

УДК 616.718.5-089.583-07:004.94](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872019218-26>

Імітаційне комп'ютерне моделювання й натурне стендове дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «фіксатор – кістка» за умов надкісточкових коригувальних остеотомій

**Т. М. Омельченко¹, О. А. Бур'янов¹, А. П. Лябах²,
М. С. Шидловський³, В. О. Єщенко³, М. М. Димань³**

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

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

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

Objective: to study the stability of internal fixation at various types of the supramalleolar corrective osteotomies of the distal tibia bone. To examine the parameters of stiffness and durability of the «fixator-bone» systems at computer simulation by finite elements method; to assess the adequacy of this method by comparisons with the results of field full-scale studies. Methods: the 3D distal tibia bone model is based on the CT of an intact tibia in the ANSYS software package. In-situ study we used 5 intact distal tibia bone species of dead people. In the models we recreated supramalleolar corrective osteotomies specified zones with fixation with various blocked plates with angular stability. Results: systems with medial blocked «puddi-plate» and anterior lateral blocked L-shaped plates had the highest stiffness and stability. The allowable efforts for compression were 217 and 308 N, for bending — 34 and 73 N, for torsion — 18.8 and 17.9 N/m, respectively. The smallest compressive stiffness (151 N), bending (19 N) and torsion (2.46 N/m) were found at a medial blocked plate. Similar distribution of maximal static and cyclic loads was obtained in full-scale bench research. Conclusions: the adequacy of imitation 3D-models and parameters of biological materials incorporated in them was confirmed. In the case of a medial supramalleolar corrective osteotomies with an open wedge, the medial blocked plate «puddi-plate» provided the greatest stability and rigidity of fixation. For lateral supramalleolar corrective osteotomies with closed wedge and anterior focal dome correcting osteotomies — optimally used anterior-lateral L-shaped blocked plate. Key words: supramalleolar corrective osteotomy, ankle joint, computer simulation, full-scale bench research

Цель: изучить стабильность внутренней фиксации при выполнении различных видов надлодыжечных корригирующих остеотомий (КО) дистального отдела большеберцовой кости (ББК) путем исследования параметров жесткости и прочности систем «фиксатор — кость» при имитационном компьютерном моделировании методом конечных элементов; оценить адекватность данного метода путем сравнения с результатами натурных стендовых исследований. Методы: 3D-модель ББК создана на основе КТ неповрежденной голени в программном комплексе ANSYS. В натурном исследовании использованы 5 неповрежденных ББК умерших людей. В моделях воссоздана КО указанной зоны с фиксацией различными заблокированными пластинами с угловой стабильностью. Результаты: наиболее жесткой и стабильной оказались системы с медиальной заблокированной «puddi-plate» и передне-латеральной заблокированной L-образной пластинами, где допустимые усилия на сжатие составили 217 и 308 Н, изгиб — 34 и 73 Н, кручение — 18,8 и 17,9 Н/м соответственно. Наименьшая жесткость на сжатие (151 Н), изгиб (19 Н) и кручение (2,46 Н/м) выявлена в случае медиальной заблокированной пластины. Подобное распределение максимальных статических и циклических нагрузок получено в натурном стендовом исследовании. Выводы: подтверждена адекватность имитационных 3D-моделей и заложенных параметров биологических материалов. При медиальной надлодыжечной КО с открытым клином наибольшую стабильность и жесткость фиксации обеспечивает медиальная заблокированная пластина «puddi-plate», с закрытым клином — медиальная заблокированная пластина с минивинтами. Для латеральной с закрытым клином, передней и фокусной купольной корригирующих остеотомий оптимально использовать передне-латеральную L-образную заблокированную пластину. Ключевые слова: надлодыжечная корригирующая остеотомия, голеностопный сустав, имитационное компьютерное моделирование, натурное стендовое исследование.

Ключові слова: надкісточкова коригувальна остеотомія, над'яtkово-гомiлковий суглоб, iмiтацiйне комп'ютерне моделювання, натурне стендове дослідження

Вступ

Надкісточкові коригувальні остеотомії є методом вибору в лікуванні пацієнтів із наслідками ушкодження кісток над'яtkово-гомiлкового суглоба (НГС) за наявності кутових деформацій в разі незначно виражених або помірно виражених дегенеративно-дистрофічних змін у ньому, що найчастіше проявляються післятравматичним артрозом I–III стадії. Основною метою названої хірургічної процедури є відновлення біомеханічної осі та конгруентності НГС для забезпечення рівномірного розподілу навантаження на суглобові поверхні [1, 2]. Цей метод є варіантом високо-ефективного органозбережного хірургічного лікування. Серія ретроспективних і проспективних досліджень показала, що надкісточкова коригувальна остеотомія дозволяє ефективно зменшити больовий синдром і підвищити функціональну здатність суглоба й активність пацієнтів [1–4]. Для досягнення оптимальних результатів необхідно проводити ретельний підбір пацієнтів із урахуванням індивідуальних особливостей, коморбідності, характеру деформації та стану суглоба. Важливою умовою коректного виконання хірургічної процедури є система передопераційного планування, що дозволяє обрати найбільш доцільний вид коригувальної остеотомії — медіальну з відкритим або закритим клином, латеральну з закритим клином або фокусну купольну. Для досягнення позитивного результату лікар має бути добре обізнаним з можливостями, перевагами та недоліками наявних систем фіксації, які забезпечують найбільш стабільну та надійну фіксацію для окремого виду коригувальної остеотомії і при цьому не ускладнюють техніку хірургічного втручання. Указане обумовлює необхідність проведення біомеханічних досліджень з аналізом стабільності систем «фіксатор – кістка».

