

УДК 616.718.5-001.5-089.22:612.76

ЛАЗАРЕВ І.А., БРУСКО А.Т., САМОХІН А.В., МЕЛЬНИК І.В., СКИБАН М.В.

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

Київська міська клінічна лікарня № 12

ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ НАДІЙНОСТІ ФІКСАЦІЇ КІСТКОВИХ ВІДЛАМКІВ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ ЛАТЕРАЛЬНОГО ВИРОСТКА ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ (біомеханічне моделювання)

Резюме. На основі імітаційного комп'ютерного моделювання методом скінченних елементів вивчено ефективність стабільно-функціонального остеосинтезу переломів латерального виростка великогомілкової кістки (Schatzker I) різними фіксуючими конструкціями в умовах навантаження. Встановлено особливості розподілу напружень та деформацій на елементах моделі системи «кісткові відламки — фіксатор» по площині перелому та фіксаторах, визначено критерії надійності фіксації. Обґрунтовано оптимальні рівні навантаження при застосуванні кожного виду фіксаторів. Доведено, що фіксація LCP-пластиною забезпечує надійну фіксацію кісткових відламків навіть при навантаженні масою тіла (750 Н).

Ключові слова: комп'ютерне моделювання, метод скінченних елементів, перелом латерального виростка великогомілкової кістки, стабільно-функціональний остеосинтез.

Вступ

Переломи виростків великогомілкової кістки (ВГК) належать до тяжких ушкоджень нижніх кінцівок і становлять до 6,9 % усіх внутрішньосуглобових переломів [3, 6, 7] та 6,4–11 % — усіх переломів кісток гомілки [1, 2, 5]. До цього часу не обґрунтовано диференційований підхід до оперативного лікування хворих із переломами виростків ВГК. На протигагу емпіричному підходу до вирішення питань надійної фіксації кісткових відламків при переломах виростків ВГК існує можливість створення предметних чи математичних моделей досліджуваного об'єкта та аналізу його поведінки в умовах впливу зовнішніх факторів (навантаження) [3]. Важливе місце в механічному аналізі посідають методи математичного моделювання, засновані на загальних положеннях механіки твердого деформованого тіла. Вони дозволяють із високою точністю відтворити поведінку біомеханічної системи у складних умовах, що неможливо дослідити в натурному експерименті. Шляхом імітаційного комп'ютерного моделювання із застосуванням чисельного аналізу методом скінченних елементів (МСЕ) існує можливість дослідження надійності фіксації кісткових відламків при різних варіантах функціонального навантаження. МСЕ в таких випадках дозволяє дослідити динаміку процесу деформування структур кісткової тканини та фіксуючих металоконструкцій із великими геометричними і фізично нелінійними властивостями матеріалів і змінним у часі впливом фізичних навантажень, що тим самим дає

можливість підтвердити переваги або виявити недоліки існуючих способів фіксації відламків при переломах виростків ВГК, уточнити показання до їх використання та попередити розвиток ускладнень.

Мета дослідження — вивчити особливості напружено-деформованого стану (НДС) елементів біомеханічної системи «кісткові відламки — фіксатор» при переломах латерального виростка ВГК в умовах стабільно-функціонального остеосинтезу різними фіксаторами та навантаження, за даними імітаційного комп'ютерного моделювання.

Матеріали і методи

Для визначення ефективності стабільно-функціонального остеосинтезу переломів латерального виростка ВГК (Schatzker I) застосовували імітаційне комп'ютерне моделювання методом скінченних елементів як чисельний метод рішення задач механіки суцільних середовищ у прикладанні до біологічних об'єктів із використанням програмно-комп'ютерних комплексів. МСЕ дозволяє досліджувати процес деформування як кісткової тканини проксимального відділу гомілки, так і фіксуючих металоконструкцій. У прикладанні до аналізу міцності фіксації відламків за допомогою металоконструк-

© Лазарев І.А., Бруско А.Т., Самохін А.В., Мельник І.В., Скибан М.В., 2014

© «Травма», 2014

© Заславський О.Ю., 2014



Рисунок 1. Перелом латерального виростка великогомілкової кістки

цій МСЕ дозволяє звести вихідну крайову задачу до системи алгебраїчних рівнянь щодо дискретних значень шуканої функції у вузлах сітки, що апроксимує задану ділянку.

