

ЖУК П.М.<sup>1</sup>, ФІЛОНЕНКО Є.А.<sup>1</sup>, КАРПІНСЬКИЙ М.Ю.<sup>2</sup>, КАРПІНСЬКА О.Д.<sup>2</sup>, ЯРЕСЬКО О.В.<sup>2</sup>, ГРЕБЕНЮК Д.І.<sup>1</sup><sup>1</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, м. Вінниця, Україна<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## ВИВЧЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ МОДЕЛІ ПЕРЕЛОМУ ЛІКТЬОВОГО ВІДРОСТКА ПРИ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗІ БЛОКОВАНИМ ГВИНТОМ І ЗА WEBER

**Резюме. Мета дослідження.** Метою дослідження є вивчення напружено-деформованого стану в ділянці перелому ліктьового відростка при металоостеосинтезі блокованим гвинтом порівняно з методикою Weber. **Матеріали і методи.** Проведено математичне моделювання напружено-деформованого стану на скінченно-елементних моделях при металоостеосинтезі за Weber та металоостеосинтезі блокованим гвинтом. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM. Моделі досліджували під впливом трьох видів навантаження: вигин, розтягнення, кручення. **Результати.** При дослідженні напружено-деформованого стану моделі металоостеосинтезу спицями та дротяним серкляжем ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка встановлено, що основне навантаження бере на себе саме металоконструкція. Щодо кісткової тканини, то найбільш навантаженим виявляється ліктьовий відросток. Величини напружень, що виникають у кістковій тканині в зоні перелому та в діяфізі ліктьової кістки, практично не відрізняються. Використання блокованого гвинта для металоостеосинтезу ліктьової кістки змінює загальну картину розподілу напружень у системі «кістка — імплантат». Так, напруження в металевій конструкції в зоні перелому розподіляються більш рівномірно з невеликим перевищенням із боку проксимального відділу ліктьової кістки. Максимальні величини напружень у кістковій тканині виявляються на ліктьовому відростку. У діяфізі та в проксимальному відділі ліктьової кістки рівень зусиль значно нижчий. **Висновки.** Отримані результати вказують, що в моделях із металоостеосинтезом блокованим гвинтом рівень максимальних напружень, що виникають у ліктьовому відростку та на імплантаті, у зоні перелому виявляється нижчим, ніж при використанні методики Weber.

**Ключові слова:** ліктьовий суглоб, переломи ліктьового відростка, металоостеосинтез, біомеханічне дослідження, математичне моделювання, інтрамедулярний блокований металоостеосинтез.

### Вступ

Переломи ліктьового відростка є актуальною проблемою сучасної травматології. Підшкірне розташування ліктьового відростка створює передумови для його частого травмування. Ізольовані переломи становлять близько 10 % переломів ліктьового суглоба й зустрічаються з частотою 1,08 на 10 тис. населення на рік; зазначені переломи становлять 7 % від усіх переломів, 38 % є ізольованими, решта — у складі політравми. Кількість незадовільних результатів лікування залишається високою і становить 18,5–45,6 %, за даними різних авторів [1–3]. Основним методом лікування переломів ліктьового відростка є металоостеосинтез за Weber. Leonard Bastian та співавтори проаналізували результати лікування 239 пацієнтів із переломами ліктьового відростка або після остеотомії ліктьового відростка, яким було виконано фіксацію за Weber. Було

виявлено 10 основних помилок при виконанні металоостеосинтезу за Weber, які в подальшому призводять до ускладнень та негативних результатів лікування [1].

Проведений нами аналіз продемонстрував, що традиційні методи лікування переломів ліктьового відростка дають можливість отримати добрі та

Адреса для листування:

Жук Петро Михайлович,  
кафедра ортопедії і травматології Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова  
вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, 21018, Україна  
E-mail: redact@i.ua

© Жук П.М., Філоненко Є.А., Карпінський М.Ю.,  
Карпінська О.Д., Яресько О.В., Гребенюк Д.І., 2016

© «Травма», 2016

© Заславський О.Ю., 2016

відмінні результати лише в 60 % випадків. Отже, актуальним залишається питання вивчення, удосконалення та розробки новітніх методів металоостеосинтезу ліктьового відростка при його переломах або після остеотомії.

**Мета дослідження.** Вивчення напружено-деформованого стану моделі перелому ліктьового відростка при металоостеосинтезі блокованим гвинтом порівняно з методикою остеосинтезу за Weber.