Мета: оцінити стабільність внутрішньої фіксації за умов виконання різних видів надкісточкових коригувальних остеотомій дистального відділу великогомілкової кістки шляхом дослідження параметрів жорсткості та міцності біомеханічних моделей «фіксатор – кістка» за допомогою імітаційного комп'ютерного моделювання методом скінченних елементів, а також оцінити адекватність комп'ютерного моделювання шляхом порівняння з результатами ідентичних натурних стендових досліджень.

Матеріал і методи

Імітаційне комп'ютерне моделювання. Об'єктами дослідження роботи є моделі біомеханічних систем великогомілкової кістки (ВГК) з модельованими остеотоміями в зоні дистального епіметафіза, та остеосинтезом із застосуванням фіксаторів із кутовою стабільністю різної форми та розташування (рис. 1).

Модель ВГК відтворено за даними комп'ютерної томографії (КТ) неушкодженої ВГК здорового пацієнта. Двошарова апроксимація кісткової тканини визначена за величинами Хаунсфільда для коркового та губчастого шарів, що встановлено на підставі власних експериментальних досліджень [5, 6]. При цьому модуль пружності коркової кісткової тканини ВГК визначали за формулою:

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

Модуль пружності спонгіозної (трабекулярної) кісткової тканини визначали за формулою:

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

де E — модуль пружності в напрямку максимальної жорсткості (МПа), HU — рентгенологічна щільність кісткової тканини, визначена під час КТ-дослідження та 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 коригувальної остеотомії та металоостеосинтезу з використанням різних видів фіксації (рис. 1).

Моделі біомеханічних систем «фіксатор – кістка» надані як ізотропні, пружні. Константи для тканин біологічного походження отримані за даними власних досліджень [5, 6], для елементів фіксаторів обрано 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-ти вузлових пірамідальних 3D SOLID187 СЕ [9]. Згенеровані СЕ моделі біомеханічних систем мали спільний порядок дискретизації з максимальним розміром СЕ не більше ніж 1 мм, сумарною кількістю вузлів від 545 420 до 678 481, та налічували від 317 528 до 395 564 елементів (рис. 2).

На основі створених комп'ютерних моделей проведено дослідження напружено-деформованого стану (НДС) та визначено максимальні величини зусиль на стискання, згинання та максимальні крутні моменти за умов переміщення між кістковими фрагментами не більше ніж 1,0 мм [7]. Для цього кожному випадку навантаження до системи прикладали одиничні сили та момент (рис. 3).

Після проведення статичного аналізу величини максимальних зусиль і напружень визначали шляхом масштабування результатів вузлових переміщень і напружень відносно максимально

допустимого значення переміщення за рахунок лінійності поставленої задачі.

Натурне дослідження. Надкістчкові коригувальні остеотомії дистального кінця ВГК на рівні метафізарної зони відтворено на 5 неушкоджених ВГК від померлих людей однорідних за станом кісткової тканини та часом забору. Для фіксації після остеотомії застосовували різні типи сучасних фіксаторів цієї анатомічної зони та оцінювали особливості НДС систем «фіксатор – кістка» під дією статичних і циклічних навантажень. Визначали їхні переваги та недоліки з огляду на жорсткість, міцність і надійність фіксації.

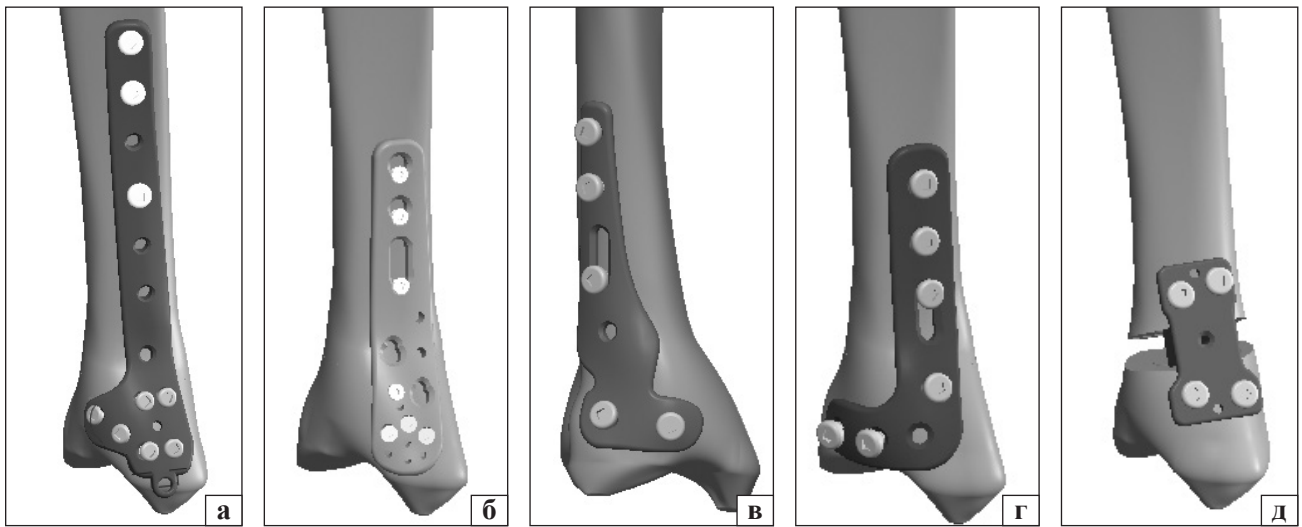


Рис. 1. Моделі біомеханічних систем «фіксатор – кістка» з використанням великогомілкових пластин: а) медіальної дистальної з кутовою стабільністю — «2М»; б) медіальної дистальної блокованої з мінігвинтами — «3М»; в) передньолатеральної L-подібної блокованої дистальної з кутовою стабільністю — «1L»; г) передньомедіальної дистальної великогомілкової L-подібної з кутовою стабільністю — «1М»; д) медіальної блокованої для коригувальної остеотомії з відкритим клином «puddi-plate» — «4М»

