar position in the varus osteoarthritic ankle: a comparative study // *Foot Ankle Int.* 2014; 35: 445–52. Available at: <http://fai.sagepub.com/content/35/5/445.short>.

2. Schmid T., Zurbruggen S., Zderic I. et al. Ankle joint pressure changes in a pes cavovarus model: supramalleolar valgus osteotomy versus lateralizing calcaneal osteotomy // *Foot Ankle Int.* 2013; 34: 1190-7. Available at: <http://fai.sagepub.com/content/34/9/1190.long>.

3. Colin F., Gaudot F., Odri G. et al. Supramalleolar osteotomy: techniques, indications and outcomes in a series of 83 cases // *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2014; 100: 413-8. Available at: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877056814000784>.

4. Kim Y.S., Park E.H., Koh Y.G. et al. Supramalleolar osteotomy with bone marrow stimulation for varus ankle osteoarthritis: clinical results and second-look arthroscopic evaluation // *Am. J. Sports. Med.* 2014; 42: 1558-66. Available at: <http://ajs.sagepub.com/content/early/2014/04/23/0363546514530669.abstract>.

5. Омельченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Мазевич В.Б., Мусієнко О.С., Шидловський М.С. Фізико-механічні властивості трабекулярної кісткової тканини кісток гомілковостопного суглоба (експериментально-клінічне дослідження) // *Вісник ортопедії, травматології та протезування.* 2017; 2: 66-72. Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/Votip_2017_2_12.

6. Омельченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Мазевич В.Б., Шидловський М.С., Мусієнко О.С. Кореляція модуля пружності та рентгенологічної щільності кісткової тканини в зоні над'яtkово-гомілкового суглоба // *Ортопедия, травматология и протезирование: научно-практический журнал.* 2018; 3: 80-84. doi: <https://doi.org/10.15674/0030-59872018380-84>.

7. Ещенко В.О. Імітаційне моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем для кісток кінці-

вок та щелепи людини з пошкодженнями // *Вісник НТУУ «КПІ». Серія «Машинобудування».* 2013; 2(68); 84-90. Режим доступу: http://ela.kpi.ua/bitstream/123456789/13731/1/84_Ieshchenko_v.pdf.

8. ISO 5832-3: *Implants for surgery — Metallic materials — Part 3: Wrought titanium 6-aluminium 4-vanadium alloy.* Режим доступу: <https://www.iso.org/standard/66637.html>.

9. Ansys Help "help/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html" Режим доступу: https://www.sharcnet.ca/Software/Ansys/17.0/en-us/help/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html.

10. Ellington J.K., Myerson M.S. Surgical correction of the ball and socket ankle joint in the adult associated with a talonavicular tarsal coalition // *Foot Ankle Int.* 2013; 34: 1381-8. Available at: <http://fai.sagepub.com/content/34/10/1381>.

11. Knupp M., Barg A., Bolliger L. et al. Reconstructive surgery for overcorrected clubfoot in adults // *J. Bone Joint. Surg. Am.* 2012; 94: e1101-7. Available at: <http://jbjs.org/content/94/15/e110>.

12. De Roode C.P., Hung M., Stevens P.M. Supramalleolar osteotomy: a comparison of fixation methods // *J. Pediatr. Orthop.* 2013; 33: 672-7. Available at: http://journals.lww.com/pedorthopaedics/Abstract/2013/09000/Supramalleolar_Osteotomy_A_Comparison_of.16.aspx.

13. Eidelman M., Katzman A., Zaidman M. et al. Deformity correction using supramalleolar gigli saw osteotomy and Taylor spatial frame: how to perform this osteotomy safely? // *J. Pediatr. Orthop.* 2011; 20: 318-22. Available at: http://journals.lww.com/jpob/Abstract/2011/09000/Deformity_correction_using_supramalleolar_gigli.10.aspx.