## Матеріали і методи

На скінченно-елементних моделях металоостеосинтезу ліктьового відростка блокованим гвинтом та за методикою остеосинтезу за Weber вивчено напружено-деформований стан ліктьової кістки. Зовнішній вигляд моделей наведено на рис. 1.

У нашому дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. При обранні механічних властивостей біологічних тканин обирали дані, що найбільш часто зустрічаються в літературі [4]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [5]. Використовували такі характеристики, як  $E$  — модуль пружності (модуль Юнга),  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона.

Навантаження моделей здійснювали розподіленою силою, яку прикладали до її дистального кінця, на кінці ліктьового відростка накладали жорстке закріплення. Моделі досліджували під впливом трьох видів навантаження: вигин, розтягнення, кручення.

Величина навантаження при дослідженнях на вигин та розтягнення складала 11 Н, що відповідає вазі передпліччя, згідно з даними літератури [6]. При дослідженнях на кручення до дистального кінця ліктьової кістки прикладали обертаючий момент величиною 0,5 Н/м.

Компресійну дію фіксаторів моделювали за допомогою додаткового стискаючого навантаження на ліктьовий відросток. У зв'язку з тим, що величина стискаючого навантаження, що виникає під впливом дроту або гвинта, не визначена, ми використовували навантаження величиною 1 Н. Оскільки величина напруження прямо пропорційна величині прикладеної сили, то величину напруження в будь-якій точці моделі можна легко перерахувати для сили будь-якої величини добуток отриманих значень напружень на відповідний коефіцієнт пропорційності.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [7].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування *SolidWorks*. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу *CosmosM* [8].

## Результати дослідження

Першим етапом роботи стало виконання дослідження пружно-деформованого стану моделей під впливом вигинаючого навантаження. Розподіл напружень у

моделі остеосинтезу спицями ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на вигин наведено на рис. 2.

Як показано на рис. 2, при навантаженні моделі на вигин напруження максимальної величини виникають на ліктьовому відростку (11,5 МПа), а також на спицях у зоні перелому: з боку ліктьового відростка величина напруження сягає значення 12,08 МПа, з боку проксимального відділу ліктьової кістки — 8,3 МПа. Рівень напруження в ліктьовій кістці знижується при віддаленні від зони перелому й становить 2,45 МПа у зоні перелому, у середині діафізу — 1,33 МПа та 0,35 МПа в проксимальному відділі.

Аналогічну картину за характером розподілу напружень можна спостерігати при навантаженні на вигин моделі остеосинтезу блокованим гвинтом ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка. Картину напружено-деформованого стану вищезгаданої моделі можна спостерігати на рис. 3.

На рис. 3 видно, що найбільш навантаженими ділянками моделі остеосинтезу блокованим гвинтом ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на вигин є ліктьовий відросток та імплантат у зоні перелому, але максимальна величина напружень у цих ділянках значно нижча за таку в моделі з остеосинтезом за Weber. Так, на ліктьовому відростку максимальна величина напружень складає 11,46 МПа, на гвинті в зоні перелому з боку ліктьового відростка — 7,58 МПа, а з боку проксимального відділу ліктьової кістки — 6,88 МПа. Величина напружень у кістковій тканині ліктьової кістки в зоні перелому також знижена до 1,64 МПа. У діафізі ліктьової кістки та в її проксимальному відділі напруження залишається на тому ж рівні, що й у моделі з остеосинтезом спицями — 1,33 та 0,37 МПа відповідно.

Більш наочно порівняти рівень максимальних напружень у різних ділянках моделей ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на вигин при обох варіантах остеосинтезу можна за допомогою діаграми, що наведена на рис. 4.

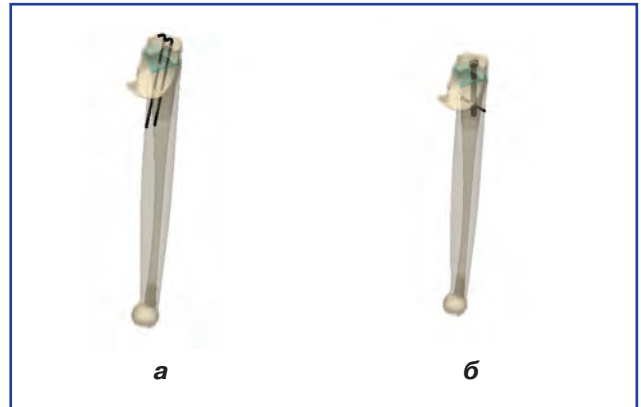
Згідно з показниками діаграми, основна різниця між величинами максимальних напружень у моделях ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на вигин спостерігається в зоні перелому як у металевих конструкціях, так і в кістковій тканині. Остеосинтез блокованим гвинтом дозволяє значно знизити рівень напружень у цих ділянках моделі порівняно з остеосинтезом спицями.