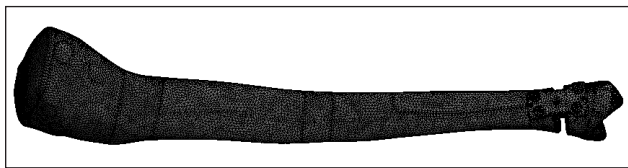


Рис. 2. SE-модель біомеханічної системи «фіксатор – кістка» з медіальною великогомілковою блокованою пластиною для медіальної колекційної остеотомії з відкритим клином — «4М»

Таблиця 1

Моделі матеріалів біомеханічної системи фіксатор-кістка

№ з/п	Матеріал	Модуль Юнга, Е, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν	Гранично допустиме напруження σ_s , МПа
1	Компактна кістка	10 000	0,25	120
2	Губчаста кістка	500	0,27	5
3	Титан	110 000	0,32	1 100

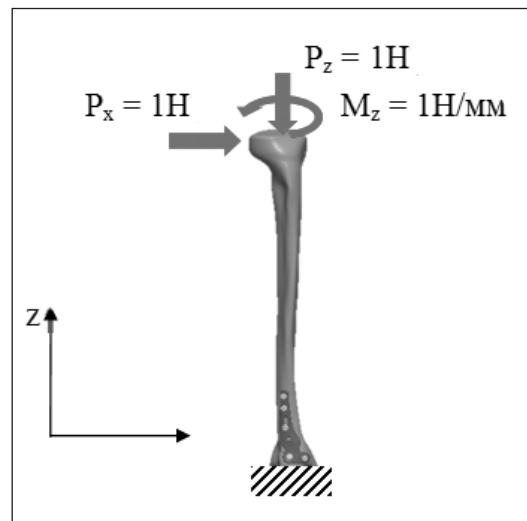


Рис. 3. Схема навантаження біомеханічної системи «фіксатор – кістка» одиничними силами та моментом

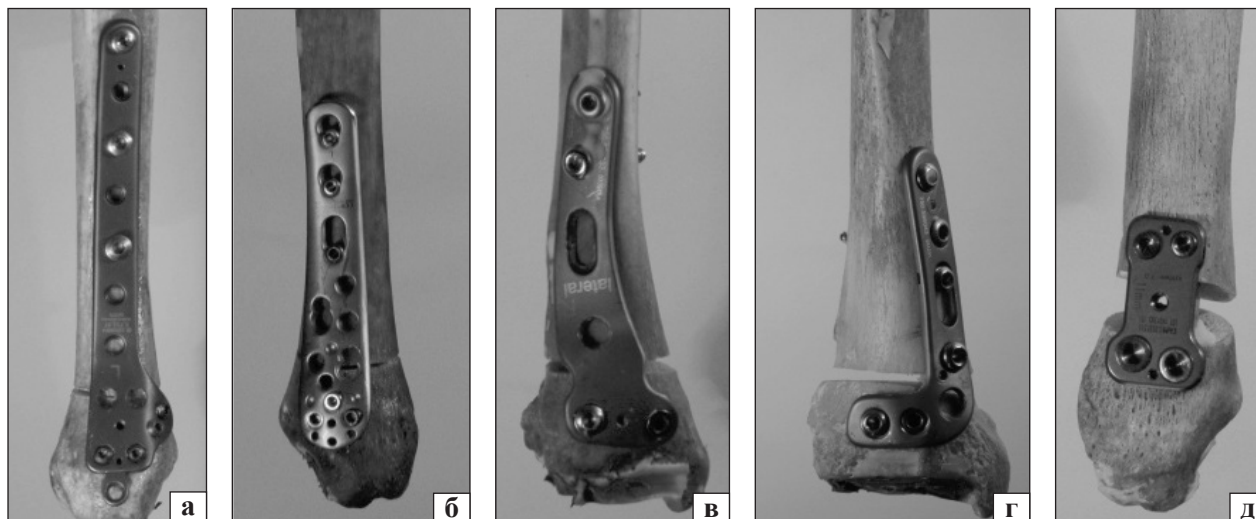


Рис. 4. Натурні моделі біомеханічних систем із використанням великогомілкових пластин: а) медіальної дистальної з кутовою стабільністю, 4,5 мм кортикальними та 3,5 мм блокованими спонгіозними гвинтами, «2М»; б) медіальної дистальної блокованої з кутовою стабільністю, 3,5 мм кортикальними та 3,0 мм спонгіозними блокованими мінігвинтами «3М»; в) передньолатеральної L-подібної блокованої дистальної з кутовою стабільністю, товщиною 4,0 мм, 3,5 мм блокованими спонгіозними та 4,5 мм кортикальними гвинтами «1L»; г) передньомедіальної дистальної L-подібної з кутовою стабільністю, товщиною 3,5 мм, 5,0 мм блокованими спонгіозними гвинтами та 4,5 мм кортикальними гвинтами «1М»; д) медіальної блокованої для коригувальної остеотомії з відкритим клином «puddi-plate» товщиною 10 мм, що має X-подібну форму та клин заданого розміру з кроком 1 мм (залежно від величини корекції), з 3,5 мм кортикальними та 4,0 мм блокованими гвинтами «4М»

