



# Травма

[www.mif-ua.com](http://www.mif-ua.com)

Том 24, № 3, 2023



Том 24, № 3, 2023



**ZASLAVSKY**<sup>®</sup>  
Publishing house

Травма



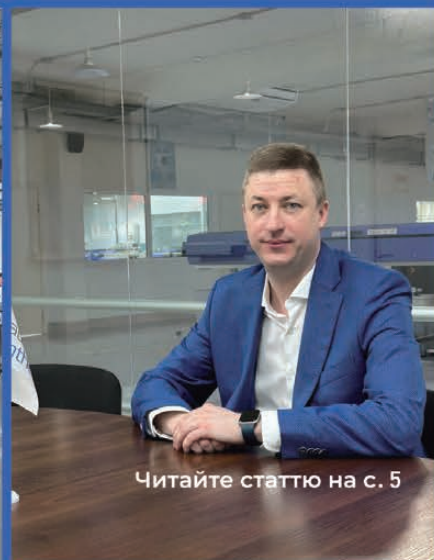
## Bauer's Synthes

Перше в Україні виробництво імплантів для травматології



### ДІЯЛЬНІСТЬ БЕЗ КОМПРОМІСІВ:

інтерв'ю з генеральним директором компанії – виробника імплантів з довічною гарантією



Читайте статтю на с. 5

# БІФОК® ІС РОЗШИРЮЄ МЕЖІ ЗНЕБОЛЮВАННЯ



**ІБУПРОФЕН**  
200 мг



**КОДЕЇН**  
10 мг



- ▶ забезпечує оптимальний рівень знеболювання<sup>1</sup>
- ▶ знижений ризик побічних реакцій<sup>1</sup>

\*Зображення таблетки є умовним. 1. Інструкція для медичного застосування лікарського засобу БІФОК® ІС, Р.П. № UA/14315/01/01

**Вибіркова інформація з безпеки лікарського засобу БІФОК® ІС, Р.П. № UA/14315/01/01. Склад:** 1 таблетка містить ібупрофену 200 мг (0,2 г), кодеїну фосфату гемідрату (у перерахунку на кодеїну основу моногідрат) 10 мг (0,01 г). **Характеристика.** Ібупрофен – нестероїдний протизапальний засіб, похідне пропіонової кислоти, який чинить анальгезивну, жарознижувальну та протизапальну дію. Кодеїн – опіоїдний анальгетичний засіб, ефекти якого подібні до ефектів морфіну, проте зі значно слабшою анальгетичною дією і більш м'яким седативним ефектом. Кодеїн є слабким анальгетиком центральної дії. **Показання.** Для короточасного лікування гострого, помірною болю, який не купірується іншими анальгетиками, такими як парацетамол, ібупрофен або ацетилсаліцилова кислота. **Протипоказання.** Підвищена чутливість до ібупрофену, кодеїну або до будь-якого з компонентів лікарського засобу. Реакції гіперчутливості, які спостерігалися раніше після застосування НПЗЗ. Виразкова хвороба шлунка та дванадцятипалої кишки/кровотеча в активній формі або рецидиви в анамнезі. Ерозивно-виразкові ураження шлунково-кишкового тракту у фазі загострення. ШКК та перфорація ШКТ в анамнезі, пов'язані з застосуванням НПЗЗ. Цереброваскулярні або інші активні форми кровотечі. Порушення кровотворення незрозумілої етіології. Геморагічний діатез або інші розлади згортання крові. Тяжка серцева недостатність (клас IV за NYHA). Респіраторна депресія, обструктивні захворювання дихальних шляхів, бронхіальна астма (під час астматичного нападу). Черепно-мозкові травми або стани, що супроводжуються підвищенням внутрішньочерепного тиску. Стани, при яких інгібування перистальтики слід уникати або при яких розвивається здуття живота. Ризик паралітичної непрохідності кишечника, хронічні запори. Активне запальне захворювання кишечника. Тяжка печінкова недостатність. Тяжка ниркова недостатність. Тяжка дегідратація, спричинена блюванням, діареєю або недостатнім вживанням рідини. Стан алкогольного сп'яніння. Одночасне застосування з іншими НПЗЗ, з інгібіторами моноаміноксидази (MAO) та протягом 2 тижнів після припинення застосування інгібіторів MAO. Діти віком до 12 років; діти віком від 12 до 18 років, яким проводять тонзилектомію та/або аденотомію задля запобігання виникненню обструктивного апноє під час сну; діти віком від 12 до 18 років зі скомпрометованою дихальною функцією; жінки у період вагітності або годування груддю; пацієнтам, які мають надшвидкий метаболізм з участю CYP2D6. **Спосіб застосування.** Не застосовувати більше 6 таблеток протягом 24 годин. Мінімальний інтервал часу між прийомами препарату – 4 години. Тільки для короткотривалого застосування, тривалість лікування не повинна перевищувати 3 дні (детально див. повну інструкцію). **Діти.** Застосування лікарського засобу дітям віком до 12 років протипоказане. **Застосування у період вагітності або годування груддю.** Застосування у період вагітності або годування груддю протипоказане. **Здатність впливати на швидкість реакції при керуванні автотранспортом або іншими механізмами.** Під час лікування препаратом слід утримуватися від керування автотранспортом або іншими механізмами через можливість виникнення таких ефектів, як запаморочення, сонливість, седація, дезорієнтація, сплутаність свідомості та ін. Регулярне довготривале застосування кодеїну призводить до розвитку залежності і толерантності та до виникнення стану неспокою і дратівливості після припинення лікування. **Особливості застосування та взаємодія з іншими лікарськими засобами та інші види взаємодій.** Лікарський засіб БІФОК® ІС має значну кількість взаємодій з іншими препаратами та особливостей застосування. Ознайомтесь з повною інструкцією для медичного застосування ІЗ до його призначення. **Категорія відпуску.** За рецептом. Даний матеріал призначений виключно для фахівців охорони здоров'я. Для розповсюдження/демонстрації під час спеціалізованих медичних заходів та для друку у спеціалізованих медичних журналах (виданнях). Даний матеріал створено за інформаційної/фінансової підтримки ТОВ «УА «Про-Фарма», ТОВ «УА «ПРО-ФАРМА» не рекомендує застосування БІФОК® ІС інакше, ніж це затверджено в чинній інструкції. Перед застосуванням БІФОК® ІС, згаданого в даному матеріалі, будь ласка, ознайомтесь з повним текстом чинної інструкції. ©2023 ТОВ «УА «ПРО-ФАРМА». Всі права захищені. Якщо у вас виникли питання з медичної інформації про продукти компанії ТОВ «УА «ПРО-ФАРМА», ви можете звернутися до нас за адресою: 03170, м. Київ, вул. Перемоги, 9, оф. 20, тел. (044) 422 50 70. [www.pro-pharma.com.ua](http://www.pro-pharma.com.ua). Для повідомлення про небажані явища при застосуванні продуктів компанії ТДВ «ІНТЕРХІМ» ви можете звернутися до нас за адресою: Україна, 65025, м. Одеса, 21-й км. Старокиївської дороги, 40-а, тел. (048) 777-29-50, або напишіть на [info@interchem.com.ua](mailto:info@interchem.com.ua). Матеріал затверджено: 10.2023. Матеріал придатний до: 03.10.25

**PROPHARMA**

Міністерство охорони здоров'я України  
Донецький національний медичний університет  
Науково-дослідний інститут травматології та ортопедії  
Асоціація ортопедів-травматологів України

Ministry of Health Service of Ukraine  
Donetsk National Medical University  
Research and Development Institute of Traumatology and Orthopedics  
Association of Traumatologist and Orthopedists of Ukraine

# Травма

**TRAUMA**

Travma

Спеціалізований рецензований науково-практичний журнал  
Заснований у 2000 році  
Періодичність виходу 6 разів на рік

Том 24, № 3, 2023

Specialized reviewed practical scientific journal  
Founded in 2000 year  
Periodicity 6 numbers per year

Volume 24, № 3, 2023

Включений в наукометричні і спеціалізовані бази даних НБУ ім. В.І. Вернадського, «Україніка наукова», «Наукова періодика України», Ulrichsweb Global Serials Directory, CrossRef, WorldCat, Google Scholar, ICMJE, SHERPA/RoMEO, BASE, NLM-catalog, NLM-Locator Plus, EBSCO, OUCI



mif-ua.com



Open Journal System

# Травма

## Travma

Спеціалізований рецензований  
науково-практичний журнал

Том 24, № 3, 2023

ISSN 1608-1706 (print),  
ISSN 2307-1397 (online)

Передплатний індекс: 96022



*Засновник журналу:*  
Донецький національний медичний  
університет

*Адреса редакції:*  
Україна, 04107, Київ, а/с № 74  
Телефон: +38 (067) 325-10-26

[www.mif-ua.com](http://www.mif-ua.com)  
<http://trauma.zaslavsky.com.ua>

*Електронні адреси для звертань*  
*З питань публікації статей*  
traumajournal@gmail.com  
hurzufkonf@gmail.com  
medredactor.vdz@gmail.com

*З питань передплати*  
info@mif-ua.com  
тел.: +38 (067) 325-10-26

*З питань розміщення реклами  
та інформації про лікарські засоби*  
v\_iliyna@ukr.net

*Журнал внесено до переліку наукових фахових видань  
України, в яких можуть публікуватися результати  
дисертаційних робіт на здобуття наукових ступенів  
доктора і кандидата наук. Наказ МОН України  
від 26.11.2020 № 1471. Категорія Б.*

*Рекомендовано до друку та до поширення через мережу  
Інтернет вченою радою Донецького національного медичного  
університету, протокол № 7 від 25.05.2023 р.*

*Українською та англійською мовами*

*Свідоцтво про державну реєстрацію друкованого  
засобу масової інформації КВ № 15994-4466Р. Видано  
Міністерством юстиції України 02.11.2009 р.*

*Формат: 60×84/8. Ум. друк. арк. 9,77.  
Тираж 8000 прим. Зам. 2023-траума-118.*

Видавець Заславський О.Ю.  
(zaslavsky@i.ua)  
Адреса для листування: а/с 74, м. Київ, 04107  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
ДК № 2128 від 13.05.2005

Друк: ТОВ «Ландпрес»

Головний редактор  
*Климовицький Ф.В.* (Лиман)

Заступник головного редактора  
*Тяжелов О.А.* (Харків)

### Редакційна колегія

*Бондаренко С.Є.* (Харків), *Вирва О.Є.* (Харків),  
*Гайко Г.В.* (Київ), *Корж М.О.* (Харків),  
*Климовицький В.Г.* (Лиман), *Лоскутов О.Є.* (Дніпро),  
*Радченко В.О.* (Харків), *Страфун С.С.* (Київ),  
*Філіпенко В.А.* (Харків), *Чернишова О.Є.* (Краматорськ),  
*Hagen Schmal* (Фрайбург, Німеччина),  
*Robert Smigielski* (Варшава, Польща),  
*Francesco Benazzo* (Павія, Італія)

### Редакційна рада

*Анкін М.Л.* (Київ), *Бур'янов О.А.* (Київ),  
*Голка Г.Г.* (Харків), *Головаха М.Л.* (Запоріжжя),  
*Грицай Н.П.* (Київ), *Гур'єв С.О.* (Київ),  
*Зазірний І.М.* (Київ), *Левицький А.Ф.* (Київ),  
*Піонтковський В.К.* (Рівне), *Рой І.В.* (Київ),  
*Сулима В.С.* (Івано-Франківськ), *Сухін Ю.В.* (Одеса),  
*Черниш В.Ю.* (Краматорськ)

### Editor-in-Chief

*Klymovytsky F.V.* (Lyman)

### Deputy Editor-in-Chief

*Tyazhelov O.A.* (Kharkiv)

### Editorial Board

*Bondarenko S.Y.* (Kharkiv), *Vyrva O.E.* (Kharkiv),  
*Gayko G.V.* (Kyiv), *Korzh M.O.* (Kharkiv),  
*Klymovytsky V.G.* (Lyman), *Loskutov O.E.* (Dnipro),  
*Radchenko V.A.* (Kharkiv), *Strafun S.S.* (Kyiv),  
*Filipenko V.A.* (Kharkiv), *Chernyshova O.Y.* (Kramatorsk),  
*Hagen Schmal* (Freiburg, Germany),  
*Robert Smigielski* (Warszawa, Poland),  
*Francesco Benazzo* (Pavia, Italia)

### Editorial Council

*Ankin M.L.* (Kyiv), *Buryanov O.A.* (Kyiv),  
*Golka G.G.* (Kharkiv), *Golovakha M.L.* (Zaporizhzhia),  
*Gricay N.P.* (Kyiv), *Guriev S.O.* (Kyiv), *Zazirny I.M.* (Kyiv),  
*Levitsky A.F.* (Kyiv), *Piontkovsky V.K.* (Rivne),  
*Roy I.V.* (Kyiv), *Sulima V.S.* (Ivano-Frankivsk),  
*Sukhin Yu.V.* (Odesa), *Chernysh V.Yu.* (Kramatorsk)

Редакція не завжди поділяє думку автора публікації. Відповідальність за вірогідність фактів, власних імен та іншої інформації, використаної в публікації, несе автор. Передрук та інше відтворення в якій-небудь формі в цілому або частково статей, ілюстрацій або інших матеріалів дозволені тільки при попередній письмовій згоді редакції та з обов'язковим посиланням на джерело. Усі права захищені.