На другому етапі роботи було виконано дослідження напружено-деформованого стану моделей ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на розтягнення.

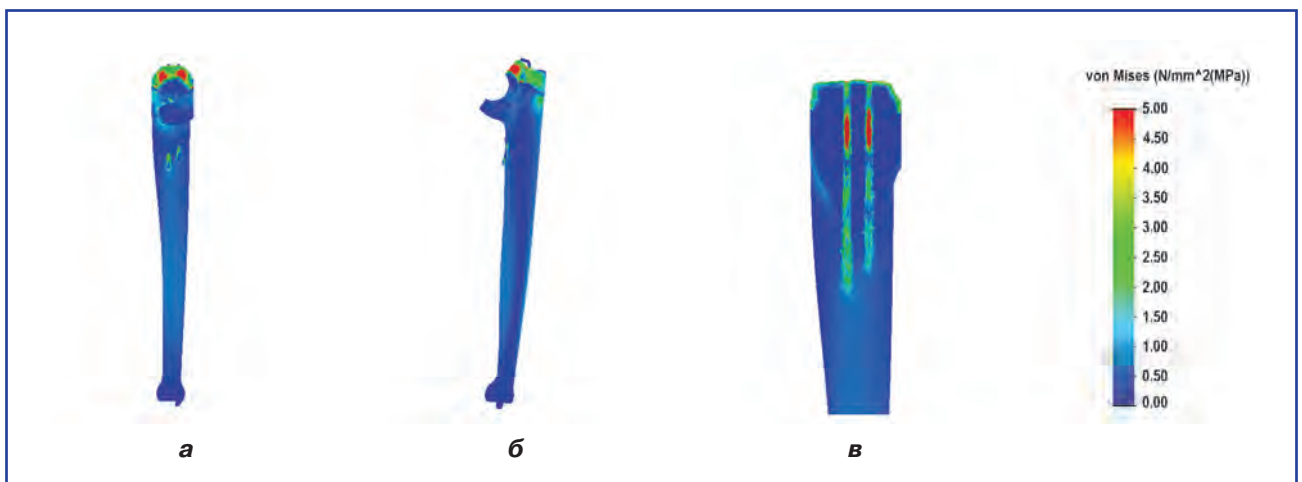
При дослідженні напружено-деформованого стану моделі остеосинтезу спицями та дроттям серкляжем ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на розтягнення встановлено, що основне навантаження бере на

себе саме металоконструкція. Максимальна величина напружень на спицях із боку ліктьового відростка складає 1,1 МПа, із боку проксимального відділу ліктьової кістки — 0,48 МПа. Щодо кісткової тканини, то найбільш навантаженим виявляється ліктьовий відросток, де максимальна величина напружень сягає позначки 0,54 МПа. Величини напружень, що виникають у кістковій тканині в зоні перелому та в діяфізі ліктьової кістки, практично не відрізняються та складають 0,17 та 0,15 МПа відповідно. На дистальному кінці ліктьової кістки величини максимальних напружень виявляються на рівні 0,25 МПа.