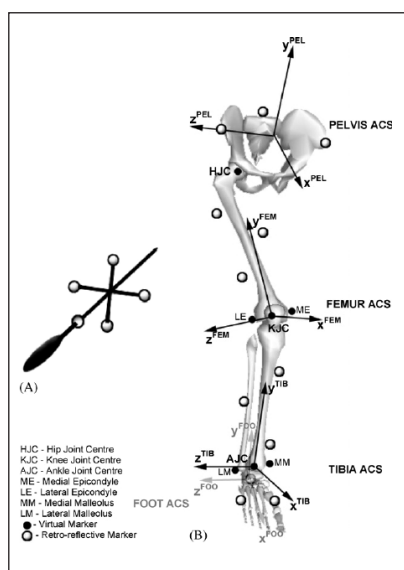


Рис. 5. Система координат прийнята в біомеханічних дослідженнях. Фронтальна (YZ), горизонтальна (XZ) і сагітальна (XY) площини

Досліджено 5 видів титанових фіксаційних систем (марка титану — ASTM F67, DIN 17850) (рис. 4).

Натурні моделі навантажували в дослідній машині TIRA-test, відтворюючи типові варіанти напружено-деформованого стану в зоні остеотомії. Для стандартизації умов досліду застосовано систему координат, прийняту в анатомічних та біомеханічних дослідженнях (рис. 5).

Препарати з модельованою остеотомією піддавали сагітальному стисканню в площині XY, згинанню у фронтальній площині ZY (виникають у 1-й і 3-й фазах ходьби); ротації (крученню) у горизонтальній площині XZ (з'являється в 2-й фазі ходьби з наявністю інверсії/еверсії стопи).

Кістки фіксували пластмасою «Протакріл М» у ділянці суглобових поверхонь і жорстко закріплювали на рухомому столі дослідної машини гвинтовими затискачами. Підготовлені зразки закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини. Навантаження прикладали за допомогою жорсткого сталевого стрижня чи пластини, з'єднаної з динамометром дослідної машини у проксимальному відділі кістки, або на протилежній остеотомії ділянці, а передавали на зразок під час випробувань за допомогою сталеві кульки. Зусилля та переміщення вимірювали динамометром, сигнал з якого надходив до мікропроцесора випробувальної машини. Переміщення, які виникали під дією одноразових статичних навантажень реєстрували шляхом запису діаграм деформування та за допомогою послідовного фотографування зразка цифровою фотокамерою Nikon D 5200. Діапазон навантаження становив від 0 до 500 Н, але в умовах, коли жорсткість системи виявлялась недостатньою, величину навантажень зменшували для уникнення руйнування зразка. Для реєстрації взаємного

переміщення відламків у процесі деформування застосовували цифрову фотокамеру Nikon D 5200 в режимі макрозйомки, встановлену на жорстко закріпленому штативі. Фотографували препарат із реперними точками, нанесеними на його поверхню, й еталонним об'єктом із відомими розмірами. Зображення обробляли в програмному середовищі Adobe Photoshop CS3, переміщення в міліметрах визначали на основі розрахунку масштабного коефіцієнта за еталонним об'єктом.

Оскільки на різних ділянках щілини остеотомії виникали різні за величиною і напрямком деформації, для визначення жорсткості системи «фіксатор – кістка» під час згинання та зсувів вимірювали найбільше переміщення одного фрагмента відносно іншого і розраховували жорсткість, як відношення навантаження до цього переміщення. Жорсткість системи на кручення розраховували за формулою:

$$C = M/\varphi, \quad (3)$$

де C — жорсткість, M — крутний момент, а φ — кут кручення.

При цьому:

$$M = P \cdot L, \quad (4)$$

де P — величина зовнішнього навантаження, а L — плече сили (в цьому експерименті його величину фіксовано на рівні 50 мм).

Кут кручення визначали за формулою:

$$\varphi = \arctg \Delta_p / L, \quad (5)$$

де φ — кут кручення, Δ_p — деформація системи під час навантаження, а L — плече сили.

Усі процедури, проведені в дослідженні, відповідали етичним стандартам інституційного та національного дослідницьких комітетів, а також Гельсінкської декларації 1964 року і її пізнішим змінам або аналогічним етичним стандартам. Статтю рекомендовано до друку комісією з біоетики при ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» (протокол № 4 від 23.03.2019).

Результати та їх обговорення

Імітаційне комп'ютерне моделювання. У результаті проведення чисельного експерименту отримано розподіл полів еквівалентних за Мізесом напружень у структурних елементах біомеханічної системи «фіксатор – кістка» за умов навантаження на стискання, згинання та кручення. Аналіз НДС показав, що за вказаних умов навантаження та переміщення між кістковими відламками більше ніж 1,0 мм найбільш небезпечним структурним елементом біомеханічної системи є спонгіозна кістка з огляду на співвідношення

величин і площ концентрацій напружень до їхніх граничних величин моделі матеріалу.

Найменш навантаженим структурним елементом для всіх розглянутих видів навантажень виявилася коркова кістка. Концентрації напружень виникали на поверхнях ВГК у місцях отворів для гвинтів глибиною не більше ніж виток різьби, та в середньому не перевищували 60 МПа (рис. 6), що є половиною граничного значення напружень для здорової коркової кістки (табл. 1).