Отримано 14.02.2019

Омельченко Т.Н.¹, Бур'янов А.А.¹, Лябах А.П.², Ещенко В.А.³, Турчин Е.А.²

¹Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, г. Киев, Украина

²ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев, Украина

³Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», г. Киев, Украина

Выбор внутренней фиксации при надлодыжечных корригирующих остеотомиях дистального отдела большеберцовой кости. Имитационное компьютерное моделирование

Резюме. *Цель.* Оценка стабильности внутренней фиксации при выполнении различных видов надлодыжечных корригирующих остеотомий дистального отдела большеберцовой кости путем исследования жесткостных параметров биомеханических моделей «фиксатор — кость» при имитационном компьютерном моделировании методом конечных элементов. *Материалы и методы.* Исследование включало создание солидных имитационных компьютерных моделей биомеханических систем «фиксатор — кость» на базе программного комплекса ANSYS с использованием контактных и 10-узловых пирамидальных 3D SOLID187 CE. 3D-модель большеберцовой кости создана на основании компьютерного томографического исследования неповрежденной голени здорового человека. В каждой модели воссоздана корригирующая остеотомия в метаэпифизарной зоне дистального отдела большеберцовой кости с последующей фиксацией различными видами современных блокированных пластин с винтами. Проведено исследование напряженно-деформированного состояния, определены максимальные величины усилий на сжатие, изгиб и максимальные крутящие моменты при условии перемещения 1,0 мм между костными фрагментами. *Результаты.* Наиболее жесткой и стабильной является биомеханическая система с переднелате-

ральной блокированной L-образной пластиной, где допустимые усилия на сжатие и изгиб составляют 308 и 73 Н соответственно. При этом данная система характеризуется наибольшей величиной эквивалентных по Мизесу напряжений в концентраторах винтов и пластины. Наименьшую жесткость на сжатие ($P_{\text{max сжатие}} = 151 \text{ Н}$), сгиб ($P_{\text{max изгиб}} = 19 \text{ Н}$) и кручение ($M_{\text{max}} = 2,46 \text{ Н/м}$) имела биомеханическая система, где применена медиальная блокированная пластина. **Выводы.** При планировании медиальной корригирующей надлодыжечной остеотомии дистального отдела большеберцовой кости с открытым клином наибольшую стабильность и жесткость фиксации обеспечивает медиальная блокированная пластина «puddi-plate», при планировании медиальной остеотомии с закрытым клином наибольшую стабильность при фиксации обеспечивает медиальная блокированная пластина с мини-винтами, а для латеральной корригирующей остеотомии с закрытым клином, передней остеотомии и фокусной купольной корригирующей остеотомии в данной анатомической области оптимальным является использование переднелатеральной L-образной блокированной пластины.

Ключевые слова: надлодыжечная корригирующая остеотомия; голеностопный сустав; супрамалеолярная остеотомия

T.M. Omelchenko¹, O.A. Burianov¹, A.P. Lyabakh², V.O. Yeshchenko³, O.A. Turchin²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²SI "Institute of Traumatology and Orthopedics of the by NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine

³National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

Selection of internal fixation devices in supramalleolar corrective osteotomy of the distal tibia. Imitation computer modeling

Abstract. Background. The purpose was to assess the stability of internal fixation when performing various types of supramalleolar corrective osteotomies of the distal tibia by examining the stiffness parameters of biomechanical "fixator-bone" models during computer simulation using the finite element method. **Materials and methods.** The study included the creation of solid simulation computer models of biomechanical "fixator-bone" systems based on the ANSYS software using contact and 10-node pyramidal 3D SOLID187 element. The 3D model of the tibia was created on the basis of a computed tomography scan of a non-damaged lower leg in a healthy person. In each model, corrective osteotomy was recreated in the metaepiphyseal zone of the distal tibia, followed by a fixation using various types of modern locking plates with screws. A study of the stress-strain state was carried out, and the maximum values of the compressive, bending and maximum torques were determined under the condition when the displacement of the bone fragments did not exceed 1.0 mm. **Results.** Biomechanical system with an anterolateral L-shaped lock-

ing plate was the most rigid and stable, the allowable forces for compression and bending were 308 and 73 H, respectively. At the same time, this system is also characterized by the greatest equivalent von Mises stresses in the stress concentrator of the screws and the plate. Biomechanical system with medial locking plate had the lowest compressive stiffness ($P_{\max, \text{compression}} = 151 \text{ H}$), bending stiffness ($P_{\max, \text{bending}} = 19 \text{ H}$) and torsional stiffness ($M_{\max} = 2.46 \text{ N/m}$). **Conclusions.** When planning medial supramalleolar corrective osteotomy of the distal tibia with an open wedge, the medial Puudu locking plate provides the greatest stability and rigidity of fixation, for lateral corrective osteotomy with a closed wedge, the greatest stability in fixing is provided by the medial locking plate with the mini screws, and for the lateral corrective osteotomy with a closed wedge, lateral osteotomy and focal dome corrective osteotomy in this anatomical region, it is best to use an anterolateral L-shaped locking plate.

Keywords: supramalleolar corrective osteotomy; ankle joint; supramalleolar osteotomy