© Донецький національний медичний університет, 2023  
© НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, 2023  
© Заславський О.Ю., 2023

## Зміст

### Лікарю, що практикує

- Діяльність без компромісів:  
імпланти для травматології  
з довічною гарантією Bauer's Synthes ..... 5
- Зазірний І.М., Бородюк Д.В.*  
Зменшення кількості вивихів стегна  
після тотального ендопротезування  
кульшового суглоба на основі вивчення  
механізмів їх розвитку..... 7

### Огляд

- Чистик Т.*  
Гострий посттравматичний біль:  
сучасні підходи до знеболювання ..... 14
- Нехлопочин О.С., Вербов В.В.,  
Чешук Є.В., Вороді М.В.*  
Значення заднього лігаментозного  
комплексу при травматичному ушкодженні  
ділянки грудопоперекового переходу.  
Частина 1. Морфологія та біомеханіка..... 20
- Бур'янов О.А., Чекушин Д.А., Кваша В.П.*  
Оперативне лікування вивихів  
акроміального кінця ключиці:  
сучасні тенденції та перспективи..... 29

### Оригінальні дослідження

- Строєв М.Ю., Березка М.І., Власенко Д.В.,  
Бітчук М.Д., Карпінський М.Ю., Яресько О.В.*  
Аналіз напружено-деформованого стану  
моделі великогомілкової кістки  
при її переломі в верхній третині з різними  
варіантами остеосинтезу в умовах  
зростаючого згинального навантаження ..... 36
- Бур'янов О.А., Ярмолюк Ю.О., Деркач С.О.,  
Клапчук Ю.В., Лось Д.В.*  
Оптимізація системи лікування  
постраждалих із вогнепальними  
переломами довгих кісток ..... 46

## Contents

### To General Practitioner

- Activities without compromises: implants  
for traumatology with Bauer's Synthes  
lifetime warranty ..... 5
- I.M. Zazirnyi, D.V. Borodiuk*  
Reducing the number of hip dislocations  
after total hip arthroplasty based  
on the study of the mechanisms  
of their development..... 7

### Review

- T. Chistyuk*  
Acute post-traumatic pain:  
modern approaches to analgesia ..... 14
- O.S. Nekhlopochyn, V.V. Verbov,  
I.V. Cheshuk, M.V. Vorodi*  
The value of the posterior ligamentous  
complex in traumatic injury  
of thoracolumbar junction.  
Part 1. Morphology and biomechanics..... 20
- O.A. Buryanov, D.A. Chekushyn, V.P. Kvasha*  
Surgical treatment  
of the acromioclavicular joint dislocation:  
modern trends and prospects ..... 29

### Original Researches

- M.Yu. Stroev, M.I. Berezka, D.V. Vlasenko,  
M.D. Bitchuk, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko*  
Analysis of the stress-strain state  
of the tibial model in case of its fracture  
in the upper third with various types  
of osteosynthesis under increasing  
bending load ..... 36
- O.A. Burianov, Yu.O. Yarmoliuk, S.O. Derkach,  
Yu.V. Klapchuk, D.V. Los*  
Optimization of the treatment system  
for victims with long-bone  
gunshot fractures ..... 46

<i>Левицький А.Ф., Пилипко В.М., Карпінський М.Ю., Яресько О.В.</i> Дослідження коригуючого впливу різних типів фіксаторів на ліycopодібну деформацію грудної клітки при операції Nuss ..... 53	<i>A.F. Levitskyi, V.M. Pylypko, M.Yu. Karpinsky, O.V. Yaresko</i> Study of the corrective effect of different fixators on pectus excavatum during Nuss procedure ..... 53
<i>Тяжелов О.А., Карпінська О.Д., Біцадзе М.З., Міхановський Д.О.</i> Вплив зміни довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента м'язів колінного суглоба на його ізометричну силу та крутний момент ..... 62	<i>O.A. Tyazhelov, O.D. Karpinska, M.Z. Bitsadze, D.O. Mikhanovskyi</i> The effect of changing the length of the components of the muscle-tendon unit of the knee joint on its isometric force and torque..... 62
<i>Бур'янов О.А., Науменко В.О., Кваша В.П., Ковальчук Д.Ю., Пилипчук О.Р., Федоренко Д.І.</i> Аналіз результатів лікування надвиросткових переломів плечової кістки в дітей і підлітків ..... 72	<i>O.A. Buryanov, V.O. Naumenko, V.P. Kvasha, D.Y. Kovalchuk, O.R. Pylypchuk, D.I. Fedorenko</i> Treatment outcomes analysis in supracondylar humerus fractures in children and adolescents ..... 72
<i>Прозоровський Д.В., Златник Р.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д.</i> Біомеханічне обґрунтування алгоритму вибору варіанта коригуючої остеотомії V плеснової кістки в лікуванні деформації Тейлора ..... 78	<i>D.V. Prozorovskyi, R.V. Zlatnyk, M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska</i> Biomechanical substantiation of the algorithm for choosing the type of corrective osteotomy of the fifth metatarsal bone in the treatment of tailor's bunion..... 78



## Діяльність без компромісів: імпланти для травматології з довічною гарантією Bauer's Synthes

*Інтерв'ю із генеральним директором  
компанії Bauer's Synthes Олександром Гераськовим.  
У пошуках досконалості. Інновації та глобальні плани*

*Сьогодні ми маємо унікальну нагоду поговорити з представником однієї з перших українських компаній, що спеціалізуються на виробництві імплантів для травматології та остеосинтезу, — з генеральним директором компанії Bauer's Synthes Олександром Гераськовим. Компанія була заснована у 2019 році. Bauer's Synthes відразу заявила про себе та отримала статус першої в Україні компанії, яка має власне виробництво імплантів для остеосинтезу та матеріалу для кісткової регенерації. У цьому інтерв'ю ми дізнаємося більше про філософію компанії, її стратегію розвитку та внесок у сучасну медицину.*

— Які цілі на сьогодні поставила перед собою компанія Bauer's Synthes?

— Ми завжди прагнули до того, щоб робити життя людей легшим та якіснішим. Наша ціль наразі не змінилася. Ми прагнемо забезпечити лікарів-травматологів широким асортиментом імплантів європейської якості за доступними цінами у найкоротший строк.

— Які продукти зараз випускаються компанією Bauer's Synthes і які технологічні інновації знаходяться на передньому плані?

— Наразі наш асортимент став більш широким, аніж на самому початку. У портфелі нашої компанії представлено такий асортимент продукції:

**1. Імплантаційні системи для остеосинтезу та протези Bauer's Synthes:**

- пластини та гвинти;
- інтрамедулярні стрижні;
- апарати зовнішньої фіксації (активно використовуються для лікування вогнепальних поранень);
- продукція для щелепно-лицевої хірургії;
- хірургічні набори та набори для педіатрії;
- електроінструмент;
- хірургічний шовний матеріал (абсорбуючий/неабсорбуючий);
- кістковий імплантаційний матеріал природного походження.

**2. Медичний одяг BEA MED:**

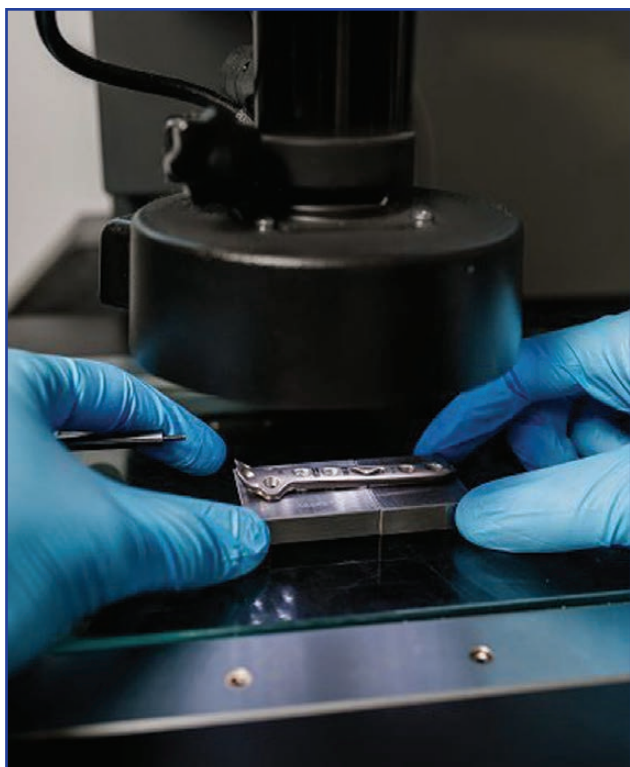
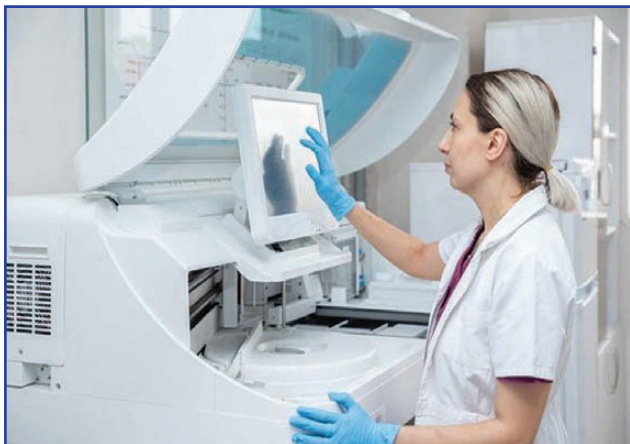
- стерильні халати;
- хірургічні халати, халати для відвідувача, захисні комбінезони;

— стерильні набори для пологів, кесаревого розтину, лапароскопії тощо.

Зараз наші інженери та наукові співробітники працюють над деякими новими проектами. Ми вкладаємо багато ресурсів у робототехнічні рішення. Адже ніщо не стоїть на місці. У найближчому майбутньому, до речі, ми плануємо представити низку інноваційних продуктів, які спростять роботу лікарів-травматологів і зроблять реабілітацію та життя пацієнтів легшими та якіснішими. Також ми започаткували виготовлення інтрамедулярних фіксаторів кісток з точною навігацією. У майбутньому плануємо розширити асортимент продукції та почати виготовлення імплантів для ендопротезування, оскільки ця ніша зараз дуже затребувана. Порівняно з Європою в Україні робиться не так багато операцій із заміни суглобів.

