

Пашкова Юлія Павлівна - аспірант кафедри внутрішньої медицини медичного факультету №2 ВНМУ імені М.І. Пирогова, магістр медицини; +38 067 733-01-08; pashkova\_87@bk.ru  
 Палагнюк Ганна Олександрівна - аспірант кафедри внутрішньої медицини медичного факультету №2 ВНМУ імені М.І. Пирогова, магістр медицини; +38 098 846-84-07; anjutavukolova@rambler.ru  
 Жебель Вадим Миколайович - д.мед.н., проф., зав. кафедри внутрішньої медицини медичного факультету №2 ВНМУ імені М.І. Пирогова; +38 050 355-64-07; vadyim1959@gmail.com

© Жук П.М., Філоненко Є.А., Карпінський М.Ю., Гребенюк Д.І.

УДК: 616.717.56-001.5-089.8

**Жук П.М.<sup>1</sup>, Філоненко Є.А.<sup>1</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Гребенюк Д.І.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова (вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, Україна, 21018),  
<sup>2</sup>ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенко НАМН України" (вул. Пушкінська, 80, м. Харків, Україна, 61000)

## БІОМЕХАНІЧНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗУ ЛІКТЬОВОГО ВІДРОСТКА БЛОКОВАНИМ ГВИНТОМ

**Резюме.** У статті наведено результати експериментального дослідження переломів ліктьового відростка. На муляжах ліктьової кістки було виконано остеотомію ліктьового відростка, п'ять з яких було стабілізовано за методикою Вебера та п'ять - блокованим гвинтом. Проведено біомеханічне дослідження стабільності ліктьового відростка при різних видах навантаження з силою від 20 до 100 Н. Результати дослідження підлягали статистичному обрахунку за допомогою пакету статистичних програм SPSS 20.0. Отримані результати вказують на вищу стабільність при металоостеосинтезі блокованим гвинтом при всіх видах та силі навантаження. Різниця в показниках статистично достовірна.

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

### Вступ

Переломи ліктьового відростка є актуальною проблемою сучасної травматології. Підшкірне розташування ліктьового відростка створює передумови для його частого травмування. Переломи вказаної локалізації складають до 40% переломів ліктьового суглобу і зустрічаються з частотою 1,08 на 10 тис. населення в рік, становлячи 7% у структурі усіх переломів. При цьому у 38% випадків переломи ліктьового відростка є ізольованими, решта - у складі політравми. Основною віковою групою травмованих є люди молодого та середнього віку.

Вибір методу лікування переломів ліктьового відростка залежить від типу перелому. Оперативне лікування показано в абсолютній більшості випадків та забезпечує анатомічну репозицію з міжфрагментарною компресією та ранню функціональну реабілітацію [1-8]. Незважаючи на велику кількість сучасних методик лікування переломів ліктьового відростка, кількість незадовільних результатів залишається високою і становить 18,5-45,6% за даними різних авторів [3-6]. Основним методом лікування переломів ліктьового відростка є металоостеосинтез за Вебером. Leonard Bastian та співавтори проаналізували результати лікування 239 пацієнтів із переломами ліктьового відростка або після його остеотомії, яким було виконано металоостеосинтез за Вебером. Було виявлено 10 основних помилок при виконанні металоостеосинтезу за Вебером, які в подальшому призводять до ускладнень та негативних результатів лікування [3, 7]. Нами була розроблена методика інтрамедулярного металоостеосинтезу ліктьового відростка блокованим гвин-

том (Патент України на корисну модель № 73928). Методика полягає у фіксації ліктьового відростка при переломі або після остеотомії канюльованим спогніозним гвинтом із блокуванням його в дистальній частині. Для блокування застосовується навігаційний пристрій з можливістю калібрування. Блокований гвинт забезпечує стабільний металоостеосинтез з міжфрагментарною компресією та можливістю малоінвазивного застосування.