На основі аксіальних СКТ-сканів здорового колінного суглоба, отриманих на комп'ютерному томографі Toshiba Asteion Super 4 (Японія), за допомогою програмного пакета Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворена просторова геометрія проксимального відділу ВГК (рис. 2). Засобами Solid Works створені імітаційні комп'ютерні 3D-моделі інтактного колінного суглоба (рис. 3).

На комп'ютерній моделі проксимального відділу ВГК умовно відтворювали поздовжню остеотомію латерального виростка в сагітальній площині, що становила 30 % (перша модель) та 60 % (друга модель) загальної площі суглобової поверхні (від латерального краю до міжвиросткового підвищення ВГК).

На наступному етапі на комп'ютерній моделі виконували імітацію остеосинтезу відламків за чотирма варіантами фіксації: 1-й — фіксація 2 гвинтами з ме-

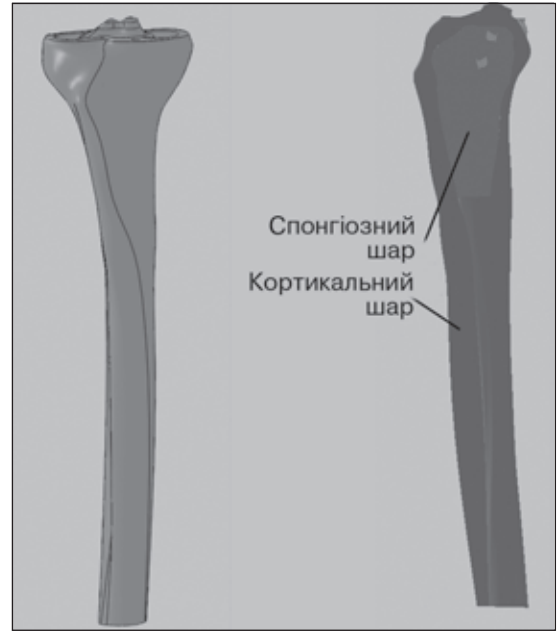


Рисунок 3. Проксимальний відділ ВГК (Solid Works)

дичної сталі 17X18H9, 2-й — фіксація поліамідними болтами-стяжками з шайбами та гайками, 3-й — комбінована фіксація поліамідним болтом-стяжкою з шайбою і гайкою та спонгіозним гвинтом з медичної сталі 17X18H9 та 4-й — фіксація титановою LCP-пластиною з 6 блокуючими титановими гвинтами та кортикальним гвинтом з ВТ-16 та ВТ-6 (рис. 4 та 5).

Модель експортована в програму ANSYS для проведення розрахунків НДС. На рис. 6 зображений за-



Рисунок 2. Відтворення просторової геометрії проксимального відділу ВГК за допомогою програмного пакета Mimics

