

ТЯЖЕЛОВ О.А.<sup>1</sup>, КАРПІНСЬКИЙ М.Ю.<sup>1</sup>, КАРПІНСЬКА О.Д.<sup>1</sup>, СУББОТА І.А.<sup>1</sup>, ПАВЛЕНКО К.В.<sup>2</sup>, ТОПОР В.П.<sup>2</sup>, УВАРОВА О.Б.<sup>3</sup>, ПОПОВ О.І.<sup>4</sup>

<sup>1</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМНУ», м. Харків

<sup>2</sup>Одеський національний медичний університет

<sup>3</sup>Міська клінічна лікарня № 1, м. Одеса

<sup>4</sup>Міська клінічна лікарня № 11, м. Одеса

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ВАРІАНТІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ КЛЮЧИЦІ ПРИ ЇЇ ПЕРЕЛОМАХ У СЕРЕДНІЙ ТРЕТИНІ

**Резюме.** Описані результати експериментального дослідження міцності остеосинтезу ключиці за допомогою різних засобів. Експеримент проводили на пластикових копіях ключиці, на яких шляхом розпилу моделювали два типи переломів — поперечний та косий. Остеосинтез здійснювали за допомогою інтрамедулярного стрижня, накісткової пластини та оригінального інтрамедулярного апарата. Досліджували величину переміщення уламків ключиці під впливом згинаючих навантажень.

### Вступ

В останні роки зростає травматизм у всіх регіонах земної кулі. Зросла кількість переломів кісток верхнього плечового поясу, переломи ключиці становлять 44 % від переломів кісток даної анатомічної ділянки [1]. Від загальної кількості переломів кісток скелета переломи ключиці становлять від 2,6 до 10 % [2]. З огляду на особливості анатомічної будови ключиці та функціонального навантаження в біомеханіці верхньої кінцівки для відновлення функції необхідно прагнути повного анатомічного відновлення [3] та скорочення терміну перебування у пов'язці в ранній післяопераційний період. На переломи у середній третині припадає 80 % випадків [4]. Оскільки більша частина ушкоджень припадає саме на середню третину ключиці, то найбільш актуальним ми вважаємо вивчення особливостей відновлення після переломів даної локалізації. Наявність великої кількості методик остеосинтезу середньої третини ключиці свідчить про те, що до цього часу оптимального способу відновлення її після переломів даної анатомічної локалізації ще не знайдено.

За даними дослідження, проведеного у 2008–2009 рр., уповільнена консолидація відзначена в 32,7 % пацієнтів [5], при цьому уповільнену консолидацію переломів ключиці відмічали в 56,2 %, а несправжні суглоби — в 11,4 % випадків. Найбільша частина ускладнень відмічається у віковій групі 20–39 років, що призводить до збільшення строків непрацездатності.

Для консолидації уламків та відновлення функції ушкодженої кінцівки слід створити оптимальні умови загоєння кісткової рани. До таких можна віднести: збереження кровообігу або якомога більш ранне його відновлення, точне зіставлення кісткових уламків та їх надійну фіксацію, активне ведення післяопераційного періоду, виконання правил асептики [6–8].

Для створення оптимальних умов фіксації при виконанні інтрамедулярного остеосинтезу переломів ключиці в середній третині розроблено фіксатор оригінальної конструкції.

### Матеріали та методи дослідження

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМНУ» нами були проведені експериментальні дослідження міцності остеосинтезу ключиці за допомогою різних засобів. Експеримент проводили на пластикових копіях ключиці, на яких шляхом розпилу моделювали два типи переломів — поперечний та косий. Остеосинтез здійснювали за допомогою інтрамедулярного стрижня (ІС), накісткової пластини та розробленого нами інтрамедулярного апарата для остеосинтезу ключиці.

Досліджували величину переміщення уламків ключиці під впливом згинаючих навантажень. Навантаження до моделі прикладали у двох напрямках — зверху вниз та спереду назад.