### Матеріали та методи

На муляжах ліктьових кісток виробництва Sawbones® (США), які відповідають за біомеханічними показниками нативній кістці, виконано модель з остеотомією ліктьового відростка. Ліктьовий відросток фіксовано за методикою Вебера, яка полягає в фіксації двома спицями Кіршнера та дротяним серкляжем, в інших моделях фіксація проведена блокованим гвинтом. Моделі фіксували в штативі та прикладали навантаження на згин. Було проведено порівняльне дослідження загальноприйнятого способу металоостеосинтезу за Вебером та запропонованої методики із використанням системи для блокованого інтрамедулярного металоостеосинтезу ліктьового відростка під впливом навантаження на згин.

У дослідження було включено 10 ортопедичних моделей ліктьової кістки по 5 на кожну із досліджуваних методик.

Моделі жорстко закріплювали за дистальний відділ. Згинаюче навантаження прикладали до ліктьового відростка. Величину навантаження (F) змінювали по-

ступово від 10 до 90 Н з кроком 10 Н. При кожному рівні навантаження реєстрували величину зміщення ліктьового відростка ( $\Delta l$ ).

Навантаження на моделі реєстрували за допомогою пристрою реєстрації CAS типу CI-2001A із силомірювальним тензорезисторним датчиком SBA-100L.

Реєстрацію зміщення фрагментів моделі один відносно одного здійснювали за допомогою індикатора годинникового типу ИЧ-10 зі шкалою від 0 до 10 мм та ціною поділки 0,01 мм, 1 клас точності. Дані, отримані в результаті експерименту, підлягали статистичному аналізу за допомогою пакету статистичних програм SPSS 20.0 for Windows.

### Результати. Обговорення

У результаті проведення експерименту нами були отримані дані про величину деформації препаратів ліктьової кістки з модельованим переломом ліктьового відростка при металоостеосинтезі спицями та блокованим гвинтом під впливом згинаючого навантаження.

При навантаженнях величиною менше 10 Н ми не відмічали деформації зразків, але починаючи з навантажень в 20 Н починаємо спостерігати помітну деформацію зразків з металоостеосинтезом спицями ( $0,53 \pm 0,05$  мм), при цьому зразки з металоостеосинтезом блокованим гвинтом майже не деформуються ( $0,02 \pm 0,01$  мм). Помітну деформацію зразків з блокованим гвинтом ( $1,04 \pm 0,05$  мм) реєстрували при навантаженні 50 Н, при цьому навантаженні зразки зі спицями мали вдвічі більшу величину деформації ( $2,35 \pm 0,07$  мм). Зі збільшенням навантаження різниця у величині деформації зразків зростає і, при максимальному навантаженні 90 Н, становить для зразків з блокованим гвинтом - ( $2,88 \pm 0,66$ ) мм, а для зразків з металоостеосинтезом спицями - ( $4,77 \pm 0,09$ ) мм. Детальні дані наведені в таблиці 1.

З даних видно, що величини деформації зразків з різними варіантами металоостеосинтезу ліктьового відростка під впливом згинаючого навантаження помітно відрізняються. Тому ми провели аналіз за Т-тестом для незалежних вибірок для порівняння величини деформації зразків в обох групах, що досліджуються (табл. 2).

Отже, в результаті порівняльного аналізу за Т-тестом для незалежних вибірок, було доведено, що величини деформації зразків з різними варіантами металоостеосинтезу ліктьового відростка статистично значимо ( $p < 0,01$ ) відрізняються при всіх величинах навантаження. Різниця величини деформації між моделями металоостеосинтезу спицями та блокованим гвинтом становить від 0,5 мм при навантаженні у 20 Н та збільшується до 2 мм при навантаженні у 90 Н.