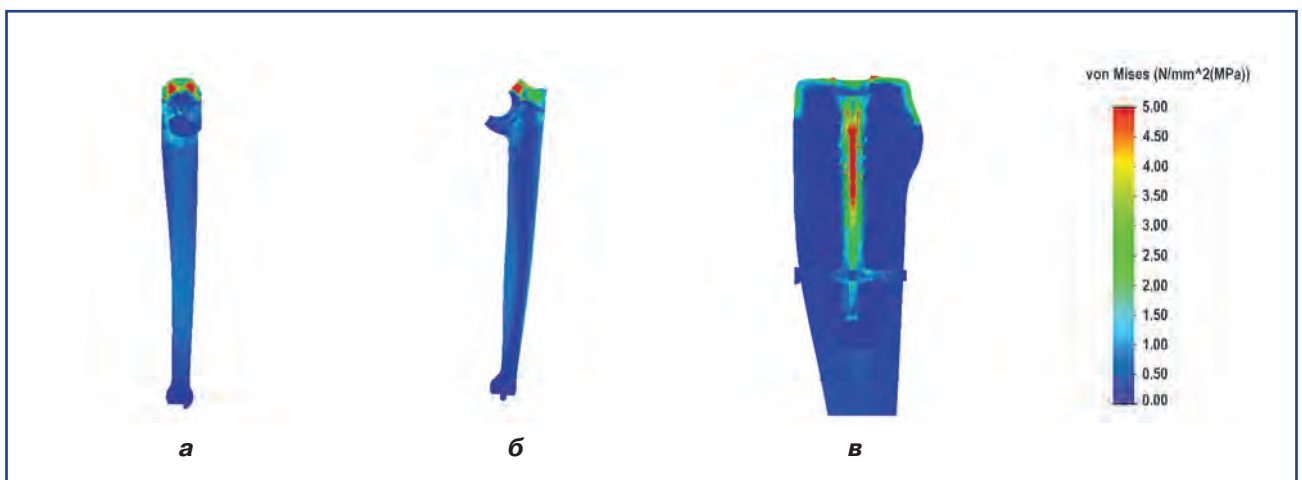
Використання блокованого гвинта для остеосинтезу ліктьової кістки при переломах ліктьового відростка дещо змінює загальну картину розподілу напружень у системі «кістка — імплантат» порівняно з моделлю остеосинтезу спицями. Так, напруження в металевій конструкції в зоні перелому розподіля-



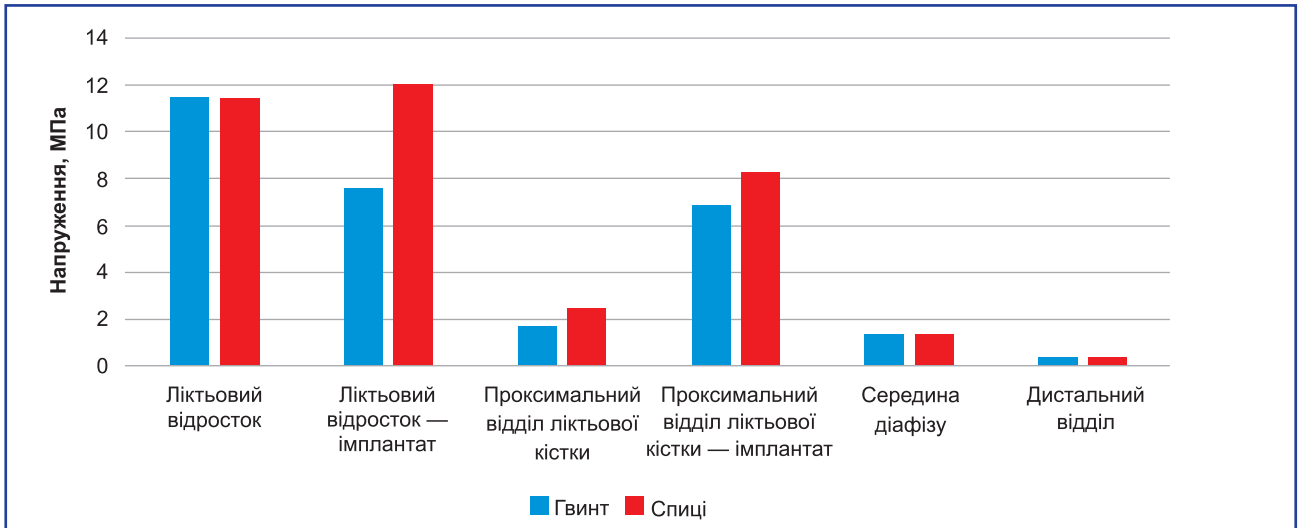
**Рисунок 1. Математичні моделі ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка: а — металоостеосинтез за Weber; б — металоостеосинтез блокованим гвинтом**