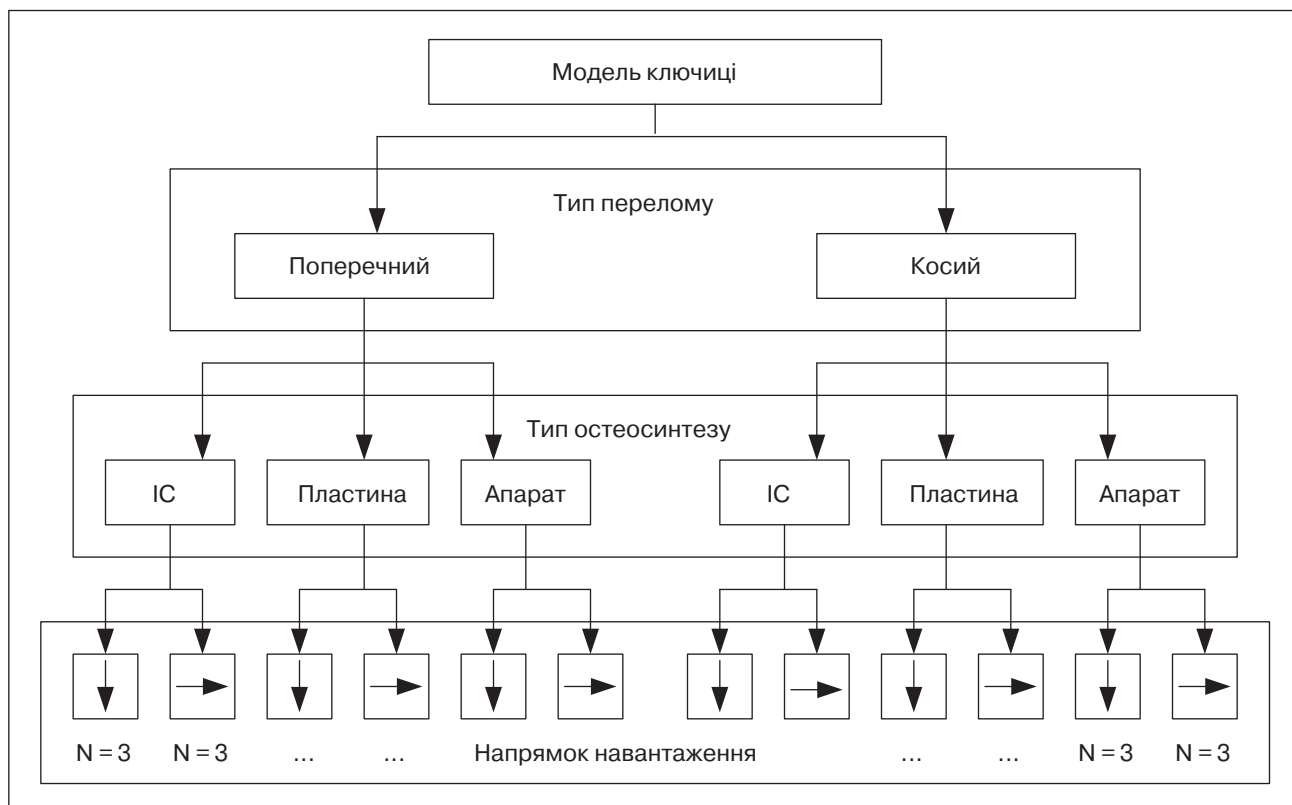
Усього в експерименті використовували 36 моделей ключиці (по 3 моделі на кожен варіант моделювання). Дизайн експерименту наведено на схемі (рис. 1).

Експеримент проводили на стенді для біомеханічних досліджень. Величину навантаження вимірювали за допомогою тензодинамометричного датчика SBA-100L, результати фіксували пристроєм реєстрації даних CAS типу CI-2001A (свідоцтво про метрологічну повірку № 02/0556 від 11.03.2013 року) (рис. 2).

© Тяжелов О.А., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Суббота І.А., Павленко К.В., Топор В.П., Уварова О.Б., Попов О.І., 2014

© «Травма», 2014

© Заславський О.Ю., 2014



**Рисунок 1. Схема експерименту**

Величину переміщень дистального кінця ключиці вимірювали за допомогою мікрометричного індикатора часового типу (свідоцтво про метрологічну повірку № 03/2243 від 11.03.2013 року).

На рис. 3 наведена схема експериментального дослідження моделей остеосинтезу ключиці на згинання, а також фото стенда для біомеханічних досліджень з апаратом під час проведення випробувань.

Експеримент проводили так. Проксимальний відділ моделі ключиці жорстко закріплювали на стенді, до дистального кінця прикладали згинаючу силу. Величину згинаючої сили поступово збільшували від 0 до 50 Н. Величину переміщення дистального кінця фіксували дискретно, відповідно до величини згинаючої сили, із кроком 10 Н.

Дані експерименту були оброблені статистично. Отримані дані відносяться до метричних (величина зміщення відламків). Для кожного типу фіксації відламків було отримано по три значення зміщення при фіксованому зусиллі, що прикладали. Порівняльний аналіз різниці рядів для однотипних фіксаторів при різних видах перелому та напрямків дії навантаження здійснювали за допомогою парного Т-тесту. У зв'язку з тим, що порівнювали три типи фіксації відламків, було застосовано однофакторний дисперсійний аналіз, причому порівняння використовували для кожного значення зусилля, що прикладали.

## Результати дослідження

У результаті проведених досліджень нами були отримані дані про величину зміщення уламків ключиці при використанні різних типів фіксаторів для її остео-

синтезу, при різних типах перелому, залежно від величини та напрямку навантаження.

Середні дані експерименту наведені в табл. 1.

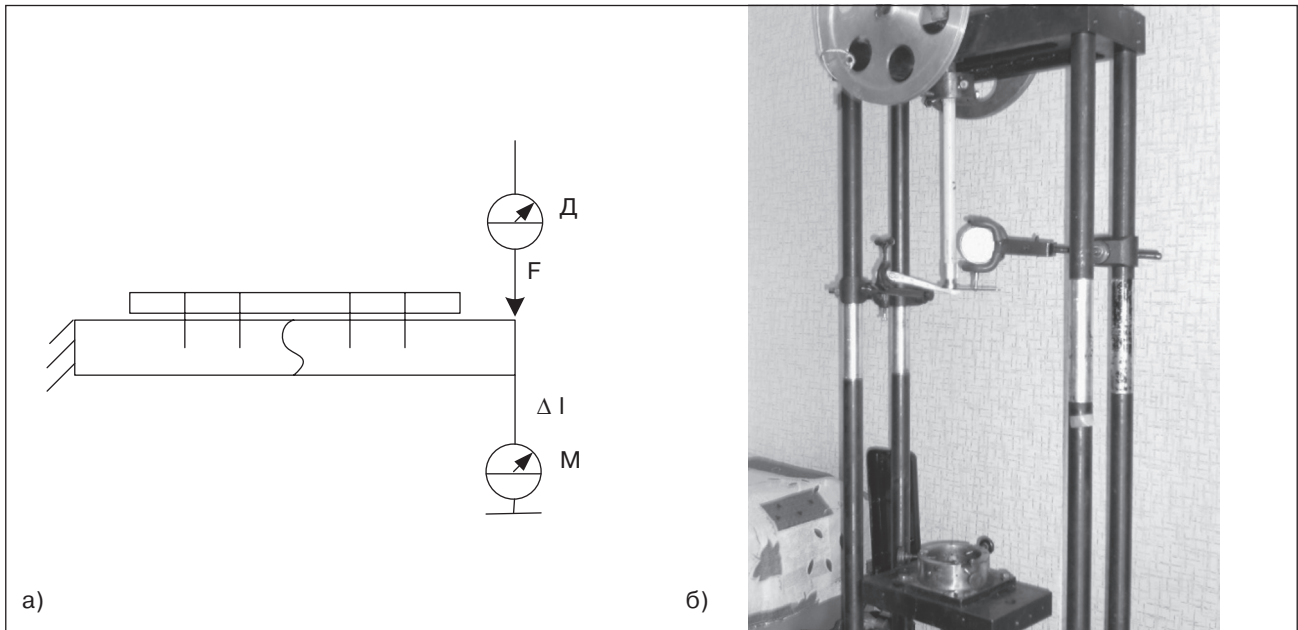
Проаналізуємо результати досліджень для окремих типів фіксаторів.