Наступним етапом було проаналізовано різницю зміни величини деформації зразків за допомогою дис-

**Таблиця 1.** Результати статистичного аналізу даних експерименту.

Навантаження, Н	Вид фіксації	Середнє, мм	Стандартне відхилення	Стандартна похибка
20	Гвинт	0,02	0,01	0,01
	Вебер	0,53	0,05	0,02
30	Гвинт	0,36	0,03	0,01
	Вебер	0,93	0,04	0,02
40	Гвинт	0,62	0,06	0,03
	Вебер	1,64	0,08	0,04
50	Гвинт	1,04	0,05	0,02
	Вебер	2,35	0,07	0,03
60	Гвинт	1,48	0,07	0,03
	Вебер	2,95	0,06	0,02
70	Гвинт	2,04	0,03	0,01
	Вебер	3,49	0,07	0,03
80	Гвинт	2,66	0,09	0,04
	Вебер	4,04	0,10	0,05
90	Гвинт	2,88	0,06	0,03
	Вебер	4,77	0,09	0,04

персійного аналізу. Результати дисперсійного аналізу наведено в таблиці 3.

У результаті проведення дисперсійного аналізу ми виявили статистично значиме ( $p = 0,001$ ) зростання різниці величини деформації між моделями з металоостеосинтезом ліктьового відростка спицями та блокованим гвинтом. Наочно порівняти розбіжність величини деформації моделей можна за допомогою графіку (рис. 1).

Зростання різниці від одного значення навантаження до другого виявилось статистично значущим ( $F = 146,662$ ;  $p = 0,001$ ), що підтверджується результатом дисперсійного аналізу.

Останнім етапом статистичного аналізу ми спробували визначити, при яких величинах навантаження зміни величини деформації зразків були статистично значимими, а при яких мали випадковий характер. З цією метою нами був використаний апостеріорний тест Дункана.

В таблиці 4 надані результати апостеріорного тесту Дункана, який виявив однорідні зони різниці зростання деформації та зони, які статистично відрізняються одна від другої.

У результаті аналізу за апостеріорним тестом Дункана були виявлені 5 однорідних зон, між якими виникає статистично значуще (на рівні  $\alpha = 0,05$ ) зростання різниці деформації. До першої зони зі значенням біля 0,5 мм увійшли різниці величин деформації при навантаженні у 20 та 30 Н. Тобто при цих навантаженнях зразки ведуть себе однаково. Інша зона виникає при навантаженні у 40 Н, де різниця величин деформації зросла до 1 мм. До 3 зони увійшли два значення

Таблиця 2. Результати порівняльного аналізу величини деформації зразків.

Навантаження, Н	Т-критерій рівності середніх					
	Т	Статистична значущість	Різниця середніх	Стандартна похибка різниці	95% довірчий інтервал різниці середніх	
					нижня межа	верхня межа
20	-24,54	0,010	-0,51	0,02	-0,56	-0,46
30	-26,70	0,001	-0,57	0,02	-0,62	-0,52
40	-23,14	0,001	-1,03	0,04	-1,13	-0,93
50	-31,84	0,001	-1,31	0,04	-1,40	-1,21
60	-36,44	0,001	-1,47	0,04	-1,56	-1,38
70	-42,66	0,001	-1,45	0,03	-1,53	-1,37
80	-22,64	0,001	-1,38	0,06	-1,52	-1,24
90	-40,93	0,001	-1,89	0,05	-2,00	-1,79

Таблиця 3. Аналіз різниці деформації зразків.

Навантаження, Н	Середнє, мм	Стандартне відхилення	Дисперсійний аналіз
20	0,51	0,05	F=146,662 p=0,001
30	0,57	0,04	
40	1,03	0,12	
50	1,30	0,08	
60	1,47	0,08	
70	1,45	0,05	
80	1,38	0,14	
90	1,89	0,10	

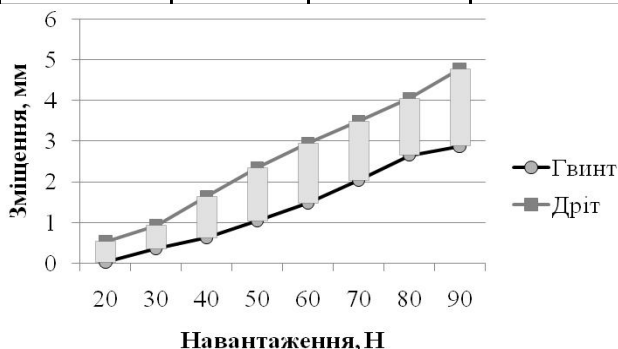


Рис. 1. Графік деформації зразків та величина різниці їх деформації.