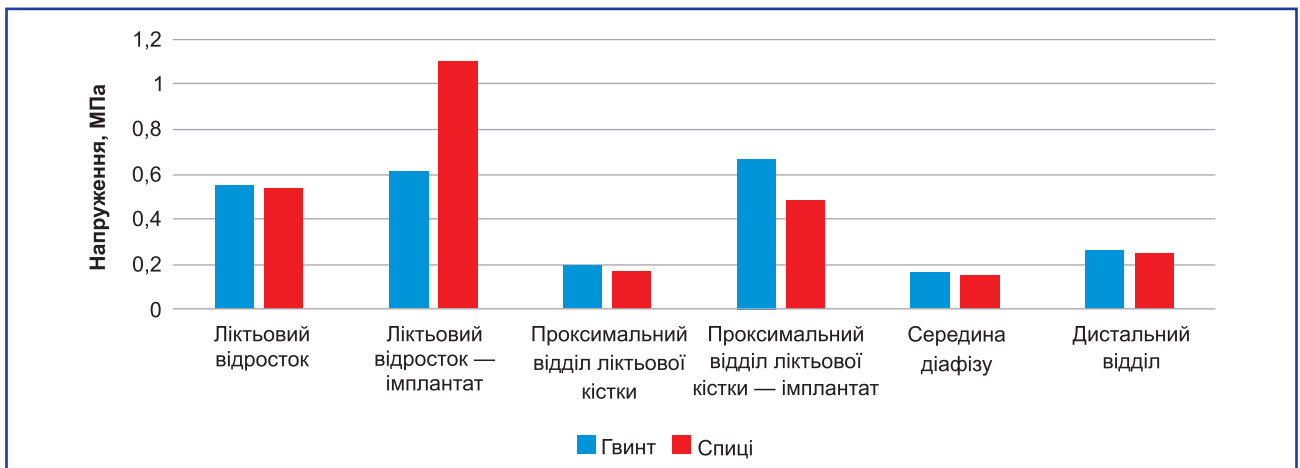
**Рисунок 2. Напружено-деформований стан моделі остеосинтезу ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка за Weber під впливом навантаження на вигин: а — вид у фронтальній площині; б — вид у сагітальній площині; в — вид у розтині**



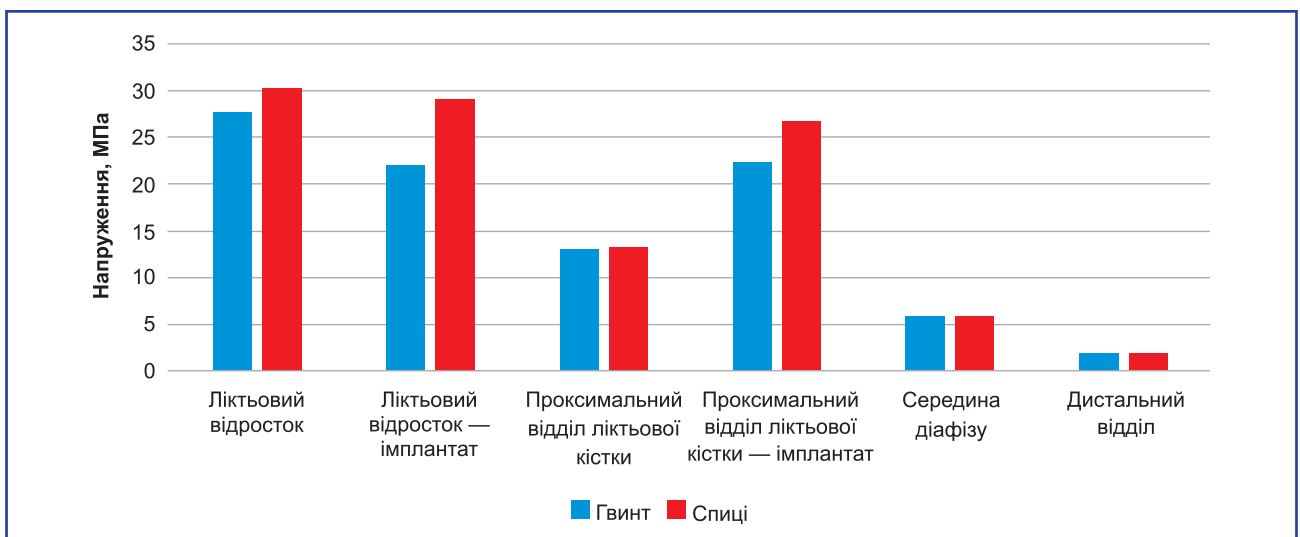
**Рисунок 3. Напружено-деформований стан моделі остеосинтезу блокованим гвинтом ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на вигин: а — вид у фронтальній площині; б — вид у сагітальній площині; в — вид у розтині**



**Рисунок 4.** Діаграма величин максимальних напружень у моделях ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом вигинаючого навантаження



**Рисунок 5.** Діаграма величин максимальних напружень у моделях ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на розтягнення



**Рисунок 6.** Діаграма величин максимальних напружень у моделях ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на кручення

ються більш рівномірно, з невеликим перевищенням із боку проксимального відділу ліктьової кістки, де набувають значення 0,67 МПа, порівняно з ділянкою імплантату з боку ліктьового відростка, де рівень напружень не перевищує 0,61 МПа. Максимальні величини напружень у кістковій тканині виявляються на ліктьовому відростку і складають 0,55 МПа. У діафізі та в проксимальному відділі ліктьової кістки рівень зусиль значно нижчий та за абсолютними показниками набуває значень 0,16 та 0,26 МПа відповідно.