— Олександр, як ви бачите конкурентну обстановку у сфері виробництва імплантів для травматології та остеосинтезу і яке становище займає компанія Bauer's Synthes на ринку? З якими труднощами ви стикаєтесь?

— Ми маємо унікальне становище на ринку, тому що компанія Bauer's Synthes є першим і поки єдиним українським виробником на ринку імплантів для травматології. Наша величезна перевага в тому, що ми забезпечуємо європейську якість продукції з максимальною доступністю. Це дозволяє нашим клієнтам, лікарям та пацієнтам уникати довгих та складних імпортних процедур та забезпечує більш швидке та ефективне лікування.



Що стосується труднощів, вони, звісно, є і пов'язані насамперед з тим, що ми конкуруємо з індійськими та китайськими брендами, які мають нестабільну якість.

**— Олександр, також цікаво, що саме ви пропонуєте лікарям? Чому вони обирають вас?**

— По-перше, ми надаємо довічну гарантію на свою продукцію. Також ми пропонуємо повний асортимент продукції з можливістю швидкої заміни потрібного імпланта під кожну конкретну операцію, абсолютно безкоштовно надаємо хірургічні набори для проведення операцій.

Великим плюсом є те, що наше підприємство знаходиться на території України, у нас на складі завжди є весь асортимент продукції, тому все необхідне може в найкоротші терміни потрапити в операційну. Ми купуємо та використовуємо лише титан німецького виробника. Для обробки поверхні вико-

ристовуємо продукцію лідера швейцарського ринку з виробництва спеціальних розчинів. Вважаємо таке поєднання: найкращий виробник титану — найкращий виробник розчинів для поверхонь — найкращий виробник верстатів та інструментів — основним своїм досягненням.

Ми пишаємося тим, що можемо зробити свій внесок у розвиток української медицини, внесок у розвиток нашої економіки та забезпечити пацієнтів якісними імплантами, розробленими та виробленими в Україні з урахуванням найвищих стандартів європейської якості.

*У наступній статті розповімо про це два важливі продукти, які випускає компанія Bauer's Synthes, — це кістковий імплантаційний матеріал та хірургічний шовний матеріал. ■*



Зазірний І.М., Бородюк Д.В.  
Клінічна лікарня «Феофанія» ДУС, м. Київ, Україна

## Зменшення кількості вивихів стегна після тотального ендопротезування кульшового суглоба на основі вивчення механізмів їх розвитку

**Резюме.** Тотальне ендопротезування кульшового суглоба є одним з найефективніших хірургічних втручань, що поліпшує якість життя, збільшує діапазон рухів і зменшує біль у пацієнтів з дегенеративним захворюванням кульшового суглоба. Тотальне ендопротезування кульшового суглоба дає змогу пацієнтам повернутися до повсякденної соціальної та професійної діяльності. Таким чином, сьогодні це найкращий підхід до лікування кількох хронічних станів, що вражають кульшовий суглоб, включно з остеоартрозом, аваскулярним некрозом голівки стегнової кістки та травматичними пошкодженнями голівки й шийки стегнової кістки. Мета дослідження — показати механізми вивиху стегна за наявності ендопротеза кульшового суглоба, супутні фактори ризику та фактори зниження ризику вивиху, а також його наслідки та методи мінімізації. Вивих стегна після тотального ендопротезування кульшового суглоба є поширеним ускладненням. Він є причиною від 2 до 3 % невдач первинного ендопротезування, і цей показник часом зростає до 10 % — у крайніх випадках, коли пацієнти мають високу схильність до такого стану. Здебільшого причиною вивиху є технічні помилки під час встановлення імплантату. Заходи для запобігання ускладненням включають заходи, що спрямовані на правильне встановлення імплантату й вибір найбільш оптимального типу імплантату для пацієнта залежно від індивідуальних потреб. У своїй роботі ми узагальнили сучасні знання про вивих ендопротеза, щоб допомогти ортопедам зрозуміти зміни в біомеханіці кульшового суглоба після його заміни та вплив кожного окремого елемента, який у цьому бере участь. Такі знання можуть допомогти ортопеду вибрати найбільш сприятливий хірургічний метод і найбільш відповідний імплантат, щоб зменшити ризик його вивиху.

**Ключові слова:** тотальне ендопротезування кульшового суглоба; вивих стегна; ендопротез кульшового суглоба

### Вступ

Тотальне ендопротезування кульшового суглоба — це найбільш успішна хірургічна операція ХХ сторіччя. Її результатом є ліквідація больового синдрому, відновлення рухливості в суглобі та поліпшення якості життя хворого. Це дає змогу пацієнту повернутися до повсякденної соціальної та професійної діяльності. Отже, сьогодні це найкращий підхід до лікування кількох хронічних захворювань, що вражають кульшовий суглоб, включно з остеоартрозом, аваскулярним некрозом голівки стегнової кістки та травматичними пошкодженнями голівки й шийки стегнової кістки [1].

Однак, незважаючи на різні безсумнівні переваги, тотальне ендопротезування кульшового суглоба не позбавлене ускладнень, причому вивих стегна є одним з найпоширеніших, а це від 1,4 до 5,0 % всіх випадків первинного тотального ендопротезування кульшового суглоба. Хоча багато уваги було приділено профілактиці вивихів, частка вивихів, які призводять до несприятливих наслідків після ревізієвих процедур, ще вища і сягає 25 % [2].

Вивих, проблема якого полягає у втраті контакту між голівкою протеза та його вертлюжною западиною, виникає внаслідок екстремального положення сугло-

ба, викликаного впливом надмірних механічних сил на зачеплену нижню кінцівку. Це може відбуватися через або без ослаблення імплантату, навколопротезні переломи та інфекції [1].

**Метою** роботи було узагальнити механізми вивиху стегна після ендопротезування кульшового суглоба, фактори ризику та фактори профілактики, а також наслідки вивиху й методи мінімізації ризику.

## Механізми вивиху

Вивих стегна після ендопротезування кульшового суглоба виникає, коли сили, що діють на імплантат у бік виходу з вертлюжного компонента ендопротеза, досягають амплітуд, які перевищують ті, що дають змогу зберегти його стабільне положення. Зазвичай це відбувається через ситуативний вплив зовнішніх сил, що діють на кінцівку, яка перебуває в невідповідному положенні. Однак це також може бути наслідком надмірних, некоординованих скорочень м'язів, наприклад, під час епілептичних нападів [2]. Анатомічно міцність суглобової капсули, яка зміцнена кількома зв'язками, а саме клубово-стегною, лобково-стегною та сіднично-стегною зв'язками, а також голівкою стегнової кістки, запобігає вивиху суглоба.

Після ендопротезування функцію цих зв'язок частково бере на себе післяопераційний рубець, який утворився навколо суглоба. Рубець підтримується негативним тиском у порожнині суглоба, накладаючи силу всмоктування, пропорційну поверхні контакту між прилеглими частинами протеза, і сумарну силу м'язів, які діють на тазовий пояс, що захищає цілісність імплантату. Імплантат набагато більш схильний до вивиху, ніж анатомічне стегно, через дефіцит зв'язки голівки стегнової кістки та набагато меншу міцність рубця, ніж капсули суглоба та зв'язок, які її підтримують. Він особливо схильний до вивиху відразу після артропластики, коли рубець повністю не сформований [3].

Амплітуда сумарної сили, яка стабілізує стегно, є найвищою, коли її вектор паралельний осі кульшової западини. За таких умов голівку протеза притискає до кульшової западини, захищаючи її від вивиху. Однак, коли вектор діє під однаковим кутом, він розподіляє 2 складові сили: перша, що діє паралельно, і друга, що діє перпендикулярно їй. Перша сила притискає голівку до кульшової западини, підтримуючи її стабільність, тоді як друга сила сприяє вивиху. Амплітуда другої сили пропорційна значенню синуса цього кута.

Анатомічний розподіл стегнових м'язів вказує на те, що стояння на обох ногах із відведеними та повернутими всередину стегнами створює сумарну силу, яка діє приблизно на вісь вертлюжної западини як у фронтальній, так і в сагітальній площинах. Отже, у такому положенні вивих стегна малоімовірний. Однак при згинанні та зовнішній ротації стегна його дистальні прикріплення зміщуються вперед, змінюючи напрям своїх векторів. Таким чином, вектор сумарної сили рухається похило, створюючи складову силу, яка спри-

яє вивиху. Деякі звичайні повсякденні дії включають положення кінцівки, що провокують вивих. До них належать положення сидіння зі схрещеними ногами, глибокі присідання з опущеними п'ятами, махи з високою амплітудою, зовнішні повороти максимально відведених і зігнутих стегон. Невідповідне вирівнювання вертлюжного компонента, а саме нахил під кутом понад 70°, ретроверсія та занадто глибоке розташування, змінює його вісь, що призводить до генерації компонентної сили, яка зміщує імплантат.

Тому навіть відносно невелике м'язове скорочення може призвести до вивиху. Крім того, у цих випадках нерівний розподіл сил, що діють на вертлюжну западину, сприяє швидшому ослабленню й відриву та фрагментації її поліетиленової вставки [2].

## Розташування кульшової западини

Неправильне розташування вертлюжного компонента є найчастішим ятрогенним причинним фактором вивиху [4]. На ґрунті десятирічних спостережень визначено параметри оптимального розташування вертлюжного компонента. «Зона безпеки», запроваджена Lewinnek (нахил  $40 \pm 10^\circ$  та антеверсія  $15 \pm 10^\circ$ ) щодо позиціонування кульшової западини, не виключає ризику фемороацетабулярного конфлікту, незважаючи на те, що її розміщення поза цією зоною відповідає за 70 % вивихів.

Все ж на сьогодні оптимальним прийнято вважати нахил  $45 \pm 5^\circ$ , антеверсію  $15 \pm 10^\circ$  та відновлення анатомічної осі суглоба шляхом його правильного розташування за глибиною й висотою [4]. Відхилення за висотою більше ніж 3 мм і медіалізація понад 5 мм призводять до асиметричного розподілу механічних навантажень, що сприяє вивиху [5]. Отже, причинними факторами вивиху визнають надто круте (нахил вище за  $70^\circ$ ) розташування вертлюжного компонента з занадто високою (вище від  $30^\circ$ ) або занадто малою (менше ніж  $10^\circ$ ) антеверсією; особливо, коли вони пов'язані з його надмірною медіалізацією [6].

Слід зазначити, що уважність до рекомендованих параметрів зменшувала частоту вивихів, послаблення вертлюжного компонента та його зміщення. Тому вони є загальноприйнятими й широко застосовуються. Однак, незважаючи на свою безсумнівну корисність, вони не виключають ризику вивиху через негативний вплив інших факторів.

## Вплив м'язових порушень при вивиху ендопротеза

М'язовий дисбаланс через м'язову дисфункцію або неналежну координацію груп м'язів, що впливають на стегно, призводить до неадекватного механічного навантаження на протез. М'язовий дисбаланс може бути наслідком зміни довжини м'яза, наприклад подовження або вкорочення, наслідком змінених анатомічних положень м'язових прикріплень або розтягування чи розслаблення м'язів, що призводить до їх відносної механічної недостатності. Хірургічне звільнення м'язових прикріплень може призвести до їх повної недостатнос-

ті. М'язовий фіброз і денервація, що виникають через надмірно жорсткі або невідповідні хірургічні методи, також можуть порушити їх функцію [7].