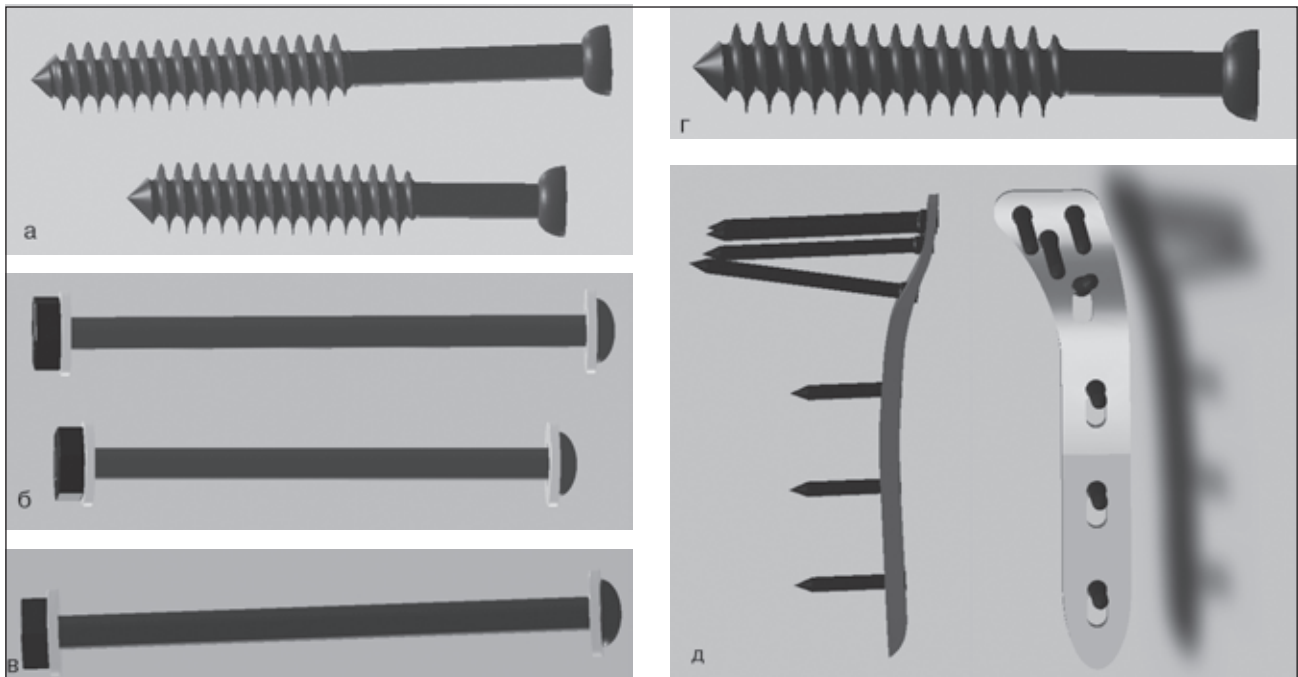


Рисунок 4. Елементи фіксації: а) гвинти з медичної сталі 17X18H9; б) поліамідні болти-стяжки з шайбами та гайками з ПА 12-10; в) поліамідний болт-стяжка з шайбами та гайкою з ПА 12-10; г) гвинт із медичної сталі 17X18H9; д) титанова пластина і блокуючі титанові гвинти з VT-16 та VT-6

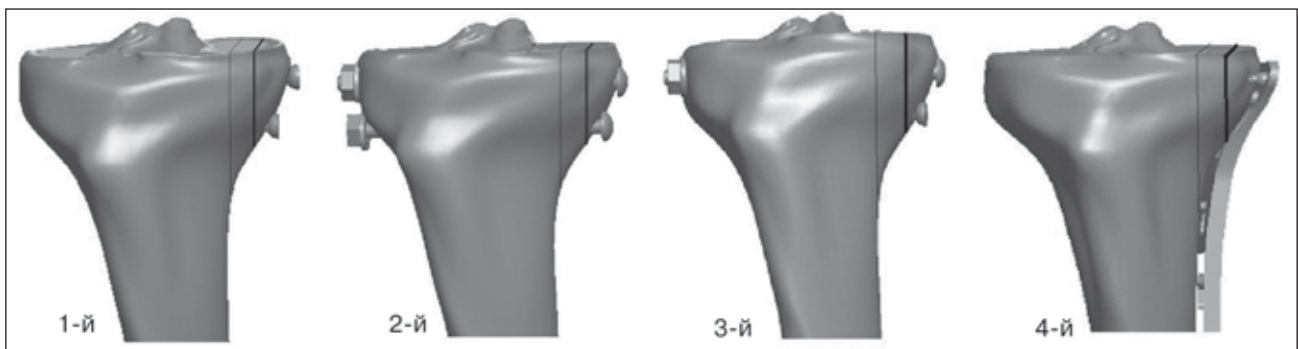


Рисунок 5. Варіанти фіксації кісткових відламків при переломі латерального виростка ВГК

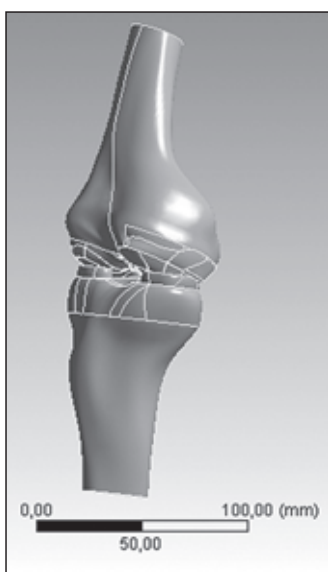


Рисунок 6. Трьохвимірний твердотільний біомеханічний модель колінного суглоба (ANSYS)

Таблиця 1. Фізичні властивості кісткової тканини

Кортикальний шар	$E = 15e9$
Спонгіозний шар	$E = 7,5e8$

гальний вигляд трьохвимірної геометричної моделі колінного суглоба, яка містить два твердотільні елементи — дистальний відділ стегнової кістки та проксимальний відділ ВГК.