Рівень максимальних напружень у різних ділянках моделей ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка, що виникають під впливом навантаження на розтягнення, при остеосинтезі спицями та блокованим гвинтом можна вивчити за допомогою діаграми, що наведена на рис. 5.

Згідно з даними діаграми, при навантаженні моделей на розтягнення при обох варіантах остеосинтезу різниці у величинах максимальних напружень, що виникають у кістковій тканині на різних ділянках ліктьової кістки, враховуючи й ліктьовий відросток, практично не спостерігається. Основні розбіжності стосуються величин максимальних напружень, які виникають саме в металевих конструкціях системи «кістка — імплантат» у зоні перелому. Так, у ділянці з боку ліктьового відростка максимальні напруження, що виникають у блокованому гвинті, за величиною практично вдвічі нижчі за ті самі показники, що спостерігаються при остеосинтезі за Weber. Але в ділянці, що розташована з боку проксимального відділу ліктьової кістки, спостерігаємо зворотну картину. Тут рівень максимальних напружень, що виникають у блокованому гвинті, вищий, ніж той, що виникає у спицях, але різниці не така помітна, як на ділянці з боку ліктьового відростка.

На останньому етапі досліджували напружено-деформований стан моделей ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка під впливом навантаження на кручення.

За результатами цієї серії досліджень встановлено, що навантаження на кручення викликає напруження найбільшого рівня при обох видах остеосинтезу. У моделі ліктьової кістки з остеосинтезом за Weber максимальні напруження мали місце в ліктьовому відростку — 30,25 МПа та на металокопці в зоні перелому: 29,1 МПа — із боку ліктьового відростка та 26,77 МПа — із боку проксимального кінця ліктьової кістки. У діафізі ліктьової кістки рівень напружень був значно нижчий та складав 13,17 МПа у зоні перелому, 5,67 МПа — у середній частині та 1,78 МПа — у її дистальному відділі.

У моделі з остеосинтезом за допомогою блокованого гвинта під впливом навантаження на кручення спостерігали аналогічну картину розподілу напружень, але рівень їх був дещо нижчим.

У моделі ліктьової кістки з остеосинтезом блокованим гвинтом під впливом навантаження на кручення найбільше значення реєструється на лік-

тьовому відростку, що за абсолютним показником складає 27,73 МПа. Блокований гвинт бере на себе велику частку навантаження, але розподіляє його більш рівномірно, ніж спиці. Так, на ділянці гвинта, що знаходиться з боку ліктьового відростка, максимальна величина напружень дорівнює 21,94 МПа, а з боку проксимального відділу ліктьової кістки — 22,27 МПа. Напруження в кістковій тканині ліктьової кістки знижується при віддаленні від зони перелому, де набуває максимального значення з величиною 13,05 МПа. У середині діафіза показники напруження знижуються до позначки 5,67 МПа. Дистальний відділ ліктьової кістки виявляється найменш навантаженим. Величина максимальних зусиль у цій ділянці не перевищує значення 1,76 МПа.

Рівень виявлених нами максимальних напружень у різних ділянках моделей ліктьової кістки з переломом ліктьового відростка, що виникають під впливом навантаження на кручення, при остеосинтезі спицями та блокованим гвинтом можна вивчити на діаграмі, що наведена на рис. 6.

Наведена діаграма наочно демонструє, що при навантаженнях на кручення в моделі ліктьової кістки з остеосинтезом блокованим гвинтом виявляються напруження на ліктьовому відростку та на самому імплантаті, значно менші за максимальними величинами, ніж у цих же ділянках на моделі з остеосинтезом за методикою Weber. У кістковій тканині на всьому протязі діафіза рівень напружень в обох моделях практично не відрізняється.