На рис. 4 наведено графіки залежності величини зміщення від прикладеного навантаження для моделей ключиці з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем при різних типах перелому та напрямках навантаження.

Як показано на графіках, інтрамедулярний стрижень працює практично однаково як при поперечних, так і при косих переломах незалежно від напрямку дії навантаження. Величина зміщення уламків в обох ви-



**Рисунок 2. Пристрій для фіксацій величини навантаження**

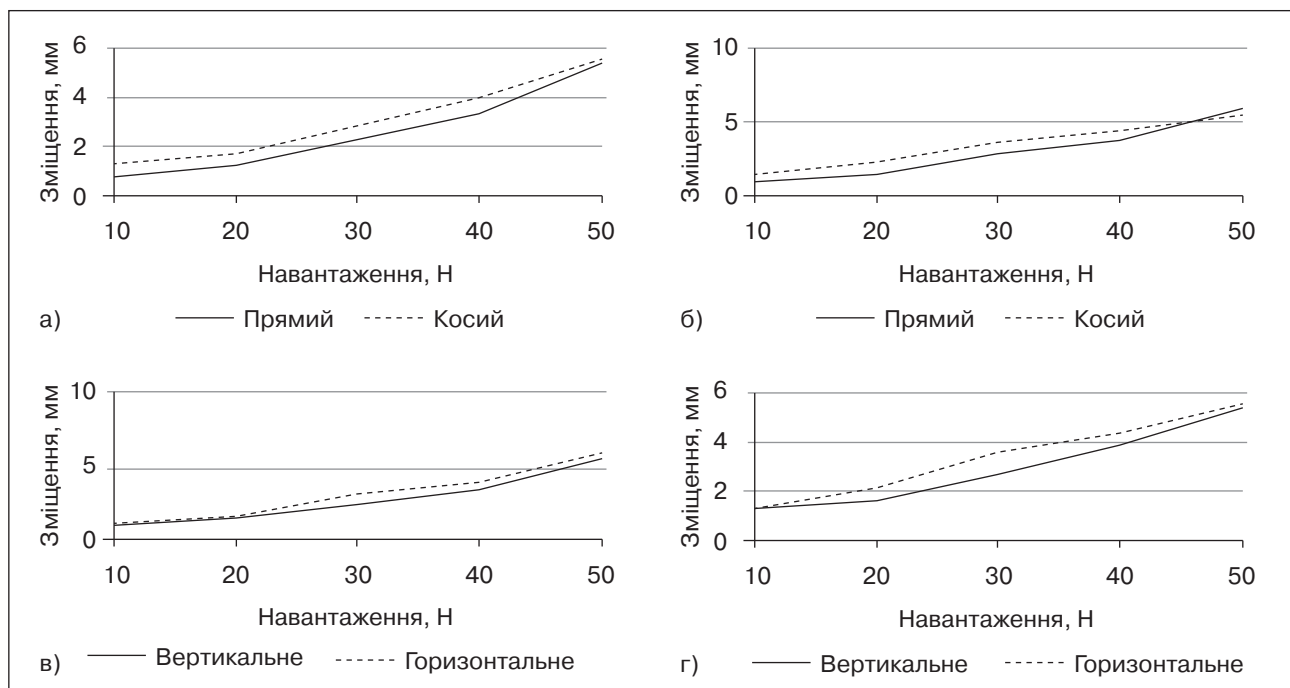


**Рисунок 3. Експеримент на згинання: а) схема експерименту; б) пристрій для біомеханічних досліджень при проведенні експерименту**