У результаті аналізу розподілу еквівалентних за Мізесом напружень у корковій кістці з розгляду виключені напруження величиною понад 120 МПа через їхнє розташування та незначну довжину зон концентрації по відношенню до товщини кістки (менше ніж 1 %) (рис. 5), що може витікати як із 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 фіксувальної пластини. Для всіх видів навантажень значні величини еквівалентних за Мізесом напружень виникали в пластинах поблизу перелому кістки (рис. 7) і в середньому не перевищували 550 МПа (половини границі міцності титану на стискання).

Дещо більші величини напружень спостерігали в гвинтах. Хоча середні значення напружень у місцях спряження гвинтів із пластиною та кісткою були в межах 200–550 МПа, в усіх моделях також виявлено їхні концентрації на витках, які перевищували границю міцності титану (рис. 8).

Найбільшу величину концентрації еквівалентних за Мізесом напружень зареєстровано у гвинтах, спряжених із корковою кісткою. Залежно від моделі це міг бути ближчий чи дальній гвинт від місця перелому кістки.

За умовою задачі, для нижньої частини ВГК була прийнята ізотропна губчаста модель матеріалу. Під дією зовнішніх навантажень у губчастій кістці виникали значні величини концентрацій еквівалентних за Мізесом напружень у місцях контакту з гвинтами (рис. 9), величини яких перевищували границю міцності губчастої кістки 5 МПа (табл. 1), що свідчить про потенційні зони локального руйнування кістки.

Визначені максимальні величини зусиль P_{max} на стискання і згинання, моментів M_{max} , які при-

водять до максимально допустимих переміщень в 1,0 мм між кістковими відламками, у результаті вирішення лінійної задачі:

$$P_{max} = \frac{1 \cdot P_1}{u(P_1)}, \tag{6}$$

де P_1 — одинична сила, $u(P_1)$ — переміщення від одиничної сили (табл. 2).

Найжорсткішою виявилася біомеханічна система з пластиною типу 1L, де допустимі стискальні та згинальні зусилля становили 308 Н і 73 Н відповідно (рис. 10, 11). У ній визначено також найбільшу величину еквівалентних за Мізесом напружень у концентраторах гвинтів і пластини.

Найменшу жорсткість на стискання (151 Н), згинання (19 Н) і кручення (2,46 Н/м) встановлено для системи «2М».

Натурне дослідження. За результатами досліджень поведінки систем «фіксатор – кістка» за умов дії статичного навантаження на стискання (1), згинання (2) та кручення (3) найбільші кути деформації в зоні остеотомії та, відповідно, найменшу стабільність і жорсткість зареєстровано в разі застосування медіальної блокованої пластини «1М» (рис. 12). Найбільшу жорсткість і стабільність фіксації за мінімальними кутами деформації забезпечували системи «4М» і «1L» (рис. 12).

Таблиця 2

Розрахункові величини максимально допустимих зусиль і моментів для біомеханічних моделей «фіксатор – кістка»

Модель	P _{max} , Н		M _{max} , Н/м
	стискання	згинання	кручення
1 (2М)	151,49	19,03	2,46
2 (3М)	233,46	31,00	18,18
3 (1L)	308,14	72,04	17,90
4 (1М)	209,57	24,25	14,94
5 (4М)	217,66	33,71	18,83

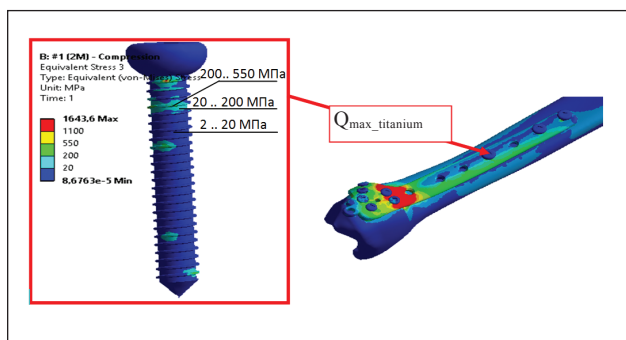


Рис. 8. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у титановому гвинті під дією стискального навантаження

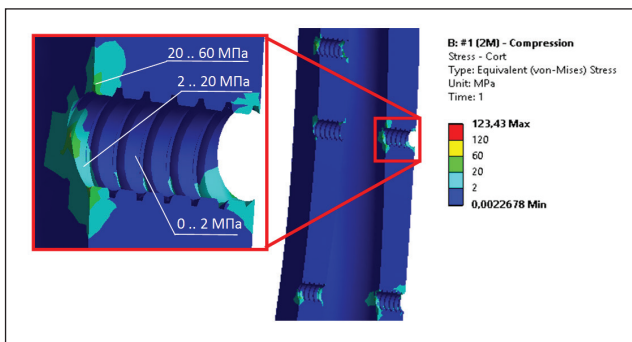


Рис. 6. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у коркової кістці під дією стискального навантаження

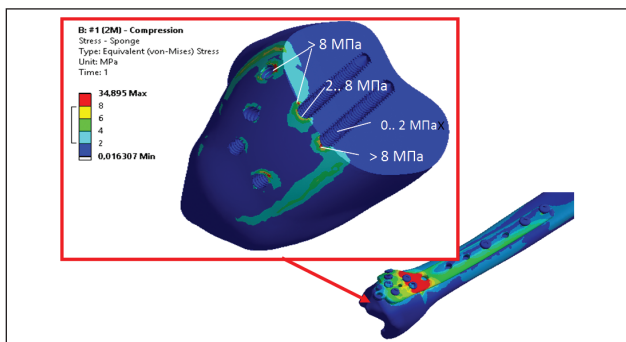


Рис. 9. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у губчастій кістці під дією стискального навантаження