Для розрахунків застосовували фізичні властивості кісткової тканини, що отримані з літературних джерел (табл. 1).

Фізичні властивості матеріалів фіксаторів отримані з технічної документації (табл. 2).

На наступному етапі було визначено в'язко-пружні механічні властивості (ізотропні), контактний зв'язок між усіма елементами біомеханічної конструкції та задані початкові та граничні умови.

В автоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну сітку моделі, яка налічувала 191 750 вузлів та 113 337 елементів (рис. 7). Для більш точних розрахунків сітка в ділянці перелому згущена.

Показниками для проведення порівняльного аналізу обрані отримані за Мізісом значення інтенсивності напружень, які визначали у фіксуючих конструкціях та на поверхні центрального і периферичного відламків ВГК. Схема закріплення та навантаження моделі наведена на рис. 8. Як навантаження на колінний суглоб прийнято дію зусилля $F = 250, 375$ та 750 Н, що дорівнювало відповідно $1/3, 1/2$ та 1 перерахованій середньостатистичній масі тіла людини (75 кг) у положенні «стоячи на одній нозі».

При розрахунку вважали, що при загвинчуванні титанових гвинтів кісткова тканина не зминається, а гвинт лише фіксує відламок від переміщень. Оскільки затягування болтів та гвинтів стандартизувати неможливо, нами умовно прийнято, що сила їх затягування дорівнювала $43,31$ Н, яка забезпечує умови фіксації без вільного переміщення відламка. При збільшенні сили затягування змінюються і напруження для усіх розрахункових режимів. Оскільки властивості матеріалів бралися лінійними, то перерахунок напружень від затягування болтів (гвинтів) здійснено за допомогою формули:

$$\sigma_1 = \sigma \cdot \frac{H}{H_1}$$

де σ_1 — напруження від нового затягування; σ — напруження від затягування, отримані під час розрахунку в РС

Таблиця 2. Фізичні властивості матеріалів елементів фіксації кісткових відламків

Матеріал	Модуль Юнга, Па	Коефіцієнт Пуассона
Медична сталь 17Х18Н9, 1-й та 3-й варіанти фіксації	2e11	0,3
Пластмаса ПА-12-10, 2-й та 3-й варіанти фіксації	1,4e9	0,35
Титан ВТ-16 і ВТ-6, 4-й варіант фіксації	1,12e11	0,32

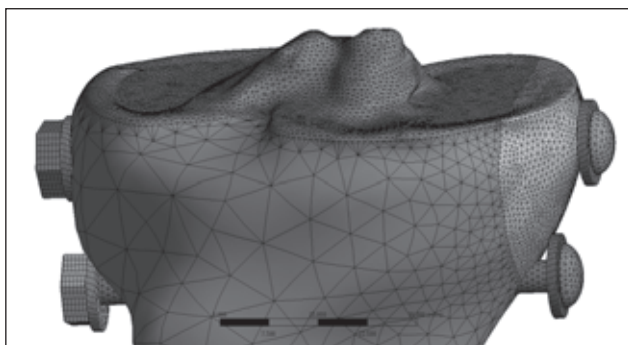


Рисунок 7. Скінченно-елементна розрахункова модель (2-й варіант фіксації, перша модель перелому — відламок 30 %)

ANSYS; H — сила затягування (затягування, яке використовувалося для розрахунків); H_1 — сила затягування, для якої потрібно здійснити розрахунки навантаження.