**Примітка: Д – динамометр, М – мікрометр, F – сила згинання,  $\Delta l$  – переміщення препарату.**

**Таблиця 1. Результати експериментальних досліджень**

Вид перелому	Напрямок навантаження	Величина навантаження, Н	Величина зміщення уламків, мм		
			Тип фіксатора		
			Інтрамедулярний стрижень	Пластина	Апарат
Поперечний	Вертикальний	10	1,14 ± 0,27	0,31 ± 0,31	0,83 ± 0,59
		20	1,70 ± 0,33	0,71 ± 0,65	1,27 ± 0,68
		30	2,71 ± 0,61	1,12 ± 0,52	1,45 ± 0,91
		40	3,63 ± 0,77	1,78 ± 0,23	1,81 ± 0,93
		50	5,36 ± 0,62	3,31 ± 0,57	3,64 ± 0,64
	Горизонтальний	10	0,64 ± 0,37	2,59 ± 2,63	0,55 ± 0,30
		20	2,14 ± 0,15	8,27 ± 1,10	1,05 ± 0,27
		30	3,33 ± 0,22	6,68 ± 0,67	1,89 ± 0,37
		40	3,92 ± 0,41		2,70 ± 0,91
		50	5,17 ± 0,56		5,15 ± 0,14
Косий	Вертикальний	10	0,97 ± 0,21	0,34 ± 0,08	0,74 ± 0,95
		20	2,22 ± 0,81	1,08 ± 0,15	0,92 ± 0,33
		30	3,20 ± 0,32	0,95 ± 0,44	1,40 ± 0,26
		40	4,09 ± 0,15	2,29 ± 0,59	1,89 ± 0,21
		50	5,63 ± 0,31	3,49 ± 0,43	4,16 ± 0,41
	Горизонтальний	10	1,10 ± 0,36	4,36 ± 0,62	0,99 ± 0,65
		20	2,60 ± 0,73	6,85 ± 1,74	1,73 ± 0,29
		30	3,36 ± 0,24	10,31 ± 2,94	2,17 ± 0,66
		40	3,59 ± 0,39		3,21 ± 0,34
		50	5,96 ± 0,18		4,27 ± 0,44



**Рисунок 4. Графіки залежності величини зміщення від прикладеного навантаження для моделей ключиці з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем при різних типах перелому та напрямках навантаження: а) поперечний та косий переломи під впливом вертикального навантаження; б) поперечний та косий переломи під впливом горизонтального навантаження; в) поперечний перелом під впливом вертикального та горизонтального навантаження; г) косий перелом під впливом вертикального та горизонтального навантаження**

падках не перевищує 6 мм при максимальному навантаженні 50 Н. При великих значеннях навантаження основною причиною збільшення величини зміщення уламків є ротаційний компонент деформації (поворот дистального уламка навколо стрижня). Це підтверджується результатами парного порівняльного аналізу величини зміщень уламків ключиці, при різних типах перелому та напрямках дії навантаження. Результати парного порівняльного аналізу наведено в табл. 2.

Як зазначено в табл. 2, у жодній парі порівняння не зафіксовано статистично значущої різниці величин зміщення уламків. Про це свідчать показники статистичної значущості, які перевищують критичне значення для всіх пар порівняння ( $p > 0,05$ ).

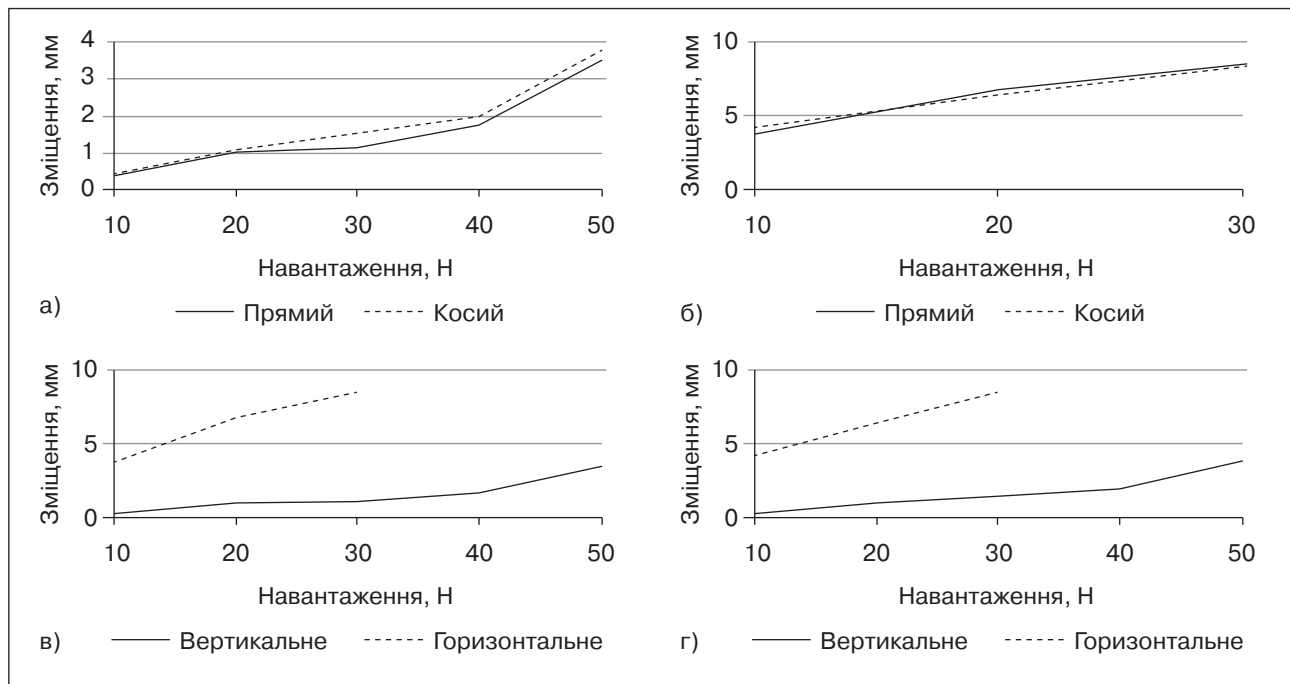
На наступному етапі проаналізуємо поведінку моделей переломів ключиці, фіксованих накістковою пластиною. На рис. 5 наведено графіки залежності величини зміщення уламків, від прикладеного навантаження для моделей ключиці з остеосинтезом накістковою пластиною при різних типах перелому та напрямках навантаження.

Як показав проведений експеримент, накісткова пластина гарно працює під впливом навантажень, що діють перпендикулярно площині накладання пластини (вертикальне навантаження). Величини зміщення уламків при цьому не перевищують 4 мм при максимальному навантаженні 50 Н.