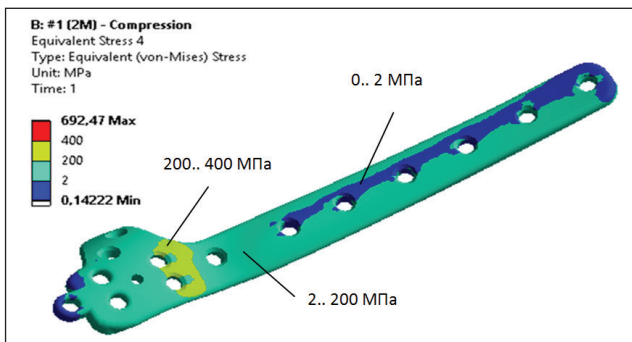


Рис. 7. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у титановій пластині під впливом стискального навантаження

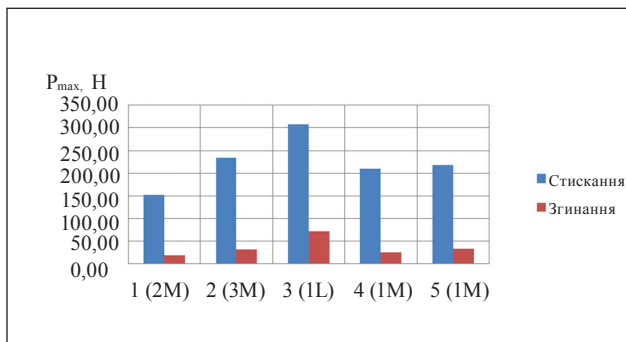


Рис. 10. Гістограма максимально допустимих зусиль на стискання і згинання для біомеханічних моделей «фіксатор – кістка»

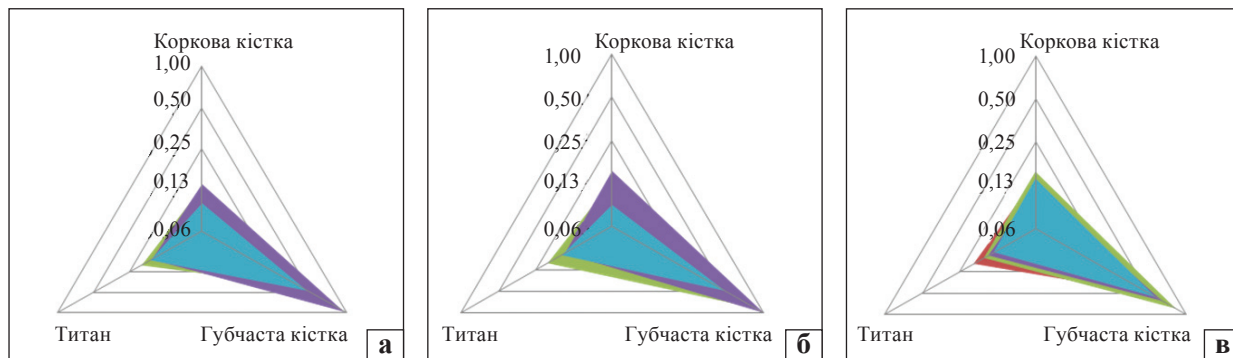


Рис. 11. Інтенсивність концентрацій напружень у відносних величинах елементів біомеханічної системи «фіксатор – кістка» під дією стискальних (а), згинальних (б) і навантажень на кручення (в)

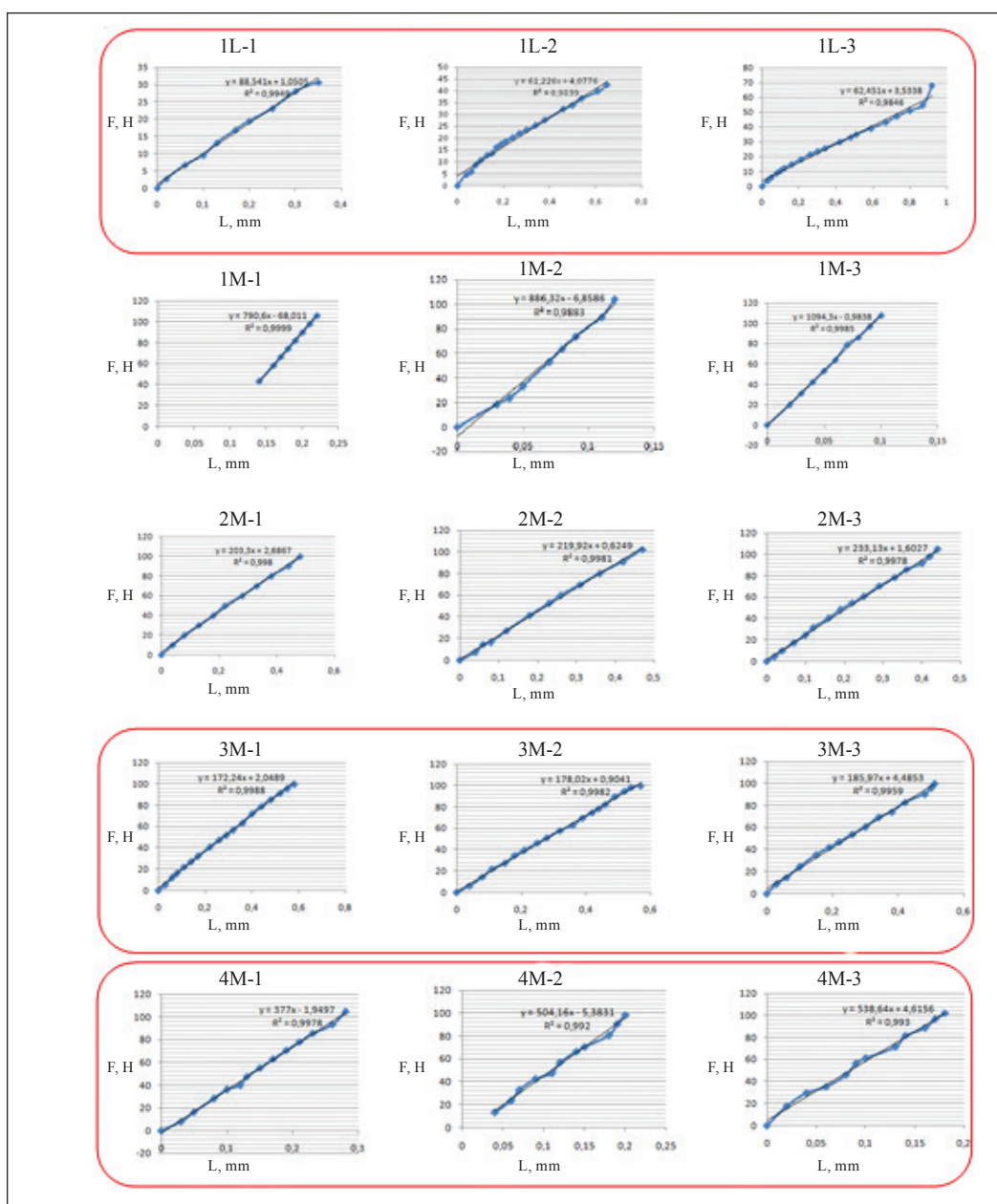
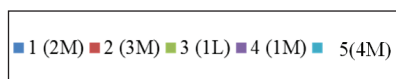