Деякі роботи показали, що задній доступ при ендопротезуванні кульшового суглоба, який вимагає звільнення зовнішніх ротаторів і задньої сторони суглобової капсули, підвищує ризик вивиху порівняно з бічним, передньобоковим та переднім доступами. I.L. Masanis і R.V. Bourne в метааналізі, який порівнював результати понад 13 000 первинних ендопротезувань кульшового суглоба, продемонстрували, що вивихи ускладнюють 3,23 % процедур, виконаних із застосуванням заднього доступу, і лише 0,55 і 2,18 % тих, що виконуються з використанням бокового та передньобокового доступу відповідно. Утім, відсоток вивихів можна знизити до 0,7 % після анатомічної реконструкції задньої суглобової капсули та зовнішніх ротаторів [8]. У кількох дослідженнях післяопераційна реконструкція капсули суглоба зменшила кількість вивихів майже на 90 % [9]. Латеральний доступ призводить до підвищеного ризику функціонального ослаблення абдукторів унаслідок часткового відшарування медіального сідничного м'яза та великого вертлюга, відповідальних за 36 % післяопераційних вивихів [10]. Встановлено, що дислокація великого вертлюга вище від 1 см пов'язана із 6-кратним підвищенням ризику вивиху протеза [11].

## Невідповідне розташування ніжки ендопротеза суглоба

У більшості випадків невідповідне розташування ніжки ендопротеза суглоба призводить до надмірної антеверсії, занадто глибокого розміщення або варусної деформації [7, 12]. Надмірна антеверсія відтягує весь протезний шийки від осі кульшової западини, тоді як надто глибоке розміщення послаблює м'язи, у яких проксимальні та дистальні прикріплення зближуються, а варусна деформація може призвести до конфлікту між медіальним краєм залишкової шийки стегнової кістки та малого вертлюга із горбистістю сідничної кістки. Вони утворюють двосторонній важіль, який може вивихнути протез у вимушено приведеній і внутрішньо ротованій кінцівці.

M. Spina та A. Scalvi встановили, що найменший ризик вивиху виникає, коли ніжка ендопротеза суглоба розташована під кутом від 10° до 15° і на відповідній глибині, щоб підтримувати її на дузі Адамса й відновлювати лінію Кальве [13]. Невідповідна антеверсія призводить до конфлікту між ніжкою і чашкою та між кістковими виступами таза і стегнової кістки, провокуючи конфлікти, що порушують баланс між елементами протеза та підвищують ризик його вивиху. Це набагато важливіше для нецементованих протезів, оскільки фіксація їх вертлюжного компонента значно більше залежить від балансу сил, які притискають її безпосередньо до тазового ложа. Було помічено, що антеверсія ніжки повинна відповідати антеверсії вертлюжної западини, що підсумовується терміном «комбінована антеверсія». Цю комбіновану антеверсію в основному оцінювали зі значеннями, що варіюють від 25° до 35° у

чоловіків і до 45° у жінок, і наразі кваліфікують як 25–45° (середнє значення 35°). Найпростішим способом імплантації протеза відповідно до цих вимог є імплантація переважно ніжки з необхідною антеверсією, компенсуючи комбіновану антеверсію суворо визначеним розташуванням кульшової западини з комп'ютерною навігацією. Встановлення імплантату також тягне за собою ризик ускладнень. Цементовані ніжки ендопротеза суглоба мають вдвічі менший ризик перипротезних переломів, ніж безцементні [14].

## Вплив жорсткості поперекового відділу хребта

Обмеження рухливості попереково-крижового відділу хребта зумовлює підвищені компенсаторні перевантаження стегна, що є одним із факторів ризику вивиху ендопротеза. Обмежений діапазон нахилу таза під час типових повсякденних дій, включно з тими, що потребують згинання та розгинання стегна (сидіння на стільці, стояння), підсилює компенсаторний діапазон рухів у протезі, що може сприяти вивиху стегна. Таким чином, ендопротезування кульшового суглоба у пацієнтів з анкілозуючим спондилітом має надзвичайно високий ризик вивиху та розхитування протеза порівняно з таким у пацієнтів з остеоартрозом [15].

Одне дослідження, проведене на вибірці з 1000 хворих за 1 рік після первинного тотального ендопротезування кульшового суглоба, показало, що пацієнти, у яких стався вивих, мали суттєво зменшений діапазон рухів у поперековому відділі хребта та крижовому відділі, тоді як під час стояння та сидіння відмінності між залученою і не залученою нижніми кінцівками були значно нижчими. Результати показали, що 92 % пацієнтів з вивихами раніше перенесли операції на поперековому відділі хребта, включно зі спондилодезом [16]. Аналогічні результати були отримані під час аналізу біомеханічних причин пізніх протезних вивихів, у ході якого виявлено, що зменшення нахилу крижів при зміні положення тіла зі стоячого на сидяче призводить до зменшення діапазону рухів стегна на 0,9° на кожен 1,0° обмеженої рухливості хребта. Наведені дані пояснюють механізм виникнення пізніх вивихів у пацієнтів зі зниженою рухливістю хребта.

Ретроверсія таза призводить до передніх вивихів у пацієнтів, що веде до гіперекстензії стегна, тоді як стояння та антеверсія призводять до задніх вивихів через надмірне згинання в положенні сидячи [17]. Було встановлено, що спондилодез є найбільшим незалежним фактором ризику вивихів протезів стегна протягом перших 6 місяців після ендопротезування [18].

## Фактори, які залежать від пацієнта та сприяють вивиху при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба

Вторинні ушкодження внаслідок недотримання пацієнтом післяопераційних рекомендацій значно підвищують ризик вивиху. Особливо часто це спостерігається в ранньому післяопераційному періоді, коли

незрілий рубець забезпечує слабку механічну підтримку конгруентності суглоба. Вивих може статися через схрещування кінцівок, присідання й навіть виконання рухів у надмірній амплітуді. Протягом перших 3 місяців після операції надмірні рухи підвищують ризик вивиху через недостатню стійкість рубця [19]. Однак надмірний рубець, який утворюється навколо суглоба, може сприяти вивиху, відриваючи голівку протеза від кульшової западини під час контрактури м'язів, прикріплених до вертлюга. Зазвичай це відбувається при повторних хірургічних втручаннях.

Таким чином, ревізійні процедури мають значно вищий ризик вивихів, досягаючи 28 % проведених процедур. Це найбільш помітно при широких пошкодженнях тканин, як травматичних, так і ятрогенних, що заживають, залишаючи надмірний рубець і гетеротопічну осифікацію. Дефіцит кісткової тканини кульшової западини і проксимального кінця стегнової кістки становить ще одну групу факторів ризику зміщення [7].

У таких випадках навчання пацієнтів, яке проводить досвідчений фізіотерапевт, спрямоване на усунення рухів, що призводять до вивиху, та зниження ризику ускладнень.

Вивихи можуть виникнути і на пізніх термінах після ендопротезування. Неприємні випадки, як-от падіння, спотикання й навіть автомобільні аварії, можуть призвести до вивихів і пов'язаних з ними пошкоджень м'язів тканин [20]. Порушення функцій опорно-рухового апарату, включно з ригідністю суміжних суглобів ураженої кінцівки, контрактурами та порушенням зорової й вестибулярної систем, слуху та пропріоцепції, підвищують ризик захворюваності [21]. Інші фактори включають неврологічні (парез і церебральний параліч, хвороба Паркінсона, міастенія), метаболічні (діабет, гіпоглікемія), кардіологічні (інсульт, аритмія, зупинка серця) та багато інших розладів, які провокують пацієнта до вторинних ушкоджень [22, 23]. Пацієнти з нервово-м'язовими захворюваннями схильні до вивихів через дисбаланс окремих груп м'язів, особливо згиначів і пронаторів. Додатковими факторами ризику для таких пацієнтів є когнітивні розлади, ослаблена м'язова сила, порушення координації та рівноваги, а також відсутність можливості контролювати діяльність пацієнта, що може завершитися вивихом протеза [24].

Особливу групу пацієнтів, схильних до вивихів, становлять фізично активні особи, які займаються спортом і ризикованою діяльністю. Створення значно більших навантажень збільшує знос протеза, пошкодження імплантату та ризик вивиху. Утім, відповідний підбір імплантату, який був би адекватним саме для цієї групи (робочі елементи з низьким коефіцієнтом тертя, діаметр голівки 32 мм і більше), та навчання пацієнта виключає ризик цього ускладнення до такого ступеня, який є у пацієнтів з низькою активністю [25].

Непередбачувана і часто також нерациональна поведінка осіб, які страждають на алкоголізм і наркоманію, та психічно хворих пацієнтів підвищує ризик вивиху імплантатів і навколопротезних переломів [25, 26]. У

цих групах обидва ускладнення є найчастішими причинами ревізійних процедур. Дуже ретельне передопераційне планування, точне розташування імплантату та правильний післяопераційний догляд у поєднанні з інтенсивною програмою реабілітації й навчання дають змогу пацієнтам знизити ризик вивихів до прийнятно-го рівня [28].

Пацієнти з дисбалансом м'язів тканин, деформаціями та двосторонніми патологіями стегон більш схильні до вивиху імплантату. Нещодавно виявлені фактори ризику включають передопераційну деформацію приведення стегна в поєднанні з подовженням кінцівки на 2 см після операції, вальгусну деформацію колінного суглоба в поєднанні з деформацією таза та двосторонню патологію кульшового суглоба, що вимагає ендопротезування. Якщо операцію тотального ендопротезування ретельно спланувати та забезпечити належне післяопераційне лікування, вивиху стегна після ендопротезування кульшового суглоба можна запобігти [29].

Пацієнти з дисплазією розвитку кульшового суглоба IV ст. за класифікацією Stowe мають високий ризик вивиху після тотального ендопротезування кульшового суглоба. Втім, у цих випадках встановлення імплантату з більшим розміром голівки стегна (28 замість 22 мм) знижує ризик вивиху. Ризик можна знизити шляхом поліпшення сили абдукторів у правильно спланованій передопераційній підготовці та післяопераційній реабілітації [30].

Останнім часом ожиріння, особливо патологічне, було визначено як один із факторів, що підвищують ризик вивиху. Взаємозв'язок між індексом маси тіла (ІМТ) 40 кг/м<sup>2</sup> і вище та ступенем нестабільності тотального ендопротезування кульшового суглоба є доведеним. Фактором, який безпосередньо знижує стабільність суглоба, є окружність стегна, а не сам ІМТ. Крім того, частота вивиху стегна після тотального ендопротезування кульшового суглоба у жінок з ожирінням вища, ніж у чоловіків з ожирінням, через відмінності у відкладенні жиру (жінки накопичують жир переважно навколо стегон, тоді як у чоловіків він здебільшого розподіляється на животі) [23].

## Фактори, що запобігають вивиху протеза кульшового суглоба

Анатомічно стегно захищене від вивиху активними й пасивними стабілізаторами. Активними стабілізаторами є капсула суглоба та підтримуючі її лобково-стегнові, сіднично-стегнові та клубово-стегнові зв'язки. Крім того, голівка стегнової кістки живиться від власної зв'язки та присмокування, що є ефектом негативного тиску в порожнині суглоба під час вивиху. Активні стабілізатори утворюють м'язи тазового пояса [31]. Їх сумарна сила притискає голівку протеза до його кульшової западини, збільшуючи конгруентність суглоба.

Хірургічні процедури позбавляють суглоб деяких із зазначених вище елементів. Хірургічний доступ ви-

магає розтину, висічення та видалення або звільнення суглобової капсули та її зв'язок з голівкою стегнової кістки, а нефізіологічні рухи кінцівок надмірно розтягують м'язи тазового кільця. Фіброз, що формується, порушує скорочувальну здатність м'язів, знижуючи їхню силу [32]. Кілька нещодавно впроваджених малоінвазивних методів зберігають анатомічні структури й забезпечують реконструкцію суглобової капсули та м'язових прикріплень [33]. Однак питання про те, чи здатне воно знизити ризик ускладнень, досі залишається дискусійним [34]. Діапазон ятрогенних уражень значною мірою залежить від обраного хірургічного підходу, факторів, пов'язаних з конституцією пацієнта (ожиріння), раніше проведених втручань (рубці), і вдосконалена хірургічна техніка, що захищає тканини, не гарантує збереження анатомічних структур. Особливо це стосується розвиненої ригідності стегна, його широкого рубцювання після раніше проведених операцій і травм, а також питання про необхідність відновлення біомеханіки при диспластичних високих вивихах кульшового суглоба з утворенням вторинної кульшової западини [35].