Враховуючи, що міцнісні характеристики кісткової тканини індивідуально варіюють, нами умовно прийнято порогове значення напружень — $3,5$ МПа. Для запобігання руйнуванню кісткової тканини та порушення стабільної фіксації відламків для кожного з варіантів фіксації й розрахункового режиму напруження в ділянці перелому не повинно перевищувати 3 МПа. Для забезпечення міцності елементів фіксації відламків за граничні показники прийнято значення напружень для гвинтів зі сталі 17Х18Н9, що не перевищують 568 МПа, для болтів з поліаміду ПА 12-10 — 55 МПа, для пластини та гвинтів із титану ВТ-16 — 590 МПа. Аналіз НДС твердотільних елементів обох моделей перелому проводили при 4 видах розрахунків для 1–3-го варіантів фіксації та 3 видах розрахунків — для 4-го варіанта фіксації кісткових відламків латерального виростка ВГК.

Результати та їх обговорення

За результатами скінченно-елементного моделювання отримані показники НДС на центральному та периферичному відламках по площині перелому латерального виростка ВГК (перша та друга моделі) та на фіксуючих конструкціях, в умовах навантаження зусиллям 750 Н, що відповідає масі тіла дорослої людини. На рис. 9–12 наведені приклади розрахунків НДС на другій моделі перелому (60% загальної площі суглобової поверхні виростка ВГК) при $F = 750$ Н.

В отриманих даних навантаження на фіксатори не перевищують допустимі для даного матеріалу (не при-

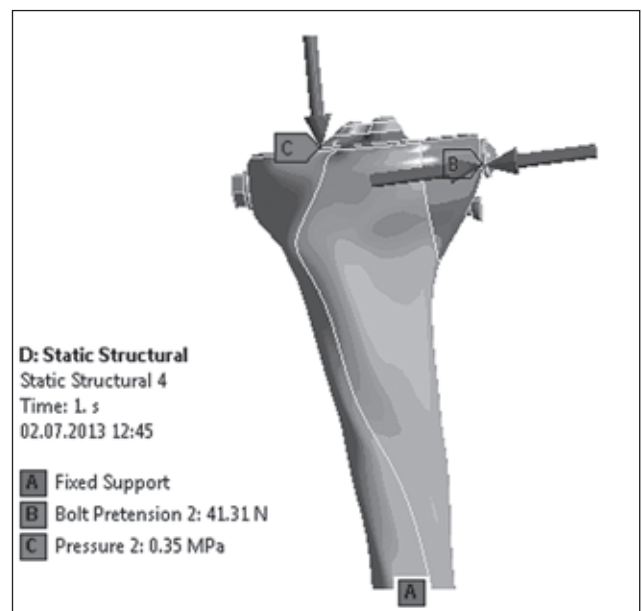


Рисунок 8. Розрахункова схема закріплення та навантаження (3-й варіант фіксації, відламок 60 %): А — зона закріплення нижнього кінця моделі; В — сила затягування поліамідного болта ($41,31$ Н); С — напрямок дії сили навантаження моделі (750 Н)

пустими. При комбінованому остеосинтезі кісткових відламків сталним гвинтом та поліамідним болтом (3-й варіант), навантаження кісткового відламка площею 30 % зусиллям до 1/2 маси тіла викликало допустимі рівні напружень лише на центральному відламку ($\sigma_{\max} < 3,0$ МПа), на периферичному відламку — вже при навантаженні 1/3 маси тіла напруження перевищували межі міцності кісткової тканини в даній ділянці ($\sigma_{\max} > 3,0$ МПа), що в цілому не задовольняє умовам надійної фіксації. У той же час при остеосинтезі LCP-пластиною з 6 блокуючими гвинтами та кортикальним гвинтом (4-й варіант) навантаження кісткового відламка площею 30% зусиллям, яке досягало повної маси тіла, викликало виникнення допустимих рівнів напруження для обох відламків ($\sigma_{\max} < 3,0$ МПа). Цей варіант фіксації кісткових відламків повністю відповідає критеріям стабільно-функціонального остеосинтезу.