Рис. 12. Діаграми деформування ВГК із моделюваною остеотомією та фіксацією різними способами після дії статичного навантаження на стискання (1), згинання (2) та кручення (3)

Аналіз розподілу напружень і деформацій у разі використання різних пристроїв для фіксації під впливом циклічних навантажень показав перевагу в аспекті жорсткості фіксації у системах «1L», «3M» і «4M». За умови застосування цих фіксаторів спостерігали найменші лінійні та кутові переміщення в системах «фіксатор – кістка» при цьому межа міцності (графічна межа пропорційності) була найбільшою у випадках «4M» і «1L». Отже, обираючи пристрій для виконання остеосинтезу після корегувальної остеотомії, перевагу слід надавати медіальній короткій блокованій пластині «puddi-plate» або передньолатеральній блокованій опорній пластині.

Таким чином, у результаті порівняльного аналізу встановлено, що імітаційна комп'ютерна модель не лише забезпечила аналогічний до натурального дослідження результат, а й дала змогу неінвазивно отримати чіткіші уявлення про НДС біомеханічної системи та прогнозувати її поведінку в разі зміни модуля пружності кісткової тканини внаслідок післятравматичних порушень у ній. Визначено, що в разі виконання медіальної корегувальної надкісточної остеотомії з відкритим клином найбільшу стабільність і жорсткість фіксації гарантує блокована «puddi-plate» система «4M». У випадку медіальної остеотомії зі закритим клином найбільш стабільну фіксацію забезпечує медіальна блокована пластина з мінігвинтами системи «3M». Щодо латеральної корегувальної остеотомії зі закритим клином, передньої та фокусної купольної найкращим вибором для металоостеосинтезу є передньолатеральна L-подібна блокована пластина (система «1L»).

Стабільність і надійність фіксації після виконання корегувальної остеотомії є вкрай важливими для кінцевих результатів [1–4]. Серед фахівців немає єдиної думки стосовно вибору засобів стабілізації фрагментів кістки після виконання зазначених операцій. Одні автори вважають, що питання вибору фіксаторів є виключною прерогативою хірурга, при цьому немає принципових відмінностей застосування різних видів пластин або гвинтів [2, 3]. Проте, у більшості публікацій цьому питанню приділяють значну увагу [10–14]. Порівняно зі стандартними пластинами для зануреного металоостеосинтезу, технологія блокованих пластин має значні переваги у забезпеченні жорсткості та стабільності фіксації [12]. Компресія в зоні остеотомії також сприяє кістковому зрощенню та покращує стабільність [12]. Навіть у разі відкритих клиноподібних остеотомій, за умов застосування корково-губчастих

кісткових трансплантатів, рекомендують застосовувати компресію в зоні остеотомії [12, 13]. Деякі автори пропонують за можливості виконувати міжфрагментарну фіксацію [12]. У результаті проведених досліджень отримано клінічні докази того, що надкісточкові корегувальні остеотомії дають змогу зменшити больовий синдром, покращити функцію суглоба та збільшити діапазон рухів у ньому [1–4, 10–14]. При цьому серед ускладнень автори вказують на рецидиви деформацій (2,6–10,3 %) і незрощення в зоні остеотомії (2,2–8,9 %), що залежить від адекватності вибору її виду, стабільності та надійності внутрішньої фіксації [10–14]. При цьому зауважують на наявність широкого спектра варіантів фіксувальних засобів, а дослідження якості й обґрунтування стабілізації фрагментів кістки за їхнього застосування покладено виключно на розробників. Звичайно, фіксувальні пластини не компенсують відсутність дотримання загальних принципів остеосинтезу, проте визначення надійніших та ергономічних конструкцій для певних видів остеотомій дозволить оптимізувати хірургічне втручання та покращити результати лікування зазначеної категорії пацієнтів.