Таблиця 4. Результати апостеріорного тесту Дункана одна факторного дисперсійного аналізу різниці зростання деформації між зразками.

Навантаження, Н	Підмножина для $\alpha = 0,05$				
	1	2	3	4	5
20	0,5118				
30	0,5712				
40		1,0275			
50			1,3092		
80			1,3810		
70				1,4489	
60				1,4686	
90					1,8948

різниці у 1,3 мм при навантаженнях 50 и 80 Н, до 4 - при навантаженнях 70 и 60 Н зі значенням 1,4 мм. При навантаженні у 90 Н спостерігаємо різке зростання різниці величини деформації, що може свідчити про те, що для зразків з металоостеосинтезом спицями та дротям серкляжем ліктьового відростку може наступити руйнування системи "кістка-імплантат", що співпадає з літературними даними [8, 9].

В результаті проведеного дисперсійного аналізу було визначено однорідні зони різниці деформації, це доводить що деформація відбувається не лінійно з зростанням навантаження, а відбувається її сходинко-подібна зміна.

### Висновки та перспективи подальших розробок

1. Проведене біомеханічне дослідження продемонструвало, що металоостеосинтез ліктьового відростка, проведений блокованим гвинтом забезпечує значно більшу стабільність зони перелому, ніж металоостеосинтез спицями та дротям серкляжем. Величина зміщення ліктьового відростка при металоостеосинтезі блокованим гвинтом при навантаженнях моделі від 20 до 90 Н статистично значимо менша, ніж при металоостеосинтезі спицями та дротям серкляжем.

2. Таким чином можна зробити висновок про об'єктивні переваги інтрамедулярного блокового металоостеосинтезу ліктьового відростка над традиційною методикою напруженого металоостеосинтезу за Вебером. Більша стабільність фіксації забезпечує зменшення ризиків вторинного зміщення ліктьового відростка після початку функції та створює передумови для отримання кращих функціональних результатів лікування.

В подальшому ми плануємо продовжити біомеханічне вивчення розподілу сил в ділянці перелому ліктьового відростка при різних видах металоостеосинтезу на математичних скінченноелементних моделях.

## Список літератури

1. Biomechanical evaluation of fixation of comminuted olecranon fractures: one-third tubular versus locking compression plating / G. Buijze, L. Blankevoort, G. Tuijthof [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. - 2010. - Vol. 130. - P. 459-464.
2. Campbell's Operative Orthopedics / [Canale T., Beaty J., Daugherty K. et al.]. - USA, Philadelphia : Elsevier, Twelfth edition, 2013. - P. 2241-2247.
3. Is tension band wiring technique the "gold standard" for the treatment of olecranon fractures? A long term functional outcome study / B. Chalidis, C. Sachinis, E. Samoladas [et al.] // J. Orthop. Surg. Res. - 2009. - Vol. 3 - P. 157-162.
4. Nijs S. Fixing simple olecranon fractures with the olecranon osteotomy nail (Oleon) / S. Nijs, H. Graeler, J. Bellemans // Oper. Orthop. Traumatol. - 2011. - Vol. 23 - P. 438-445.
5. Repair of olecranon fractures using fiberwire without metallic implants: report of two cases / A. Nimura, T. Nakagawa, Y. Wakabayashi [et al.] // J. Orthop. Surg. Res. - 2010. - Vol. 5. - P. 73.
6. Shao-hua Li. Bilateral plate fixation for type C distal humerus fractures : experience at a single institution / Shao-hua Li., Zhen-hua Li., Zheng-dong Cai // International Orthopaedics (SICOT). - 2011. - Vol. 35. - P. 433-438.
7. The pivotal role of the intermediate fragment in initial operative treatment of olecranon fractures / Christian Von R?den, Woltmann A., Hierholzer C. [et al.] // J. Orthop. Surg. Res. - 2011. - Vol. 5. - P. 9.
8. Bastian L. Tension band wiring in olecranon fractures: the myth of technical simplicity and osteosynthetic perfection / L. Bastian, M. Schneider // International Orthopaedics (SICOT). - 2013. - Vol. 38(4). - P. 207-210.
9. Wang W. A biomechanical experiment and clinical study of the use of figure of eight plus circular wiring fixation for the treatment of olecranon fractures / Wulian Wang, Guangwen Wu // Exp. Ther. Med. - 2012. - Vol. 4(6). - P. 1081-1086.