При остеосинтезі гвинтами з медичної сталі (1-й варіант) допустиме навантаження кісткового відламка площею 60 % зусиллям до 1/3 маси тіла забезпечувало стабільність фіксації, зусиллям до 1/2 маси тіла — повністю задовольняє критеріям надійної фіксації обох відламків в умовах стабільно-функціонального остеосинтезу. При навантаженні, яке досягало показників повної маси тіла, значення механічних напружень перевищували допустимі ($\sigma_{\max} > 3,0$ МПа) для всієї системи за рахунок зростання рівня напружень на центральному відламку. При фіксації поліамідними болтами-стяжками (2-й варіант) та комбінованому остеосинтезі кісткових відламків сталним гвинтом та поліамідним болтом (3-й варіант) умови стабільної фіксації з рівнем напружень $\sigma_{\max} < 3,0$ МПа забезпечувались лише без навантаження. При рівні навантаження починаючи з 1/3 маси тіла відбувалось зростання показників напруження на обох відламках, які перевищували допустимі ($\sigma_{\max} > 3,0$ МПа). Фіксація LCP-пластиною з 6 блокуючими гвинтами та кортикальним гвинтом (4-й варіант) при навантаженні другої моделі перелому (60 %) зусиллям, яке досягало показників 2/3 маси тіла повністю забезпечує міцність фіксації ділянки перелому та цілком задовольняє критеріям надійної фіксації в умовах стабільно-функціонального остеосинтезу.

У табл. 4 та 5 наведені максимально допустимі рівні навантаження (Н) на кінцівку (у відсотках від маси тіла) при переломах латерального виростка ВГК.

Таблиця 4. Допустимі рівні навантаження на кінцівку (%) при остеосинтезі кісткових відламків перелому латерального виростка ВГК першої моделі (30 %)

Варіанти фіксації	Навантаження, Н	Відсоток від маси тіла
1-й	245,90	32,8
2-й	106,60	14,2
3-й	203,25	27,1
4-й	750,00	100,0

Наведені дані отримані шляхом скінченно-елементних розрахунків на статичній імітаційній моделі та потребують уточнення деформаційних характеристик систем «фіксатор — кістка» в умовах циклічних навантажень кінцівки.

Висновки

1. Фіксація кісткових відламків площею 30 % LCP-пластиною повністю забезпечує міцність відламків та цілком задовольняє умовам стабільно-функціонального остеосинтезу при всіх рівнях осьового навантаження до досягнення повної маси тіла 100%. Фіксація кісткових відламків площею 60 % LCP-пластиною відповідає критеріям стабільного остеосинтезу при рівнях навантаження зусиллям, що досягає 76 % маси тіла.

2. Фіксація кісткових відламків площею 30 % сталними гвинтами забезпечує міцність відламків та задовольняє умовам стабільно-функціонального остеосинтезу при рівнях осьового навантаження до досягнення 33 % маси тіла. Фіксація кісткових відламків площею 60 % відповідає критеріям стабільного остеосинтезу при рівнях навантаження зусиллям, що досягає 50 % маси тіла.

3. Остеосинтез поліамідними болтами можна застосовувати тільки у випадках, коли повторне оперативне втручання з видалення гвинтів має протипоказання у зв'язку з загальним станом хворого або місцевими процесами (декомпенсована стадія захворювання серцево-судинної системи, цукровий діабет та ін.).

4. Використання комбінованого остеосинтезу кісткових відламків сталним гвинтом та поліамідним болтом при переломах латерального виростка ВГК не є доцільним. Це обумовлено порушенням стабільності фіксації при ранньому, навіть мінімальному дозованому навантаженні, та необхідністю повторного оперативного втручання для видалення сталного гвинта в майбутньому.

5. Імітаційне моделювання з визначенням оптимального рівня навантаження на оперовану кінцівку дозволяє застосовувати адекватні фізичні навантаження в період реабілітації хворого.

6. Аналіз надійності фіксації кісткових відламків за допомогою МСЕ може бути застосований як для вибору оптимального варіанта остеосинтезу при переломах виростків ВГК, так і для планування і оптимізації інших та більш складних оперативних втручань на кістках та суглобах.