Зовсім інша картина спостерігається при горизонтальному навантаженні уламків, фіксованих накістковою пласт-

**Таблиця 2. Результати порівняльного аналізу величини зміщень уламків ключиці при остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем при різних типах перелому та напрямках дії навантаження**

Пари порівняння	Парні різниці			Значущість, p
	Середнє	Стандартне відхилення	Стандартна похибка середнього	
Вертикальний поперечний — горизонтальний поперечний	-35,00	22,76	10,18	0,066
Вертикальний косий — горизонтальний косий	-40,80	55,71	24,91	0,177
Вертикальний поперечний — вертикальний косий	-48,00	52,17	23,33	0,109
Горизонтальний поперечний — горизонтальний косий	-53,80	25,73	11,51	0,059



**Рисунок 5. Графіки залежності величини зміщення від прикладеного навантаження для моделей ключиці з остеосинтезом накістковою пластиною при різних типах перелому та напрямках навантаження: а) поперечний та косий переломи під впливом вертикального навантаження; б) поперечний та косий переломи під впливом горизонтального навантаження; в) поперечний перелом під впливом вертикального та горизонтального навантаження; г) косий перелом під впливом вертикального та горизонтального навантаження**

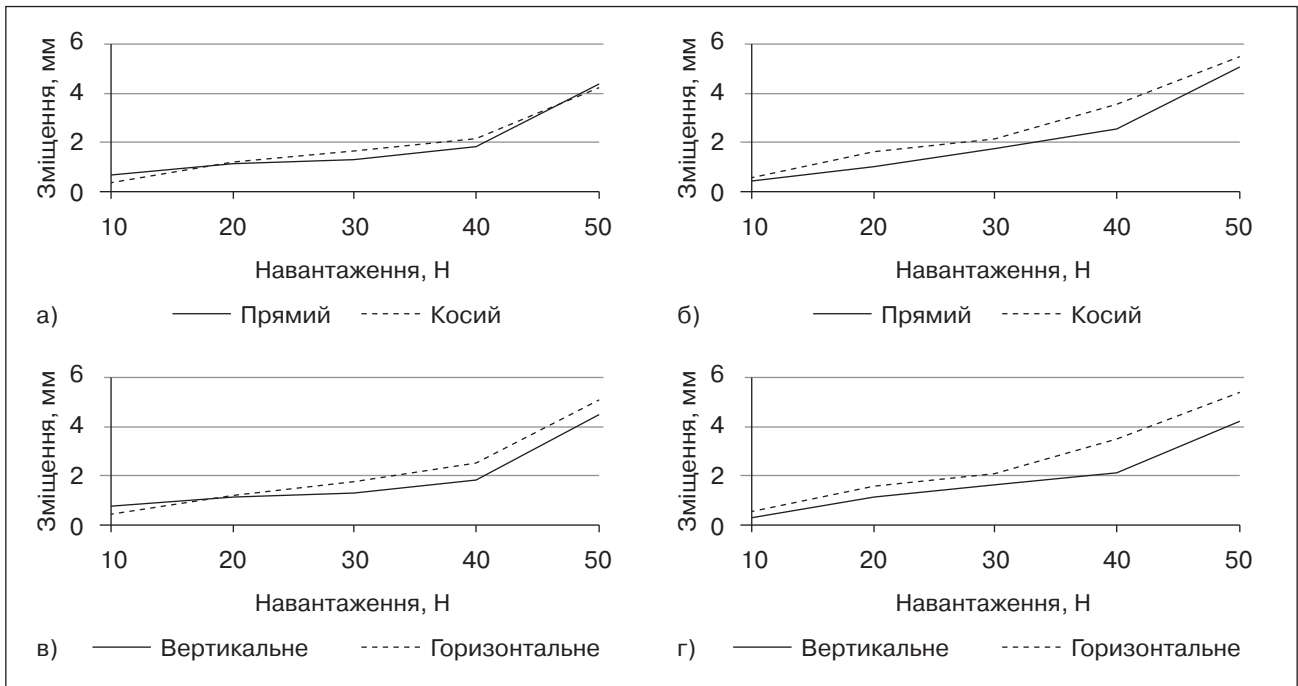
тиною. У даному випадку величини зміщення уламків до 4 мм спостерігаються вже при навантаженнях 10 Н, а навантаження, що перевищували 30 Н, призводили до перелому моделі ключиці по першому гвинту від точки прикладання навантаження. Це свідчить про те, що при навантаженнях, які діють в площині накладання пластини, пластина практично не працює. Усе навантаження падає на фіксуючі гвинти, більша частина якого припадає на перший гвинт від точки прикладання навантаження. Перелом моделі ключиці під час експерименту обумовлений механічними властивостями матеріалу, із якого вона виготовлена. На щастя, кісткова тканина витримує навантаження, що діють на ключицю в організмі людини, але розподіл напружень в ній аналогічний змодельованому в експерименті.

Отримані дані підтверджуються результатами парного порівняльного аналізу величини зміщень уламків ключиці при остеосинтезі інтрамедулярним апаратом оригінальної конструкції при різних типах перелому та напрямках дії навантаження (табл. 3).

Як видно з табл. 3, статистично значимо відрізняються пари порівняння з однаковим типом перелому, але з різним напрямком навантаження: поперечний перелом при вертикальному та горизонтальному навантаженні — значущість розбіжності становить  $p = 0,002$ , що нижче від критичного значення  $0,05$  ( $p < 0,05$ ), косий перелом при вертикальному та горизонтальному навантаженні — значущість розбіжності становить  $p = 0,005$ , що також нижче від критичного значення ( $p < 0,05$ ).