Висновки

Порівняння параметрів жорсткості та міцності біомеханічних моделей «фіксатор – кістка», отриманих на підставі імітаційного комп'ютерного моделювання методом скінченних елементів і натурального стендового дослідження, підтвердило адекватність тривимірному імітаційного моделювання і закладених у моделі параметрів матеріалів. Отримано аналогічні результати майже за всіма біомеханічними системами за умов різних режимів (статичних і циклічних) і типів навантаження (стискання, згинання, кручення).

Установлено, що в разі медіальної коригувальної надкісточної остеотомії дистального відділу ВГК з відкритим клином найбільшу стабільність і жорсткість фіксації забезпечує медіальна блокована пластина «puddi-plate», у випадку медіальної остеотомії з закритим клином медіальна блокована пластина з мінігвинтами. Для латеральної зі закритим клином, передньої та фокусної купольної коригувальної остеотомії в цій анатомічній ділянці найкраще застосовувати латеральну L-подібну блоковану пластину.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

- Effect of supramalleolar osteotomy and total ankle replacement on talar position in the varus osteoarthritic ankle: a comparative study / F. Colin, L. Bolliger, T. Horn Lang [et al.] // *Foot & Ankle International*. — 2014. — Vol. 35 (5). — P. 445–452. — DOI: 10.1177/1071100713519779.
- Ankle joint pressure changes in a pes cavovarus model: supramalleolar valgus osteotomy versus lateralizing calcaneal osteotomy / T. Schmid, S. Zurbriggen, I. Zderic [et al.] // *Foot & Ankle International*. — 2013. — Vol. 34 (9). — P. 1190–1197. — DOI: 10.1177/1071100713500473.
- Supramalleolar osteotomy: techniques, indications and outcomes in a series of 83 cases / F. Colin, F. Gaudot, G. Odri, T. Judet // *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. — 2014. — Vol. 100 (4). — P. 413–418. — DOI: 10.1016/j.otsr.2013.12.027.
- Supramalleolar osteotomy with bone marrow stimulation for varus ankle osteoarthritis: clinical results and second-look arthroscopic evaluation / Y. S. Kim, E. H. Park, Y. G. Koh [et al.] // *The American Journal of Sports Medicine*. — 2014. — Vol. 42 (7). — P. 1558–1566. — DOI: 10.1177/0363546514530669.
- Фізико-механічні властивості трабекулярної кісткової тканини кісток гомілковостопного суглоба (експериментально-клінічне дослідження) / Т. М. Омельченко, О. А. Бур'янов, А. П. Лябах [та ін.] // *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. — 2017. — № 2. — С. 66–72.
- Кореляція модуля пружності та рентгенологічної щільності кісткової тканини в зоні надп'яtkово-гомілкового суглоба / Т. М. Омельченко, О. А. Бур'янов, А. П. Лябах [та ін.] // *Ортопедія, травматологія и протезирование*. — 2018. — № 3. — С. 80–84. — DOI: 10.15674/0030-59872018380-84.
- Єщенко В. О. Імітаційне моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем для кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями / В. О. Єщенко // *Вісник НТУУ «КПІ»*. — 2013. — № 2 (68). — С. 84–90. — (Серія машинобудування).
- 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>.
- 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.
- Ellington J. K. Surgical correction of the ball and socket ankle joint in the adult associated with a talonavicular tarsal coalition / J. K. Ellington, M. S. Myerson // *Foot & Ankle International*. — 2013. — Vol. 34 (10). — P. 1381–1388. — DOI: 10.1177/1071100713488762.
- Reconstructive surgery for overcorrected clubfoot in adults / M. Knupp, A. Barg, L. Bolliger, B. Hintermann [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. — 2012. — Vol. 94 (15). — P. e1101–e11017. — DOI: 10.2106/jbjs.k.00538.
- De Roode C. P. Supramalleolar osteotomy: a comparison of fixation methods / C. P. de Roode, M. Hung, P. M. Stevens // *Journal of Pediatric Orthopaedics*. — 2013. — Vol. 33 (6). — P. 672–677. — DOI: 10.1097/bpo.0b013e31829d1a9a.
- Deformity correction using supramalleolar gigli saw osteotomy and Taylor spatial frame: how to perform this osteotomy safely? / M. Eidelman, A. Katzman, M. Zaidman, Y. Keren // *Journal of Pediatric Orthopaedics B*. — 2011. — Vol. 20 (5). — P. 318–322. — DOI: 10.1097/bpb.0b013e31828345d877.

Стаття надійшла до редакції 10.04.2019

COMPUTER SIMULATION AND FIELD STUDY OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE BIOMECHANICAL SYSTEM «FIXATOR-BONE» AT SUPRAMALLEOLAR CORRECTIVE OSTEOTOMIES

T. M. Omelchenko¹, O. A. Buryanov¹, A. P. Lyabakh²,
M. S. Shidlovskiy³, V. O. Yeshchenko³, M. M. Dyman³

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²SI «Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine», Kyiv

³National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

✉ Taras Omelchenko, PhD in Traumatology and Orthopaedics: tarasomel@ukr.net

✉ Oleksandr Buryanov, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: kaftraum@ukr.net

✉ Andriy Lyabakh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: anliabakh@gmail.com

✉ Mykola Shidlovskiy, PhD in Technical Sci.: n_shidlovsky@ukr.net

✉ Viktor Yeshchenko, PhD in Technical Sci.: yeshchenko.victor@gmail.com

✉ Mariana Dyman: mrs_d@ukr.net