Невідповідний розмір голівки протеза може збільшити ризик вивиху та прискорити пошкодження його кульшової западини. Безсумнівно, голівки більшого діаметра знижують ризик вивиху, забезпечуючи більшу конгруентність. Проте одночасно вони зменшують діапазон рухів, ставлячи під загрозу рух імплантату в екстремальних положеннях суглоба [36].

## Наслідки вивиху протеза кульшового суглоба

Вивих стегна після тотального ендопротезування призводить до тяжких наслідків. Це може спричинити велике пошкодження м'яких тканин, включно з утворенням рубця навколо суглоба та залишків його капсули, м'язів та їх прикріплень, сприяючи переломам кісток, втраті кісткової тканини й порушенню цілісності та стабільності імплантату. При репозиції втрата стабілізаторів може легко повторитися. Наслідки вивиху також включають авульсивні переломи, великі рубці та гетеротопічну осифікацію [37].

## Передопераційне планування

Ретельне передопераційне планування, використання найбільш оптимального для конкретного випадку імплантату та хірургічного доступу, а також адекватна програма післяопераційної реабілітації в поєднанні з навчанням пацієнтів відіграють найважливішу роль у запобіганні вивиху.

Деякі метааналізи показали, що найбільш ефективними та найменш ризикованими хірургічними підходами є відповідні малоінвазивні методи імплантації, за яких зберігаються м'які тканини та застосовуються імплантати з більшим діаметром голівки [38], оскільки їх дислокація потребує більшої сили для дестабілізації імплантату [39, 40]. Тому біполярні протези та протези з великими голівками менш схильні до вивиху [41]. Через це їх зазвичай

імплантують пацієнтам із нервово-м'язовими розладами [42]. Їхньою додатковою перевагою є збільшена площа контакту між робочими частинами, що знижує чисте навантаження на поверхню (тиск), мінімізуючи таким чином ризик їх стирання (абразії), фрагментації та прилипання (адгезії). Стирання та фрагментація поліетиленової вставки порушує конгруентність імплантату, знижуючи його стійкість до вивиху. За таких обставин імплантат потрібно замінити якнайшвидше. На жаль, при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба більший діаметр голівки зменшує діапазон рухів у суглобах. Його зіткнення з краєм кульшової западини у крайніх положеннях суглоба може зрушити голівку, що призведе до вивиху.

Голівки більшого діаметру (наприклад, 32 мм) легше конфліктують з кульшовою западиною, ніж менші (28 мм). Крім того, їх застосування вимагає використання поліетиленових вставок меншої товщини, що ставить під загрозу їх довговічність [43, 44]. Тому кожному розміру голівки слід приписати точний діаметр кульшової западини [45]. Також варто відзначити, що співвідношення між діаметром голівки протеза та шириною шийки його ніжки має бути збережено, оскільки поєднання маленької голівки з широкою шийкою ніжки підвищує ризик вивиху імплантату.

Найпоширенішим ускладненням тотального ендопротезування кульшового суглоба є вивих стегна, що обумовлено нестабільністю протеза, а нестабільність останнього потребує подальшої ревізії імплантату. Щоб уникнути ризику нестабільності, була розроблена концепція подвійної мобільності протезів стегна. Дослідження показали, що подвійна мобільність має статистично значуще нижчу частоту вивихів порівняно зі стандартним тотальним ендопротезуванням. Його застосування є особливо перспективним у пацієнтів із високим ризиком переломів шийки стегнової кістки. Подвійна мобільність є дешевшою та зручнішою, ніж стандартні пари тертя при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба.

## Висновки

Таким чином, ідея індивідуалізації вибору імплантату, що включає вибір імплантатів, *найбільш оптимальних для пацієнта, який проходить тотальне ендопротезування кульшового суглоба*, з огляду на його рівень активності й очікувань, стає все більш популярною. Ретельний біомеханічний аналіз показав, що загальноприйняті правила вибору рекомендованого імплантату й імплантації не виключають конфлікту між його елементами або між стегновою кісткою та кісткою таза. Ретельна й делікатна підготовка тканин, збереження м'язів і їх прикріплень, уникнення звільнення м'язових прикріплень і остеотомій, а також їх ретельне повторне прикріплення та стабілізація дають змогу уникнути подальших дисфункцій, що призводять до вивиху. М'язова недостатність, якщо вона є, а також конгруентність суглобів можуть бути поліпшені шляхом корекції зсуву імплантату. Належний післяопераційний

догляд, спрямований на вироблення та зміцнення ба-  
жаних рухових звичок, навчання пацієнта щодо змі-  
щення імплантату й адекватних профілактичних захо-  
дів, мінімізація ризику й негативного впливу супутніх  
захворювань, які збільшують ризик додаткових травм,  
можуть запобігти цьому ускладненню.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсут-  
ність конфлікту інтересів та власної фінансової заці-  
кавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

- Gausden E.B., Parhar H.S., Popper J.E., et al. Risk factors for early dislocation following primary elective total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty*. 2018. 33(5). 1567-71.
- Lu Y., Xiao H., Xue F. Causes of and treatment options for dislocation following total hip arthroplasty. *Exp. Ther. Med*. 2019. 18(3). 1715-22.
- Talbot N.J., Brown J.H., Treble N.J. Early dislocation after total hip arthroplasty: Are postoperative restrictions necessary? *J. Arthroplasty*. 2002. 17(8). 1006-8.
- Bhaskar D., Rajpura A., Board T. Current concepts in acetabular positioning in total hip arthroplasty. *Indian J. Orthop*. 2017. 51(4). 386-96.
- Meermans G., Doorn J.V., Kats J.J. Restoration of the centre of rotation in primary total hip arthroplasty: The influence of acetabular floor depth and reaming technique. *Bone Joint J*. 2016. 98-B. 1597-603.
- Fessy M.H., Putman S., Viste A., et al. What are the risk factors for dislocation in primary total hip arthroplasty? A multicenter case-control study of 128 unstable and 438 stable hips. *Orthop. Traumatol. Surg. Res*. 2017. 103(5). 663-68.
- Dargel J., Oppermann J., Brüggemann G.P., Eysel P. Dislocation following total hip replacement. *Dtsch Arztebl Int*. 2014. 111(51-52). 884-90.
- Masonis J.L., Bourne R.B. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin. Orthop. Relat. Res*. 2002. 405. 46-53.
- Jurkutat J., Zajonz D., Sommer G., et al. The impact of capsular repair on the risk for dislocation after revision total hip arthroplasty — a retrospective cohort-study of 259 cases. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018. 19(1). 314.
- Perka C., Haschke F., Tohtz S. [Dislocation after total hip arthroplasty]. *Z. Orthop. Unfall*. 2012. 150(2). 89-105 [in German].
- Patel P.D., Potts A., Froimson M.I. The dislocating hip arthroplasty: Prevention and treatment. *J. Arthroplasty*. 2007. 22(4, Suppl.1). 86-90.
- Al-Amiry B., Mahmood S., Krupic F., Sayed-Noor A. Leg lengthening and femoral-offset reduction after total hip arthroplasty: Where is the problem — stem or cup positioning? *Acta Radiol*. 2017. 58(9). 1125-31.
- Spina M., Scalvi A. Periprosthetic fractures of the proximal femur within first year of the index hip prosthesis. *Acta Biomed*. 2020. 91(3). e2020060.
- Bissias C., Kaspiris A., Kalogeropoulos A., et al. Factors affecting the incidence of postoperative periprosthetic fractures following primary and revision hip arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *J. Orthop. Surg. Res*. 2021. 16(1). 15.
- Kumar A., Nagai H., Oakley J., et al. Short to long term outcomes of 154 cemented total hip arthroplasties in ankylosing spondylitis. *J. Clin. Orthop. Trauma*. 2020. 14. 34-39.
- Esposito C.I., Carroll K.M., Sculco P.K., et al. Total hip arthroplasty patients with fixed spinopelvic alignment are at higher risk of hip dislocation. *J. Arthroplasty*. 2018. 33(5). 1449-54.
- Heckmann N., McKnight B., Stefl M., et al. Late dislocation following total hip arthroplasty: Spinopelvic imbalance as a causative factor. *J. Bone Joint Surg. Am*. 2018. 100(21). 1845-53.
- Gausden E.B., Parhar H.S., Popper J.E., et al. Risk factors for early dislocation following primary elective total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty*. 2018. 33. 1567-71.
- Lu Y., Xiao H., Xue F. Causes of and treatment options for dislocation following total hip arthroplasty. *Exp. Ther. Med*. 2019. 18(3). 1715-22.
- Sanders S., Tejwani N., Egol K.A. Traumatic hip dislocation — a review. *Bull. NYU Hosp. Jt Dis*. 2010. 68(2). 91-96.
- Queally J.M., Abdulkarim A., Mulhall K.J. Total hip replacement in patients with neurological conditions. *J. Bone Joint Surg. Br*. 2009. 91(10). 1267-73.
- Soong M., Rubash H.E., Macaulay W. Dislocation after total hip arthroplasty. *J. Am. Acad. Orthop. Surg*. 2004. 12(5). 314-21.
- Kunutsor S.K., Barrett M.C., Beswick A.D., et al. Risk factors for dislocation after primary total hip replacement: Meta-analysis of 125 studies involving approximately five million hip replacements. *Lancet Rheumatol*. 2019. 1(2). e111-21.
- Herrmann S., Kluess D., Kaehler M., et al. A novel approach for dynamic testing of total hip dislocation under physiological conditions. *PLoS One*. 2015. 10(12). e0145798.
- Krismer M. Sports activities after total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev*. 2017. 2(5). 189-94.
- Aziz K.T., Best M.J., Naseer Z., et al. The association of delirium with perioperative complications in primary elective total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Surg*. 2018. 10(3). 286-91.
- Kheir M.M., Kheir Y.N.P., Tan T.L., et al. Increased complications for schizophrenia and bipolar disorder patients undergoing total joint arthroplasty. *J. Arthroplasty*. 2018. 33(5). 1462-66.
- Tsai C.H., Muo C.H., Hung C.H., et al. Disorder-related risk factors for revision total hip arthroplasty after hip hemiarthroplasty in displaced femoral neck fracture patients: A nationwide population-based cohort study. *J. Orthop. Surg. Res*. 2016. 11(1). 66.
- Liu Q., Cheng X., Yan D., Zhou Y. Plain radiography findings to predict dislocation after total hip arthroplasty. *J. Orthop. Translat*. 2019. 18. 1-6.
- Ding Z.C., Zeng W.N., Mou P., et al. Risk of dislocation after total hip arthroplasty in patients with Crowe type IV developmental dysplasia of the hip. *Orthop. Surg*. 2020. 12(2). 589-600.
- Fetto J.F. A dynamic model of hip joint biomechanics: The contribution of soft tissues. *Adv. Orthop*. 2019. 2019. 5804642.
- Shi X.T., Li C.F., Han Y. et al. Total hip arthroplasty for Crowe type IV hip dysplasia: Surgical techniques and postoperative complications. *Orthop. Surg*. 2019. 11(6). 966-73.