**Таблиця 3. Результати порівняльного аналізу величини зміщень уламків ключиці при остеосинтезі накістковою пластиною при різних типах перелому та напрямках дії навантаження**

Пари порівняння	Парні різниці			Значущість, p
	Середнє	Стандартне відхилення	Стандартна похибка середнього	
Вертикальний поперечний — горизонтальний поперечний	-485,20	155,15	69,39	0,002
Вертикальний косий — горизонтальний косий	-290,00	116,29	52,01	0,005
Вертикальний поперечний — вертикальний косий	-183,20	157,42	70,40	0,060
Горизонтальний поперечний — горизонтальний косий	12,00	113,23	50,64	0,824



**Рисунок 6.** Графіки залежності величини зміщення від прикладеного навантаження для моделей ключиці з остеосинтезом апаратом оригінальної конструкції при різних типах перелому та напрямках навантаження: а) поперечний та косий переломи під впливом вертикального навантаження; б) поперечний та косий переломи під впливом горизонтального навантаження; в) поперечний перелом під впливом вертикального та горизонтального навантаження; г) косий перелом під впливом вертикального та горизонтального навантаження

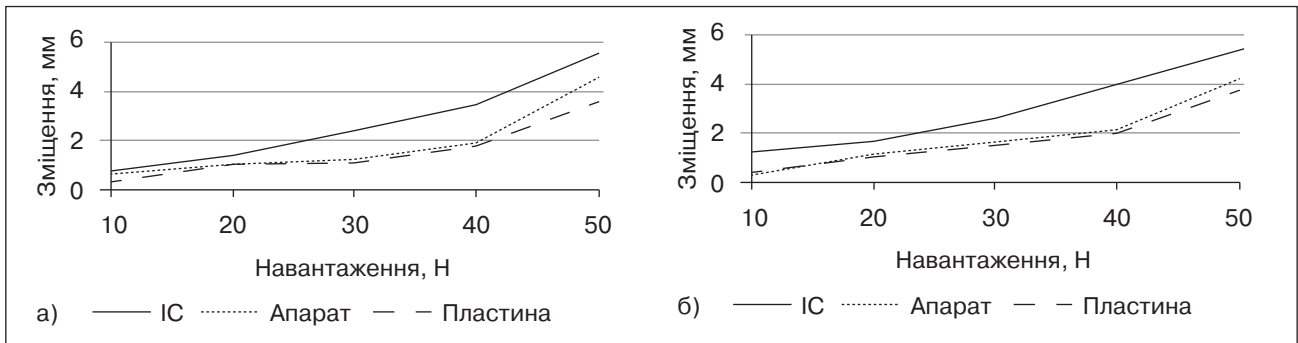
Пари порівняння з однаковим напрямком навантаження та різними типами переломів при остеосинтезі накістковою пластиною статистично значимо не відрізняються. Величина значущості різниці  $p$  перевищує критичне значення 0,05 і становить 0,06 та 0,824 для вертикального та горизонтального навантаження відповідно.

Розглянемо моделі переломів ключиці, фіксованих занурювальним апаратом оригінальної конструкції. Графіки залежності величини зміщення від прикладеного навантаження для моделей ключиці з остеосинтезом апаратом оригінальної конструкції при різних типах перелому та напрямках навантаження наведено на рис. 6.

Графіки, наведені на рис. 6, наочно показують, що розроблений нами апарат для остеосинтезу ключиці при різних напрямках навантаження виступає і як інтрамедулярний стрижень, і як пластина, поєднуючи їх позитивні властивості. Розроблений нами пристрій однаково опирається навантаженням у всіх напрямках, аналогічно інтрамедулярному стрижню. Але за рахунок наявності фіксуючих гвинтів відсутній ротаційний компонент деформації, що характерно для накісткової пластини. Наявність фіксуючих гвинтів має також і негативні наслідки, коли навантаження діє в площині, що перпендикулярна площині проведення гвинтів (горизонтальне навантаження), у вигляді невеличкого збіль-

**Таблиця 4.** Результати порівняльного аналізу величини зміщень уламків ключиці при остеосинтезі інтрамедулярним апаратом оригінальної конструкції при різних типах перелому та напрямках дії навантаження

Пари порівняння	Парні різниці			Значущість, $p$
	Середнє	Стандартне відхилення	Стандартна похибка середнього	
Вертикальний поперечний — горизонтальний поперечний	-226,80	197,76	88,44	0,062
Вертикальний косий — горизонтальний косий	-99,80	54,82	24,52	0,015
Вертикальний поперечний — вертикальний косий	-155,60	160,83	71,92	0,097
Горизонтальний поперечний — горизонтальний косий	-28,60	20,97	9,38	0,038



**Рисунок 7. Графіки залежності величини зміщення від прикладеного вертикального навантаження для моделей ключиці з різними варіантами остеосинтезу: а) поперечний перелом; б) косий перелом**

шення величини зміщення уламків, але інтрамедулярне розташування фіксатора запобігає руйнуванню моделі.

У табл. 4 наведено результати порівняльного аналізу величини зміщень уламків ключиці при остеосинтезі інтрамедулярним апаратом оригінальної конструкції при різних типах перелому та напрямках дії навантаження.

Результати парного порівняльного аналізу показали, що статистично значущі різниці величини зміщення уламків ключиці спостерігаються при косому переломі між рядами значень, отриманими при вертикальному та горизонтальному навантаженні ( $p = 0,015$ ), а також при горизонтальному напрямку дії навантаження між косим та поперечним переломами. Це підтверджує нашу думку про поєднання механічних властивостей інтрамедулярного стрижня та накісткової пластини в апараті оригінальної конструкції.

Спробуємо порівняти між собою різні засоби для остеосинтезу ключиці при різних типах перелому під впливом навантажень однакового напрямку.