## Висновки

Дослідження напружено-деформованого стану моделей ліктьової кістки з варіантами остеосинтезу ліктьового відростка при його переломах методом скінчених елементів показало, що максимальне напруження виникає на ліктьовому відростку та в кістковій тканині в ділянці перелому та металокопці. Дистальніше рівень напруження знижується. При цьому виявлено, що при всіх видах навантаження в моделях із металоостеосинтезом блокованим гвинтом нашої конструкції рівень максимальних напружень, що виникають в ліктьовому відростку та на імплантаті, в зоні перелому виявляється нижчим, ніж при використанні методики Weber. Такі результати вказують на більшу стабільність моделей, синтезованих за методикою блокованого гвинта.

## Список літератури

1. Bastian L., Schneider M. *Tension band wiring in olecranon fractures: the myth of technical simplicity and osteosynthetic perfection* / Bastian L., Schneider M. // *International Orthopaedics (SICOT)*. — 2013. — Vol. 38 (4). — P. 207-210.
2. *Campbell's Operative Orthopedics* / Canale T., Beaty J., Daugherty K. [et al.]. — 12<sup>th</sup> ed. — Philadelphia: Elsevier, 2013. — P. 2241-2247.
3. Chalidis B. *Is tension band wiring technique the «gold standard» for the treatment of olecranon fractures? A long term functional outcome study* / Chalidis B., Sachinis C.,

- Samoladas E. [et al.] // J. Orthop. Surg. Res. — 2009. — Vol. 3 — P. 157-162.*
4. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. — К.: Наукова думка, 1990. — С. 128-136.
  5. Gere J.M., Timoshenko S.P. *Mechanics of materials.* — 5<sup>th</sup> ed. — PWS Pub Co., 1997. — P. 365-375.
  6. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. — Рига: Зинатне, 1988. — С. 127-133.
  7. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер А.С., Зенкевич О.К. Проблемы прочности в биомеханике. — М.: Высшая школа, 1988. — С. 260-268.
  8. Алямовский А.А. *CosmosWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов.* — М.: ДМК, 2004.

Отримано 04.09.16 ■

Жук П.М.<sup>1</sup>, Филоненко Е.А.<sup>1</sup>, Карпинский М.Ю.<sup>2</sup>, Карпинская Е.Д.<sup>2</sup>, Ярьсько А.В.<sup>2</sup>, Гребенюк Д.И.<sup>1</sup><sup>1</sup>Винницкий национальный медицинский университет им. Н.И. Пирогова, г. Винница, Украина<sup>2</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. Н.И. Ситенко НАМН Украины», г. Харьков, Украина

### МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ПЕРЕЛОМОВ ЛОКТЕВОГО ОТРОСТКА ПРИ МЕТАЛЛООСТЕОСИНТЕЗЕ БЛОКИРОВАННЫМ ВИНТОМ И ПО WEBER

**Резюме. Цель исследования.** Целью исследования является изучение напряженно-деформированного состояния в области перелома локтевого отростка при металлоостеосинтезе блокированным винтом по сравнению с методикой Weber. **Материалы и методы.** Проведено математическое моделирование напряженно-деформированного состояния на конечно-элементных моделях при металлоостеосинтезе по Weber и металлоостеосинтезе блокированным винтом. Моделирование выполняли с помощью системы автоматизированного проектирования SolidWorks. Расчеты напряженно-деформированного состояния моделей выполняли с помощью программного комплекса CosmosM. Модели исследовали под влиянием трех видов нагрузки: изгиб, растяжение, кручение. **Результаты.** При исследовании напряженно-деформированного состояния модели металлоостеосинтеза спицами и проволочным серкляжем локтевой кости с переломом локтевого отростка установлено, что основную нагрузку берет на себя именно металлоконструкция. Что касается костной ткани, то наиболее нагруженным оказывается локтевой отросток. Величины напряжений, воз-

никающих в костной ткани в зоне перелома и в диафизе локтевой кости, практически не отличаются. Использование блокированного винта для металлоостеосинтеза локтевой кости меняет общую картину распределения напряжений в системе «кость — имплантат». Так, напряжения в металлической конструкции в зоне перелома распределяются более равномерно с небольшим превышением со стороны проксимального отдела локтевой кости. Максимальные величины напряжений в костной ткани оказываются на локтевом отростке. В диафизе и в проксимальном отделе локтевой кости уровень усилий значительно ниже. **Заключение.** Полученные результаты указывают, что в моделях с металлоостеосинтезом блокированным винтом уровень максимальных напряжений, возникающих в локтевом отростке и на имплантате, в зоне перелома оказывается ниже, чем при использовании методики Weber.

**Ключевые слова:** локтевой сустав, переломы локтевого отростка, металлоостеосинтез, биомеханическое исследование, математическое моделирование, интрамедуллярный блокированный металлоостеосинтез.