33. Xie J., Zhang H., Wang L., et al. Comparison of supercapsular percutaneously assisted approach total hip versus conventional posterior approach for total hip arthroplasty: A prospective, randomized controlled trial. *J. Orthop. Surg. Res.* 2017. 12(1). 138.
34. Blom A.W., Hunt L.P., Matharu G.S., et al. The effect of surgical approach in total hip replacement on outcomes: An analysis of 723,904 elective operations from the National Joint Registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. *BMC Med.* 2020. 18(1). 242.
35. Greber E.M., Pelt C.E., Gililland J.M., et al. Challenges in total hip arthroplasty in the setting of developmental dysplasia of the hip. *J. Arthroplasty.* 2017. 32. S38-44.
36. Schmidt A.H., Leighton R., Parviz J., et al. Optimal arthroplasty for femoral neck fractures: is total hip arthroplasty the answer? *J. Orthop. Trauma.* 2009. 23(6). 428-33.
37. Li L., Xiang S., Wang B., et al. Dead muscle tissue promotes dystrophic calcification by lowering circulating TGF- $\beta$ 1 level. *Bone Joint Res.* 2020. 9(11). 742-50.
38. Pincus D., Jenkinson R., Paterson M., et al. Association between surgical approach and major surgical complications in patients undergoing total hip arthroplasty. *JAMA.* 2020. 323(11). 1070-76.
39. Ertaş E.S., Tokgözoğlu A.M. Dislocation after total hip arthroplasty: Does head size really matter? *Hip Int.* 2021. 31(3). 320-27.
40. Miettinen S.S.A., Mäkinen T.J., Laaksonen I., et al. Dislocation of large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty and hip resurfacing arthroplasty. *Hip Int.* 2019. 29(3). 253-61.
41. Fahad S., Nawaz Khan M.Z., Aqueel T., Hashmi P. Comparison of bipolar hemiarthroplasty and total hip arthroplasty with dual mobility cup in the treatment of old active patients with displaced neck of femur fracture: A retrospective cohort study. *Ann. Med. Surg. (Lond).* 2019. 45. 62-65.
42. Liu Y., Sun J., Wang T., et al. [Effectiveness of total hip arthroplasty in the treatment of involved hips in patients with ankylosing spondylitis]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2017. 31(1). 25-30 [in Chinese].
43. Stroh D.A., Issa K., Johnson A.J., et al. Reduced dislocation rates and excellent functional outcomes with large-diameter femoral heads. *J. Arthroplasty.* 2013. 28(8). 1415-20.
44. Kung P.L., Ries M.D. Effect of femoral head size and abductors on dislocation after revision THA. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2007. 465. 170-74.
45. Kotwal R.S., Ganapathi M., John A., et al. Outcome of treatment for dislocation after primary total hip replacement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2009. 91(3). 321-26.
46. Cuthbert R., Wong J., Mitchell P., Kumar Jaiswal P. Dual mobility in primary total hip arthroplasty: Current concepts. *EFORT Open Rev.* 2019. 4(11). 640-46.

Отримано/Received 03.04.2023

Рецензовано/Revised 14.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 23.04.2023 ■

**Information about authors**

Igor Zazirnyi, MD, PhD, Head of the Centre of Orthopaedics, Traumatology and Sport Medicine, Clinical Hospital "Feofaniya" of the Agency of State Affairs, Kyiv, Ukraine; e-mail: zazirnyi@ukr.net; phone: +380 (67) 756-32-47; fax: +380 (44) 259-67-68; <https://orcid.org/0000-0001-7890-1499>

Davyd Borodiuk, resident of the Centre of Orthopaedics, Traumatology and Sport Medicine, Clinical Hospital "Feofaniya" of the Agency of State Affairs, Kyiv, Ukraine; e-mail: zazirnyi@ukr.net; phone: +380 (67) 756-32-47; fax: +380 (44) 259-67-68; <https://orcid.org/0009-0000-2108-9970>

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

I.M. Zazirnyi, D.V. Borodiuk

Clinical Hospital "Feofaniya" of the Agency of State Affairs, Kyiv, Ukraine

### Reducing the number of hip dislocations after total hip arthroplasty based on the study of the mechanisms of their development

**Abstract.** Total hip arthroplasty is one of the most effective surgical interventions that improves quality of life, increases a range of motion, and reduces pain in patients with degenerative hip joint disease. Total hip arthroplasty allows patients to return to daily social and professional activities. Thus, it is currently the best approach to the treatment of several chronic conditions affecting the hip joint, including osteoarthritis, avascular necrosis of the femoral head, and traumatic injuries to the femoral head and neck. The purpose of this study was to show the mechanisms of hip dislocation in the presence of a hip endoprosthesis, associated risk factors and factors that reduce the risk of dislocation, as well as its consequences and methods for minimization. Hip dislocation is a common complication following total hip arthroplasty. It is the cause of 2 to 3 % of failures of

primary replacements, increasing even to 10 % in extreme cases in patients highly predisposed to this condition. In general, technical errors during implant placement are the cause of dislocation. The measures taken to prevent complications include activities aimed to the correct implant insertion and selection of the most appropriate type of implant for the patient, depending on individual needs. This work summarized the current knowledge about hip dislocation to help surgeons understand the changes in the hip biomechanics after its replacement and the impact of each element involved. This knowledge may help a surgeon to choose the most favorable surgical method and the most appropriate implant to reduce the risk of its dislocation.

**Keywords:** total hip arthroplasty; hip dislocation; hip prosthesis

## Гострий посттравматичний біль: сучасні підходи до знеболювання

Проблема лікування посттравматичного болю залишається актуальною як у нашій країні, так і за кордоном. Згідно з результатами багатьох досліджень, від посттравматичного больового синдрому страждають від 30 до 75 % пацієнтів, і цей біль має високий ризик переходу в хронічний біль. За даними Національного центру статистики охорони здоров'я США, гострий посттравматичний біль щорічно реєструється у 4,3 млн американців, 50 % з них вважають посттравматичне знеболювання неадекватним. 80 % летальних випадків у хірургії пов'язані не з якістю виконаного хірургічного втручання, а з дефектами ведення періопераційного періоду, у тому числі з неадекватним знеболюванням.

Як свідчать клінічні дослідження останніх років, для ефективного лікування посттравматичного болю й запобігання хронізації больового синдрому слід використовувати мультимодальну аналгезію (ММА) — сумісне введення декількох аналгетиків, що впливають на різні, але комплементарні фармакологічні мішені. Таким чином доза різних лікарських препаратів може бути знижена, що дає кращий знеболювальний ефект і зменшує побічну дію препаратів.

30 вересня за підтримки Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів», ГО «Українська асоціація медичної освіти», Видавничого дому «Заславський», журналу «Травма», журналу «Вісник ортопедії, травматології та протезування», медичного порталу <http://www.mif-ua.com/> відбулася науково-практична конференція «Вибрані питання ортопедії. Патологія в ділянці ліктьового суглоба. Генезис, діагностика, лікування». У рамках цього заходу розглядалися актуальні питання сучасної діагностики й лікування переломів, дегенеративно-дистрофічних уражень ліктьового суглоба, менеджменту болю при остеоартриті та сучасні підходи до знеболювання.

З доповіддю «Гострий посттравматичний біль: сучасні підходи до знеболювання» виступив Сергій Павлович Чорнобай (ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»).

Біль — це неприємне сенсорне й емоційне переживання, що пов'язане з дійсним або потенційним пошкодженням тканин або описується в термінах такого пошкодження. За тривалістю його класифікують на гострий біль, який існує до 3 місяців і пов'язаний

з пошкодженням, і хронічний біль, який зберігається або повторюється від 3 місяців, не пов'язаний з пошкодженням.

До короткострокових негативних наслідків гострого болю належать емоційні й фізичні страждання пацієнта, порушення сну (з негативним впливом на настрої і рухливість), побічні ефекти з боку серцево-судинної системи (гіпертонія і тахікардія), збільшення споживання кисню (негативно впливає в разі ішемічної хвороби серця), порушення моторики кишечника (запор або нудота), негативні наслідки для дихальної функції (ателектази, зниження секреції бронхів, пневмонії), іммобілізація (сприяє розвитку тромбоемболії). Сильний гострий біль, який не повністю усувається, є плацдармом для розвитку хронічного болю.

Активація ноцицепторів в умовах пошкодження тканин здійснюється хімічними речовинами (алгогенами) за допомогою рецептор-опосередкованого механізму. Тканинні алгогени виділяються в позаклітинне середовище при пошкодженні мембран клітин — інтерлейкіни, простагландини, лейкотрієни, тромбокساني, фактор некрозу пухлини. В іншу групу входять алгогени плазми крові (брадикінін, калідин), які, виділяючись із крові в тканини, взаємодіють з ноцицепторами локально в ділянці пошкодження. Третю групу становлять алгогени, що виділяються з периферичних закінчень С-волокон (субстанція Р, нейрокінін А, кальцигенін). У більшості випадків алгогени реалізують свою збудливу дію на ноцицептори за допомогою взаємодії з відповідними мембранними рецепторними комплексами.

При пошкодженні тканини з мембран зруйнованих клітин виділяються фосфоліпіди, з яких під дією ферменту фосфоліпази А утворюється арахідонова кислота. У подальшому можливі два шляхи перетворення арахідонової кислоти: циклооксигеназний (ЦОГ) і ліпоксигеназний (ЛОГ). У результаті активації ЦОГ синтезуються простагландини PGH<sub>2</sub>, які за допомогою простациклінасинтази розщеплюються до простациклінів PGI<sub>2</sub>, які інгібують агрегацію тромбоцитів і викликають розширення судин; тромбоксанів, які сприяють агрегації тромбоцитів і звуженню дрібних судин; простагландинів PGD<sub>2</sub>, PGF<sub>2</sub>, PGE<sub>2</sub>, що призводять до болю, запалення, лихоманки, регулюють тонус гладеньких м'язів (бронхи, шлунково-кишковий тракт



(ШКТ), судини), забезпечують захист клітин шлунка від соляної кислоти. Лейкотрієни, які утворюються внаслідок дії ліпоксигенази на арахідонову кислоту, відповідають за міграцію клітин у вогнище запалення, підвищення проникності судин у цій зоні, скорочення мускулатури бронхів.

Формування больового відчуття забезпечується багаторівневою ноцицептивною системою, що включає мережу периферичних ноцицепторів і центральних нейронів, розташованих у різних структурах центральної нервової системи, які реагують на пошкодження.

Основні рівні формування больового синдрому включають такі послідовні ланки:

1. Трансдукція — процес сприйняття, трансформації та кодування ноцицептивної інформації рецепторами нервової системи, тобто формування первинного больового імпульсу.

2. Трансмісія — передача ноцицептивних імпульсів по аферентних аксонах із зони ушкодження в спинний мозок, із нього по спіноталамічному шляху — в стовбурову частину головного мозку і ядра таламуса.

3. Модуляція — пригнічення інтернейронами II пластини задніх рогів спинного мозку вивільнення нейротрансмітерів з ноцицептивних нейронів, тобто перешкоджання активації нейронів 2-го порядку.

4. Перцепція — обробка ноцицептивної інформації в корі головного мозку, формування відчуттів та емоційно-афективних компонентів болю.

Діяльність складно організованої ноцицептивної системи контролюється ендегенною системою гальмування проведення ноцицептивних сигналів, або антиноцицептивною системою (АНС). При зникненні джерела болю активність АНС забезпечує затихання больових відчуттів. Центральне місце в антиноцицептивній системі посідають нейрони, які містять ендегенні опіати — опіоїдні пептиди (морфін, мет- і лейкефалін). Свою функцію опіоїдні пептиди реалізують через опіоїдні рецептори, які розташовані на мембранах ноцицептивних нейронів.

Розрізняють 3 типи опіоїдних рецепторів:

—  $\mu$  (мю) — відповідальні за центральну аналгезію, пригнічення дихання, ейфорію, пригнічення моторики ШКТ, заспокоєння;

—  $\delta$  (дельта) — відповідальні за спінальну аналгезію, пригнічення дихання, задишку, заспокоєння, зміну настрою;

—  $\kappa$  (каппа) — відповідальні за дисфорію та психоміметичні прояви.