На рис. 7 наведено графіки залежності величини зміщення від прикладеного вертикального навантаження для моделей ключиці з різними варіантами остеосинтезу.

Як видно з рис. 7, при вертикальному навантаженні як при поперечному, так і при косому переломах накісткова пластина та апарат оригінальної конструкції показали практично однакові фіксуючі властивості. Невеличка різниця спостерігається при максимальному значенні навантаження 50 Н і не перевищує 1 мм. Показники величини зміщення уламків при остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем декілька гірші, але різниця не перевищує 1,5 мм при всіх величинах наванта-

ження. Ця різниця пояснюється, як вже відзначалося вище, наявністю ротаційного компонента деформації.

Усі вищевказані висновки підтверджуються результатами статистичного аналізу за апостеріорним критерієм величини зміщення уламків ключиці для різних типів фіксаторів під дією вертикального навантаження (табл. 5).

Результат аналізу величини зміщення уламків ключиці за апостеріорним критерієм показав, що під впливом вертикального навантаження як при поперечному, так і при косому переломах всі види фіксаторів ведуть себе практично однаково. Статистично значущої різниці величини зміщення уламків ключиці не спостерігається ( $p < 0,05$ ), тому за апостеріорним критерієм всі фіксатори було зведено в одну групу.

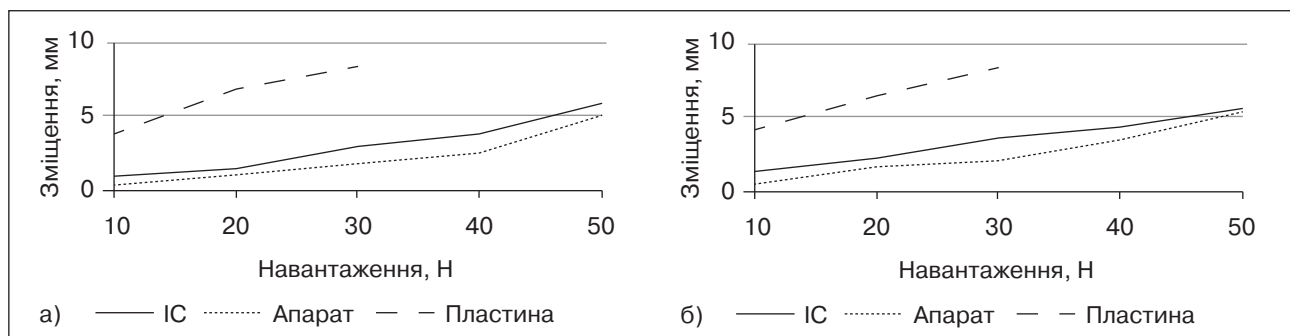
Розглянемо фіксуючі властивості різних засобів остеосинтезу ключиці під впливом горизонтального навантаження. На рис. 8 наведено графіки залежності величини зміщення від прикладеного горизонтального навантаження для моделей ключиці з різними варіантами остеосинтезу.

Наведені графіки наочно показують, що під впливом горизонтального навантаження інтрамедулярний стрижень та апарат оригінальної конструкції ведуть себе приблизно однаково. При цьому апарат оригінальної конструкції продемонстрував трохи кращі результати, але різниця величини зміщення уламків не перевищує 1 мм.

Значно гірше при горизонтальному навантаженні працює накісткова пластина. Величина зміщень уламків значно перевищує аналогічні показники для інтрамедулярного стрижня та апарата оригінальної конструкції.

**Таблиця 5. Результати апостеріорного критерію для різних типів фіксаторів під дією вертикального навантаження**

Тип перелому			
Поперечний		Косий	
Тип фіксатора	Підмножина для $\alpha = 0,05$	Тип фіксатора	Підмножина для $\alpha = 0,05$
	1		1
Пластина	1,5680	Пластина	1,7760
Апарат	1,8580	Апарат	1,8940
ІС	2,6480	ІС	2,9880
Значущість, $p$	0,303	Значущість, $p$	0,242



**Рисунок 8. Графіки залежності величини зміщення від прикладеного горизонтального навантаження для моделей ключиці з різними варіантами остеосинтезу: а) поперечний перелом; б) косий перелом**

**Таблиця 6. Результати аналізу за апостеріорним критерієм для різних типів фіксаторів під дією горизонтального навантаження**

Тип перелому					
Поперечний			Косий		
Тип фіксатора	Підмножина для $\alpha = 0,05$		Тип фіксатора	Підмножина для $\alpha = 0,05$	
	1	2		1	2
Апарат	2,1260		Апарат	2,6320	
ІС	2,9980		ІС	3,4360	
Пластина		6,3000	Пластина		6,3000
Значущість, р	0,540	1,000	Значущість, р	0,546	1,000

Тип перелому не має значного впливу на результати випробувань засобів остеосинтезу.

Результати експериментальних досліджень величини зміщення уламків ключиці для різних засобів остеосинтезу та типів перелому при горизонтальному напрямку дії навантаження було перевірено статистичним аналізом за апостеріорним критерієм. Результати аналізу за апостеріорним критерієм наведено в табл. 6.

Результат статистичного аналізу за апостеріорним критерієм величини зміщення уламків ключиці при їх фіксації різними засобами під впливом горизонтального навантаження для прямого и косоного перелому підтвердив наші попередні висновки. Інтрамедулярний стрижень та апарат оригінальної конструкції ведуть себе практично однаково, що дозволило за апостеріорним критерієм поєднати їх в одну групу як для прямого перелому (значущість різниці  $p = 0,540$ ), так і для косоного перелому (значущість різниці  $p = 0,546$ ). Накісткову пластину за апостеріорним критерієм було виділено в окрему групу, що свідчить про статистично значущу відмінність показників величини зміщення уламків ключиці при фіксації пластиною під впливом горизонтального навантаження від інших видів фіксаторів.