Zuck P.M.<sup>1</sup>, Filonenko Y.A.<sup>1</sup>, Karpynskiy M.Yu.<sup>2</sup>, Karpynska O.D.<sup>2</sup>, Jaresko A.V.<sup>2</sup>, Grebeniuk D.I.<sup>1</sup><sup>1</sup>Vinnitsia Pirogov National Medical University, Vinnitsia, Ukraine<sup>2</sup>SE «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of NAMS», Kharkiv, Ukraine

### MATHEMATICAL MODELING OF STRESS-STRAIN STATE OF THE OLECRANON FRACTURE AFTER INTERLOCKING SCREW OSTEOSYNTHESIS VS WEBER'S METHOD

**Summary. Introduction.** Olecranon fractures account for up to 40 % of all fractures around the elbow joint. The tension band wiring is a gold standard for the olecranon fractures fixation. The literature and our own experience describe around 18.5–45.6 % unsatisfactory results. Our analysis has shown that traditional methods of treating fractures of the olecranon enable to get good and excellent results only in 60 % cases. It confirms the actuality of improvement and development of new osteosynthesis techniques in olecranon fractures. The purpose of this study was to investigate the stress-strain state in the area of the olecranon fracture with interlocking screw osteosynthesis compared with the tension band technique. **Materials and methods.** Mathematical modeling of stress-strain state in the finite element model of the olecranon fracture with tension band osteosynthesis and interlocking screw osteosynthesis has been performed. Modeling was performed using computer-aided design SolidWorks. Calculations of stress-strain state models were performed using the soft-

ware system CosmosM. On models with olecranon tension band osteosynthesis compression was imitated by additional 1 N load on the elbow. The load models carried a distributed force that was applied to its distal end, at the end of the olecranon imposed strict consolidation. As a criterion for stress state assessing Mises concept has been used. Models were studied under the influence of three types of load: bending, stretching, twisting. The bending and stretching load was 11 N that corresponds to the weight of the forearm. In twisting studies to the distal end of the ulna applied load value of 0.5 N/m. **Results.** The stress-strain state study of models with interlocking screw osteosynthesis under the bend influence showed that the most loaded model sections are olecranon and implant in the area of the fracture, but the maximum value of the stress in these areas is much lower than in the model with tension band osteosynthesis. Thus, the olecranon stress is the maximum value of 11.46 MPa, the screw in the area of the olecranon fracture — 7.58 MPa, and in the proximal ulna — 6,88 MPa. The

stresses value in ulna also decreased to 1.64 MPa. In diaphysis and distal ulna stress level remains at the same level as in the model of tension band osteosynthesis — 1.33 and 0.37 MPa, respectively. In the study of stress-strain state model with interlocking screw osteosynthesis under the influence of traction found that stress in the metal structures in the area of the fracture are distributed more evenly with a slight excess in the proximal ulna compared with the tension band osteosynthesis model, which takes the value 0.67 MPa compared with the part of the implant in olecranon, where the stress does not exceed 0.61 MPa. The maximum value of stresses in bone tissue was found in the olecranon and was up to 0.55 MPa. In diaphysis and proximal ulna significantly lower level of effort was determined and the absolute values became to 0.16 and 0.26 MPa, respectively. In the models of the interlocking screw osteosynthesis under the influence of twisting the most load was found on the olecranon, which, in absolute rate, was 27.73 MPa. Interlocking screw assume a large share of the load, but distribution is more evenly than in tension bend. Thus, the section of

the screw, which is located in the olecranon, the maximum value was 21.94 MPa, and in the proximal ulna — 22.27 MPa. Tension in ulna decreases with distance from the fracture zone, which takes the maximum value of 13.05 MPa. In mid-diaphysis the stress level was reduced to 5.67 MPa. In the distal ulna the least load appears. The value of maximum load in this area does not exceed 1.76 MPa. **Conclusion.** Investigation of stress-strain state models with olecranon fractures osteosynthesis by finite element method showed that the maximum stress occurs on the olecranon and a bone in the area of the fracture and implant. Distally stress level decreased. It was found that for all types of load in models with interlocking screw osteosynthesis level of the maximum stresses arising in the olecranon and the implant in the area of the fracture and it is lower than in tension band models. These results indicate greater stability in models with interlocking screw technique.

**Key words:** elbow, olecranon fracture, osteosynthesis, biomechanic investigation, mathematical modeling, intramedullary interlocking screw osteosynthesis.