Механізм болезаспокійливої дії опіоїдів пов'язаний із пре- і постсинаптичним гальмуванням ноцицептивних нейронів на різних рівнях центральної нервової системи. Вважається доведеним, що аналгетична дія опіатів і опіоїдів обумовлена активацією як спінальних, так і супраспінальних механізмів. При тривалому впливі джерела болю АНС виснажується і біль стає хронічним.

Відомо, що:

— концентрація ендегенних опіоїдів у післяопераційних пацієнтів вночі приблизно в 2 рази нижче, ніж

у здорових осіб, що може бути поясненням недостатнього тону ендегенної антиноцицептивної системи в нічний час доби;

— патологічна зміна больової чутливості, аж до вродженої гіпералгезії або до спонтанних больових відчуттів, може бути пов'язана зі зміною тону ендегенної антиноцицептивної системи, зокрема порушенням виділення ендегенних опіоїдних пептидів.

Хоча в організмі постійно функціонує антиноцицептивна система, її ендегенних біологічно активних речовин недостатньо, щоб повністю усунути біль. Тому одну з ключових позицій посідають знеболювальні препарати, що стимулюють активність антиноцицептивної системи, посилюючи гальмування проведення болю і зменшуючи його емоційний прояв.

Тяжкість післяопераційного болю є основним фактором розвитку хронічного післяопераційного болю при різних хірургічних процедурах, хоча як тривалість, так і його інтенсивність різняться залежно від різних хірургічних процедур.

Наприклад, у проспективне послідовне обсерваційне дослідження (Andersen L.G. et al., 2022) було включено 50 пацієнтів для тотального ендопротезування колінного суглоба із застосуванням малоінвазивних технік з мультимодальним режимом знеболювання, який складався з інфільтрації місцевими анестетиками під час операції і перорального застосування целекоксибу (по 200 мг 2 р/д), габапентину (300 мг вранці + 600 мг на ніч) і парацетамолу (1 г 3 р/д) протягом 6 днів після операції. Лікуванням больового синдрому із 7-го дня займався лікар загальної практики. Після тотального ендопротезування колінного суглоба 52 % пацієнтів повідомили про помірний біль (візуальна аналогова шкала (ВАШ) 30–59 мм), а 16 % — про сильний біль (ВАШ  $\geq$  60 мм) при ходьбі через 1 місяць після операції з одночасним збільшенням вживання сильних опіоїдів.

Інтенсивність болю в ранньому післяопераційному періоді та пізніше хірургічне втручання підвищують ризик виникнення хронічного болю після артропластики колінного суглоба. У рандомізованому клінічному дослідженні взяли участь 855 хворих: 648 (75,7 %) — з первинним ендопротезуванням, 137 (21,1 %) — із двостороннім ендопротезуванням і 70 (8,2 %) — з ревізійним ендопротезуванням. Гіпотеза цього дослідження полягала в тому, що чим більшим є пошкодження тканини, тим вищою є поширеність болю.

Результати дослідження продемонстрували, що тип операції не пов'язаний з поширеністю хронічного болю. Але якщо його ступінь протягом першого післяопераційного тижня був від помірного до нестерпного, то ризик розвитку хронічного болю був у 3–10 разів вищим порівняно з пацієнтами, які скаржилися на помірний біль у той самий період. Іншими факторами ризику була тривала наявність передопераційного болю і жіноча стать.

22,5 % хворих із хронічним болем відзначають його зв'язок з місцем хірургічного втручання. Майже 2/3 пацієнтів повідомляють про щонайменше помірний біль через 12 місяців після травми, а 3 із 4 пацієнтів ствер-

джують, що біль заважає повсякденному життю, роботі, супроводжується когнітивними, психологічними й емоційними розладами, особливо зі зниженням самооцінки й розвитком депресії.

За оцінками епідеміологічних досліджень, 38 мільйонів людей в Європі щороку звертаються до відділень невідкладної медичної допомоги у зв'язку з травматичною подією, з них 5 мільйонів госпіталізуються. **Біль є одним з основних симптомів щонайменше в 90 % випадків травми, але пацієнти повідомляють про неадекватне його усунення. У багаточисельному дослідженні, проведеному в США і Канаді, 74 % пацієнтів були виписані з відділень невідкладної допомоги з помірним або сильним болем.**

Цілями ефективного й належного знеболювання посттравматичного гострого болю є поліпшення якості життя пацієнта, сприяння швидкому відновленню, повернення всіх функцій і зниження частоти ускладнень. На сьогодні для їх досягнення використовують сучасну стратегію знеболювання — мультимодальну аналгезію.

Мультимодальна аналгезія — це використання декількох різних знеболюючих препаратів або методик для одночасного впливу на різні ланки формування, проведення і сприйняття больового імпульсу, таким чином зменшують гострий післяопераційний біль і реакцію на хірургічний стрес, а також потенційно впливають на ланцюжок подій, які можуть призвести до хронізації післяопераційного болю (Chen Y.-Y.K., 2021).

У результаті хірургічного пошкодження активуються периферичні ноцицептори, які посилають імпульси до ноцицептивних шляхів у спинномозкових і супраспінальних ділянках центральної нервової системи. Постійна стимуляція, ацидоз і запалення в місці пошкодження підживлюють підвищену збудливість і викликають спонтанне збудження периферичних ноцицепторів.

Реакція на хірургічну травму також включає зміни в експресії генів у клітинних тілах периферичних ноцицепторів (у межах дорсального кореневого ганглія), які лежать в основі більш тривалої збудливості й передачі ноцицептивного сигналу. При постійній передачі цих ноцицептивних сигналів може виникати центральна сенситизація на рівні спинного мозку. Ступінь активації, викликаной хірургічним втручанням, а також реакція оточуючих імунних, стромальних і гліальних клітин як на периферії, так і в спинному мозку впливає на ступінь і тривалість болю, а також на його перехід у хронічний стан.

Низка досліджень вказують на те, що до специфічних хірургічних факторів, які збільшують ризик розвитку хронічного післяопераційного болю, належить більш тривалий термін хірургічного втручання і використання відкритого доступу порівняно з лапароскопічним. Крім того, підвищення ризику розвитку хронічного болю може бути пов'язаним із соціоциальними факторами — високим передопераційним рівнем тривожності або депресії, порушенням сну і соціалізацією.

Використання ММА для досягнення адекватного знеболювання дозволяє отримати очікувані результати без збільшення побічних ефектів порівняно з підвищеними дозами одного препарату, а також зменшити необхідність призначення ін'єкційних (сильних) опіоїдів.

Призначення ММА для зменшення гострого післяопераційного болю знайшло своє відображення в протоколах ERAS — програмі прискореного відновлення пацієнтів після хірургічного втручання. У рекомендаціях ERAS відзначається, що гострий післяопераційний біль при травмах опорно-рухового апарату є однією з основних причин, яка впливає на відновлення після операції, а його достатній контроль потрібен для прискорення швидкості одужання. Роль епідуральної анестезії (ЕДА) як золотого стандарту торакоабдомінальної хірургії та хірургії нижніх кінцівок останнім часом ERAS ставить під сумнів, оскільки побічні ефекти ЕДА, такі як нестабільність гемодинаміки, рухова блокада й затримка сечі, можуть перешкоджати швидкому відновленню після хірургічних втручань. При цьому стверджується, що вибір мультимодальної аналгезії, що включає парацетамол і нестероїдні протизапальні препарати (НПЗП), у поєднанні з регіонарними блокадами нервів або інфільтрацією рани забезпечує достатнє післяопераційне знеболювання, порівнянне з ЕДА, знижує потребу в опіоїдах і забезпечує більш швидку реабілітацію та підвищення задоволеності пацієнтів після хірургічних втручань.

У роботі В.А. Maiese (2017) оцінювалося використання ММА в хірургії стопи і гомілковостопного суглоба. Було виявлено, що використання ММА зменшує біль у перші 24 год після операції та тривалість перебування пацієнтів в стаціонарі. При операціях на хребті ММА, на відміну від стандартного режиму лікування, привела до поліпшення мобілізації (Mathiesen O., 2013). Після операції з приводу спондилозу поперекового відділу (Kim S.I., 2016) ММА знижувала показники ВАШ в усі моменти часу після операції.

У дослідженні M. Sepahvand et al. (2019) вивчалась ефективність ММА у 240 пацієнтів із травмами опорно-рухового апарату у відділенні невідкладної допомоги в Ірані. Результати дослідження продемонстрували, що середня інтенсивність болю через 30 і 60 хв після лікування значно знизилася в групі, яка отримувала ММА. Її застосування забезпечувало зниження інтенсивності гострого болю, підвищення задоволеності пацієнтів, поліпшення роботи медичного персоналу й скорочення потенційних затримок у знеболюванні при збереженні безпеки.

Економічна ефективність ММА у пацієнтів, які перенесли ендопротезування суглобів, оцінювалась у двох рандомізованих контрольованих дослідженнях. В обох випадках її використання було виявлено зниження лікарняних витрат, безпосередньо пов'язаних з медикаментозним лікуванням, і загальних витрат на перебування пацієнта в лікарні.

Ефективність ММА в лікуванні гострого болю стоїть й інших операційних втручань. Так, у рандо-

мізованому контрольованому дослідженні Recart et al. було показано, що ММА у пацієнтів з нефректомією є оптимальною опцією для контролю гострого болю, мінімізації післяопераційних побічних ефектів, скорочення післяопераційного періоду, перебування в лікарні та збільшення задоволеності пацієнтів.

Markham et al. оцінили вплив використання стандартизованого періопераційного мультимодального анагетичного протоколу на полегшення відновлення пацієнтів після операції на серці, що вимагала серцево-легеневого шунтування. У цьому дослідженні «випадок — контроль» більша частка пацієнтів у групі мультимодальної аналгезії (48 % проти 4 % у групі стандартного лікування) були екстубовані в операційній і потребували меншої кількості сильних опіоїдних препаратів в післяопераційному періоді (27,3 проти 51,7 в еквівалентах морфіну).

У когортному дослідженні K.L. Hamrick et al. (2019) при порівнянні різних режимів знеболювання з ММА у пацієнтів із травмами в критичному стані було доведено, що пацієнти, які отримували 3 або більше мультимодальних препарати, мали меншу кумулятивну дозу перорального еквіваленту морфіну (116,3 мг, IQR від 52,5 до 496,5 мг) порівняно з тими, хто приймав від 1 до 2 мультимодальних препаратів (363 мг, IQR від 115,5 до 743 мг) або 0 мультимодальних препаратів (479 мг, IQR від 185 до 736,5 мг),  $p = 0,024$ .

Ці дані також узгоджуються з результатами французького дослідження (Payen et al., 2013), яке продемонструвало, що використання мультимодальної аналгезії в пацієнтів зі штучною вентиляцією легень у критичному стані може зменшити вживання сильних опіоїдів і пов'язані з ними побічні ефекти і навіть допомогти уникнути їх.

У роботі G.E. Nattou et al. (2021) порівнювався вплив ММА на адекватність знеболювання в пацієнтів похилого і молодого віку після травми, а також зменшення використання сильних опіоїдів у зв'язку з ММА. З цією метою був проведений вторинний аналіз дослідження MAST, що оцінював ефективність двох мультимодальних схем знеболювання в 1561 пацієнта з травмами віком від 16 до 96 років.

Результати аналізу показали, що пацієнти літнього віку ( $n = 562$ ) порівняно з молодими пацієнтами ( $n = 999$ ) мали нижчі показники тяжкості травми (13 [9–20] проти 14 [9–22],  $p = 0,004$ ), нижчі середні показники болю (NRS 3 [1–4] проти 4 [2–5],  $p < 0,001$ ) і споживання меншої кількості сильних опіоїдів на день (22 [10–45] проти 52 [28–78],  $p < 0,001$ ). ММА виявилася ефективною в контролі гострого болю та зниженні споживання опіоїдів у будь-якому віці. Крім того, при багатофакторному аналізі, що включав коригування оцінки болю, було продемонстровано, що на кожне десятиліття після 55 років відбувається зниження дози опіоїдів приблизно на 23 %.