## Висновки

При вертикальному навантаженні як при прямому, так і при косому переломах накісткова пластина та апарат оригінальної конструкції показали практично однакові фіксуєчі властивості. Показники величини зміщення

уламків при остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем декілька гірші, але різниця не перевищує 1,5 мм при всіх величинах навантаження. Ця різниця пояснюється наявністю ротаційного компоненту деформації.

Під впливом горизонтального навантаження інтрамедулярний стрижень та апарат оригінальної конструкції ведуть себе приблизно однаково. Значно гірше при горизонтальному навантаженні працює накісткова пластина. Величина зміщень уламків значно перевищує аналогічні показники для інтрамедулярного стрижня та апарата оригінальної конструкції. При навантаженнях, що діють у площині накладання пластины, пластина практично не працює. Все навантаження припадає на фіксуєчі гвинти, більша частина — на перший гвинт від точки прикладання навантаження.

Розроблений апарат для остеосинтезу ключиці при різних напрямках навантаження веде себе і як інтрамедулярний стрижень, і як пластина, поєднуючи їх позитивні властивості. Розроблений пристрій однаково опирається навантаженням у всіх напрямках, аналогічно інтрамедулярному стрижню. Але за рахунок наявності фіксуєчих гвинтів відсутній ротаційний компонент деформації, що характерно для накісткової пластины.

## Список літератури

1. Postacchini F., Gumina S., De Santis P., Albo F. Epidemiology of clavicle fractures // *J. shoulder elbow surg.* — 2002. — V. 1, № 5. — P. 452-456.



2. Мателенок Е.М., Барыш А.Е. Внеочаговый чрескостный остеосинтез при лечении переломов ключицы // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 1998. — № 2. — С. 100-102.
3. Лунев А.П. Биомеханика плечевого пояса при переломах ключицы и их оперативное лечение: Автореф. дис... канд. мед. наук. — Одесса, 1971. — 15 с.
4. *Orthopaedic Key Review Concepts by Kingsley R. Chin*. — Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins / ASIN: B0022T7YR4. — P. 526.
5. Климовицкий В.Г., Черныш В.Ю. Частота замедленной консолидации переломов у пострадавших разных возрастных групп и влияние на нее остеотропной терапии // *Травма*. — 2011. — Т. 12, № 3. — С. 93-97.
6. Корж А.А., Белоус А.М., Панков Е.Я. Репаративная регенерация кости. — М.: Медицина, 1972. — 232 с.
7. Анкин Л.Н., Левицкий В.Б. Принципы стабильно-функционального остеосинтеза. — 1991. — 143 с.
8. Лаврищева Г.И. О возможности влияния на скорость восстановления нормальной структуры кости после перелома и принципах морфологической оценки // *Медицинская реабилитация больных с переломами костей и ортопедическими заболеваниями* // Сб. тр. ЦИТО. — М., 1983. — Вып. 26. — С. 6-10.

Отримано 14.05.14 ■

Тяжелов А.А.<sup>1</sup>, Карпинский М.Ю.<sup>1</sup>, Карпинская Е.Д.<sup>1</sup>, Суббота И.А.<sup>1</sup>, Павленко К.В.<sup>2</sup>, Топор В.П.<sup>2</sup>, Уварова О.Б.<sup>3</sup>, Попов А.И.<sup>4</sup>

<sup>1</sup>ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. Н.И. Ситенко НАМНУ», г. Харьков

<sup>2</sup>Одесский национальный медицинский университет

<sup>3</sup>Городская клиническая больница № 1, г. Одесса

<sup>4</sup>Городская клиническая больница № 11, г. Одесса

Tyazhelov O.A.<sup>1</sup>, Karpinsky M.Yu.<sup>1</sup>, Karpinska O.D.<sup>1</sup>, Subbota I.A.<sup>1</sup>, Pavlenko K.V.<sup>2</sup>, Topor V.P.<sup>2</sup>, Uvarova O.B.<sup>3</sup>, Popov O.I.<sup>4</sup>

<sup>1</sup>State Institution «Institute of Spine and Joint Pathology named after professor M.I. Sytenko of National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv

<sup>2</sup>Odesa National Medical University

<sup>3</sup>City Clinical Hospital № 1

<sup>4</sup>City Clinical Hospital № 11, Odesa, Ukraine

#### ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСТЕОСИНТЕЗА КЛЮЧИЦЫ ПРИ ЕЕ ПЕРЕЛОМАХ В СРЕДНЕЙ ТРЕТИ

**Резюме.** Описаны результаты экспериментального исследования прочности остеосинтеза ключицы с помощью различных устройств. Эксперимент проводили на пластиковых копиях ключицы, на которых путем распиливания моделировали два типа переломов — поперечный и косой. Остеосинтез осуществляли с помощью интрамедуллярного стержня, наkostной пластины и интрамедуллярного аппарата оригинальной конструкции. Исследовали величину перемещения отломков ключицы при воздействии изгибающих нагрузок.

#### EXPERIMENTAL STUDY OF OSTEOSYNTHESIS TYPES IN MIDCLAVICULAR FRACTURES

**Summary.** The results of experimental studies of the strength of clavicle osteosynthesis using various devices are described. The experiment was conducted on plastic copies of the clavicle, on which by sawing we modeled two types of fractures — transverse and oblique ones. Osteosynthesis has been carried out using an intramedullary rod, external plate and intramedullary device of original design. We have investigated the amount of displacement of the clavicle bone fragments when exposed to bending loads.