**Жук П.М., Філоненко Е.А., Карпинский М.Ю., Гребенюк Д.И.**

# БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТАЛЛОСТЕОСИНТЕЗА ЛОКТЕВОГО ОТРОСТКА БЛОКИРОВАННЫМ ВИНТОМ

**Резюме.** В статье приведены результаты экспериментального исследования переломов локтевого отростка. На муляжах локтевой кости была выполнена остеотомия локтевого отростка, пять из которых было стабилизировано по методике Вебера и пять - блокированным винтом. Проведено биомеханическое исследование стабильности локтевого отростка при различных видах нагрузки с силой от 20 до 100 Н. Результаты исследования подлежали статистическому исследованию с помощью пакета статистических программ SPSS 20.0. Полученные результаты указывают на большую стабильность при металлоостеосинтезе блокированным винтом при всех видах и силе нагрузки. Разница в показателях статистически достоверна.

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

**Zuck P.M., Filonenko Ye.A., Karpynskyi M.Yu., Grebeniuk D.I.**

# OLECRANON FRACTURE OSTEOSYNTHESIS, BIOMECHANICAL INVESTIGATION

**Summary.** The article presents the results of experimental research of the olecranon fracture. In ulna models olecranon osteotomy was performed, five of which were stabilized by tension band technique and five by interlocking screw. A biomechanical study of the stability of the olecranon in different types of load with power from 20 to 100 N. The study results were statistically counted using statistical software package SPSS 20.0. The results showed higher stability after interlocking screw osteosynthesis for all types and power load. The difference was statistically significant.

**Key words:** elbow, olecranon fractures, metal osteosynthesis, biomechanical research, experimental studies, blocked intramedullary fixation.

**Рецензент - д.мед.н., проф. Фіщенко В.О.**

Стаття надійшла до редакції 24.11.2015 р.

Жук Петро Михайлович - д.мед.н., проф. кафедри ортопедії і травматології ВНМУ ім. М.І. Пирогова; +38 067 713-83-93  
Філоненко Євген Андрійович - аспірант кафедри травматології та ортопедії ВНМУ ім. М.І. Пирогова; +38 096 302-05-81;  
filonenkoeugen@gmail.com

Карпінський Михайло Юрійович - наук. співроб. лабораторії біомеханіки ДУ "Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенко НАМН України"; +38 067 571-48-63

Гребенюк Дмитро Ігорович - к.мед.н., асистент кафедри хірургії №1 з курсом "Основи ендоскопічної та лазерної хірургії" ВНМУ ім. М.І. Пирогова; +38 067 595-44-83; Doctor.Svo@gmail.com

© Костюк Г.Я., Костюк О.Г., Трилюк О.І., Бурков М.В., Павлівська О.Ю., Задорожнюк В.О.

УДК: 611.37.612.06

**Костюк Г.Я., Костюк О.Г., Трилюк О.І., Бурков М.В., Павлівська О.Ю., Задорожнюк В.О.**

Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова (вул. Пирогова, 56, м. Вінниця, Україна, 21018)

## СТРУКТУРНА БУДОВА ПІДШЛУНКОВОЇ ЗАЛОЗИ - ОСНОВА МОДЕЛЮВАННЯ ЇЇ ФУНКЦІЙ

**Резюме.** У статті наводяться особливості внутрішньоутробного розвитку і формування підшлункової залози. Описуються модифікації впадіння загальної жовчної протоки і вивідної протоки підшлункової залози в дванадцятипалу кишку. Обґрунто-