Таблиця 5. Допустимі рівні навантаження на кінцівку (%) при остеосинтезі кісткових відламків перелому латерального виростка ВГК другої моделі (60 %)

Варіанти фіксації	Сила навантаження, Н	Відсоток від маси тіла
1-й	373,20	49,76
2-й	54,82	7,31
3-й	127,39	16,99
4-й	572,34	76,31

Список літератури

1. *Голосов В.В. Внутрисуставные переломы мыщелков бедра, большеберцовой кости и межмыщелкового возвышения: Автореф. дис... канд. мед. наук. — Донецк, 1976. — 32 с.*
2. *Кривошапко С.В. Оптимизация хирургического лечения и реабилитации больных с переломами мыщелков большеберцовой кости: Автореф. дис... канд. мед. наук. — Ижевск, 2001. — 47 с.*
3. *Маланчук В.О., Кришук М.Г., Копчак А.В. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Навчальний посібник. — К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. — 231 с.*
4. *Михайленко В.В., Лирицман В.И., Антипин С.К. Переломы мыщелков большеберцовой кости, осложненные подвывихом или вывихом голени // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 1996. — № 3. — С. 47-50.*
5. *Москальков А.П. Лечение переломов мыщелков большеберцовой кости: Автореф. дис... канд. мед. наук. — Харьков, 1985. — 22 с.*
6. *Classification of Tibial Plateau Fractures — Michael D. Stover: Режим доступу: <http://www.hwb.org/ota8>*
7. *Gill T.J., Moezzi D.M., Oates K.M. et al. Arthroscopic reduction and internal fixation of tibial plateau fractures inskiing // Clin. Orthop. Rel. Res. — 2001. — Vol. 383. — P. 243-249.*
8. *Schatzker J., Brown Mc R., Bruce D. — The Tibial Plateau fractures: The Toronto Experience 1968–1975 // J. Clin. Orthop. — 1979. — Vol. 138. — P. 94-104.*

Отримано 20.04.14 ■

Лазарев И.А., Бруско А.Т., Самохин А.В., Мельник И.В., Скибан М.В.
 ГУ «Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины», г. Киев
 Киевская городская клиническая больница № 12

**СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ НАДЕЖНОСТИ
 ФИКСАЦИИ КОСТНЫХ ОТЛОМКОВ ПРИ ПЕРЕЛОМАХ
 ЛАТЕРАЛЬНОГО ОТРОСТКА БОЛЬШЕБЕРЦОВОЙ
 КОСТИ (биомеханическое моделирование)**

Резюме. На основе имитационного компьютерного моделирования методом конечных элементов изучена эффективность стабильно-функционального остеосинтеза переломов латерального мыщелка большеберцовой кости (Schatzker I) с использованием различных фиксирующих конструкций в условиях нагрузки. Установлены особенности распределения напряжений и деформаций на элементах модели системы «костные отломки — фиксатор» по плоскости перелома и фиксаторам, определены критерии надежности фиксации. Обоснованы оптимальные уровни нагрузки при применении каждого вида фиксаторов. Констатировано, что фиксация ЛСР-пластиной обеспечивает надежную фиксацию отломков даже при нагрузке полной массой тела (750 Н).

Ключевые слова: компьютерное моделирование, метод конечных элементов, перелом латерального отростка большеберцовой кости, стабильно-функциональный остеосинтез.

Lazarev I.A., Brusko A.T., Samokhin A.V., Melnyk I.V., Skyban M.V.
 State Institution «Institute of Traumatology and Orthopedics of National Academy of Medical Sciences of Ukraine»
 Kyiv Municipal Clinical Hospital № 12, Kyiv, Ukraine

**COMPARATIVE ANALYSIS OF THE RELIABILITY
 OF BONE FRAGMENTS FIXATION IN FRACTURES
 OF THE LATERAL CONDYLE OF THE TIBIA
 (Biomechanical Modeling)**

Summary. On the basis of computer simulation using the finite element method we have studied the efficiency of stable functional osteosynthesis for fractures of the lateral condyle of the tibia (Schatzker I) using various fixing structures under load. There were determined the peculiarities of the distribution of stresses and strains on the elements of the model of the system «bone fragments — fixator» on the fracture plane and fixators, the criteria of reliability of fixing. The optimal load levels in the application of each type of fixators were grounded. It is stated that LCP-plate fixation provides reliable fixation of fragments even at full load weighing (750 N).

Key words: computer simulation, finite elements method, fracture of lateral condyle of the tibia, stable functional osteosynthesis.