Настанова з клінічної практики лікування болю, тривоги і делірію (JTS CPG) запропонувала науково обґрунтовану основу для управління болем, тривогою і делірієм у бойових умовах. Згідно з рекомендаціями,

для надання допомоги будь-якому потерпілому слід створити міждисциплінарні центри, здатні оцінювати й забезпечувати оптимальне мультимодальне знеболювання. Упровадження цих рекомендацій у практику травматологів має вирішальне значення для забезпечення того, щоб пацієнти отримували незмінно якісну медичну допомогу в суворих умовах.

Відповідно до рекомендацій JTS CPG аналіз T. Sandeep et al. (2019) зосереджений на оцінці використання мультимодальної аналгезії і результатів знеболювання в бойових умовах. У це дослідження були включені 34 пацієнти, які звернулись у військовий госпіталь у Багдаді з приводу гострого болю в період з 10 лютого 2017 року по 27 лютого 2018 року. Більше ніж половина військовослужбовців для знеболювання отримували від двох анагетиків, найчастіше опіоїди і ацетамінофен, 88 % — регіонарну анестезію з використанням 17 різних методик. Для кожного пацієнта щоденно реєструвалися бали за шкалою оцінки болю захисників і ветеранів (DVPRS), фізичне функціонування і тривалість сну. Також оцінювалася кореляція взаємозв'язків між змінними, включно з клінічними характеристиками й показниками DVPRS.

Автори дослідження дійшли висновку, що мультимодальна аналгезія в постійно мінливій бойовій обстановці може забезпечити кращий контроль болю. Уже в перший день моніторингу середній бал інтенсивності болю за DVPRS становив 3 з 10 (IQR 0–5). Показники DVPRS мали прийнятну внутрішню узгодженість (альфа Кронбаха = 0,87; 95% ДІ 0,80–0,95). Зменшення інтенсивності болю корелювало з поліпшенням сну, активності, настрою і зменшенням рівня стресу.

Отже, все це свідчить на користь використання мультимодальної аналгезії для лікування посттравматичного болю. Призначення ММА забезпечує кращий контроль гострого болю, поліпшує післяопераційний період, прискорює відновлення після операції та поліпшує якість життя пацієнтів.

В якості прикладів Сергій Чорнобай поділився власним досвідом використання нового комбінованого анагетика — Біфок® ІС, який, на його думку, може розглядатися як препарат ПЕРШОЇ лінії при гострому болю.

**Клінічний випадок 1.** Пацієнт Р., 48 років. Надійшов з діагнозом «перелом основи 5-ї плеснової кістки правої стопи». Звернувся в день травми. При зверненні скаржився на сильний біль, що відповідав 6 балам за ВАШ. Для знеболювання призначено препарат Біфок® ІС по 1 таблетці 3 рази на день тривалістю 3 дні. Додатково призначено протинабрякову ферментну терапію, накладання гіпсової лонгети.

Початок знеболювання, за оцінкою пацієнта, відзначався через 35 хв після прийому першої таблетки препарату Біфок® ІС. Препарат добре переносився і не мав негативних наслідків.

Уже на перший день прийому препарату Біфок® ІС інтенсивність болю знизилась на 50 % від початкового рівня (до 3 балів за ВАШ), а на третій день інтенсивність болю знизилась на 67 % від початкового рівня (до

2 балів за ВАШ), що відповідало мінімальному рівню болю.

**Клінічний випадок 2.** Пацієнт С., 43 роки. Отримав травму в побуті. Встановлено діагноз: перелом латеральної кісточки. Від оперативного лікування пацієнт відмовився. При зверненні скаржився на максимальний біль, що відповідав 9 балам за ВАШ. Накладено гіпсову лонгету. Для знеболювання призначено препарат Біфок® ІС у максимальній добовій дозі — 2 таблетки 3 рази на день протягом 3 днів.

Пацієнт відзначив початок знеболювання вже через 30 хв після прийому першої дози препарату Біфок® ІС. Препарат добре переносився, його прийом не мав негативних наслідків.

На перший день призначення препарату Біфок® ІС інтенсивність болю знизилась на 44 % від початкового рівня (до 5 балів за ВАШ), на третій день інтенсивність болю знизилась на 67 % від початкового рівня (до 3 балів за ВАШ), що відповідало помірному болю.

**Клінічний випадок 3.** Пацієнт К., 28 років, футболіст. Отримав травму під час гри у футбол. По допомогу звернувся наступного дня. Встановлено діагноз: перелом правого надколінка без зміщення. При зверненні скаржився на максимальний біль, що відповідав 9 балам за ВАШ. Накладено ортопедичний тугор. З метою знеболювання призначено препарат Біфок® ІС у початковій дозі 1 таблетка 3 р/д. Після оцінки динаміки знеболювання з другого дня лікування доза препарату Біфок® ІС була збільшена до максимальної — 2 таблетки 3 р/день. Додатково призначено сератіопептидазу 10 мг 3 р/д.

Знеболювання, за оцінкою пацієнта, настало вже через 30 хв після першої таблетки препарату Біфок® ІС. Препарат добре переносився і не мав негативних наслідків. У перший день прийому препарату Біфок® ІС по 1 таблетці 3 р/д інтенсивність болю знизилась на 11 % від початкового рівня (до 8 балів за ВАШ). Після збільшення дози до 2 таблеток 3 р/день на другий день інтенсивність болю зменшилась на 67 % від початкового рівня, а на третій день — на 78 % (до 2 балів за ВАШ), що відповідало мінімальному рівню вираженості болю.

Препарат Біфок® ІС — на сьогодні єдина в Україні пероральна комбінація ібупрофену та кодеїну для швидкого й потужного знеболювання при гострому болю. 1 таблетка препарату Біфок® ІС містить у своєму складі ібупрофен у дозі 200 мг і кодеїн (у вигляді фосфату гемігідрату) у дозі 10 мг. Ібупрофен — неселективний НПЗП, усуває запалення і периферичний компонент болю за рахунок блокування ферментів ЦОГ-1 і ЦОГ-2, що призводить до зменшення синтезу простагландинів у місці ураження. Кодеїн — анагетик центральної дії, що пригнічує передачу больового сигналу в спинному мозку, а також стимулює ендogenous антиноцицептивну (протибольову) систему шляхом взаємодії з опіоїдними рецепторами.

Біфок® ІС дозволений дорослим і дітям з 12 років — по 1 таблетці кожні 4–6 год. Для посилення знеболювання дозу можна збільшити до 2 таблеток кожні 4–6 год, але не більше 6 таблеток на добу. Препарат

призначається коротким курсом — на 3 дні. У разі необхідності прийом препарату Біфок® ІС можна призначити на більш тривалий час.

За результатами масштабного метааналізу (Ibragim S. et al., 2023), який включав 56 рандомізованих клінічних досліджень і 9095 пацієнтів з гострим болем після екстракції зуба, було доведено, що ібупрофен з ацетамінофеном (200/400 мг + 500/1000 мг), ацетамінофен з оксикодоном (650 мг + 10 мг), ібупрофен (400 мг) і напроксен (400–440 мг) є найбільш ефективними в зниженні гострого болю серед включених у метааналіз анагетиків за 4-бальною шкалою. Початок знеболюючої дії ібупрофену 400 мг відзначався вже через 15 хв після прийому.

У подвійному сліпому багатоцентровому рандомізованому порівняльному дослідженні IPSO взяли участь 222 пацієнти з гострим болем у колінних і кульшових суглобах (від 50 до 100 мм за ВАШ). Ібупрофен призначався в дозі 400 мг 3 р/д, парацетамол — 1000 мг 3 р/д. Курс лікування становив 14 днів.

Динаміка зниження болю в перші 6 год після прийому і через 14 днів лікування була вірогідно кращою в групі ібупрофену порівняно з групою парацетамолу. Крім того, ібупрофен був більш ефективним за всіма трьома підшкалами WOMAC (біль, скутість і фізична функція) через 14 днів лікування. При цьому обидва препарати мали порівнянну добру переносимість.

У метааналізі N. Moore et al. (2015), у який були включені дані трьох ретроспективних досліджень, оцінювалися небажані лікарські реакції та взаємодії при використанні безрецептурних НПЗП. Його результати продемонстрували, що ібупрофен має найменше співвідношення шансів (СШ) розвитку кровотечі зі шлунково-кишкового тракту порівняно з диклофенаком, напроксеном, піроксикамом та індометацином. Але СШ збільшується зі збільшенням дози кожного препарату.

У сліпому багатоцентровому порівняльному клінічному дослідженні Pain Study взяли участь 8677 пацієнтів із слабким і помірним болем, які від 1 до 7 днів отримували лікування аспірином, ібупрофеном або парацетамолом. Первинною кінцевою точкою була кількість пацієнтів, у яких сталося хоча б одне значуще небажане явище. Результати дослідження показали, що переносимість ібупрофену була значно кращою за аспірин і була порівнянна з такою в парацетамолу. Частка небажаних явищ, які спостерігалися при прийомі аспірину, парацетамолу й ібупрофену, становила 18,2, 14,5 і 13,70 % відповідно.

Автори дослідження дійшли висновку, що ібупрофен може розглядатися як препарат першої лінії для короткочасного знеболювання, оскільки переноситься краще за аспірин і не має потенційного ризику передозування на відміну від парацетамолу.

Також у дослідженні Devid Sanchez-Matienzo (2006) ібупрофен мав один з найнижчих ризиків гепатотоксичності серед НПЗП з повідомленнями про такі випадки. Частота повідомлень про ураження печінки при використанні ібупрофену становила 0,21 %, тоді як для

німесуліду — 4,44 %, для бромфенаку — 1,77 %, для диклофенаку — 0,97 %.

За даними ВООЗ, у всьому світі кодеїн є найбільш широко і часто використовуваним опіатом у медицині. Кодеїн і його солі при пероральному прийомі швидко всмоктуються зі шлунково-кишкового тракту, його біодоступність становить 50 %. Кодеїн біотрансформується в печінці шляхом N- і O-деметилування, у результаті утворюються норкодеїн і морфін, які, у свою чергу, кон'югують з глюкуроновою кислотою і викликають аналгетичну дію. Період напіввиведення аналгетика становить 2–4 год. Кодеїн завдяки своїй ліпофільності швидко проникає крізь гематоенцефалічний бар'єр, пригнічує негативне сприйняття болю в корі головного мозку й проведення больового імпульсу в спинному мозку.

Взаємодія опіоїдного ліганду і  $\mu$ -рецептора запускає синтез вторинного посередника — ферменту ЦАМФ. Закриваються  $\text{Ca}^{++}$ -канали на пресинаптичній мембрані нейрона, що знижує викид збуджуючих нейромедіаторів (глутамату, субстанції P) і больову імпульсацію. Відкриваються  $\text{K}^{+}$ -канали на постсинаптичній мембрані. Це призводить до підвищення  $\text{K}^{+}$  у міжсинаптичній щілині, гіперполяризації постсинаптичної мембрани та зниження чутливості нейрона до збуджуючого впливу нейромедіаторів. Знижена нейронна збудливість зменшує передачу нервових імпульсів і викид нейротрансмітерів, що, у свою чергу, супроводжується ослабленням потоку больових імпульсів та їх перериванням.

Кодеїн змінює сприйняття гострого болю в головному мозку. На рівні лімбічної системи він викликає пригнічення структур, відповідальних за формування негативних емоційних реакцій на біль, і водночас збуджує структури системи «нагороди», що приводить до поліпшення настрою.

Кодеїн безпечний при короткочасному прийомі й у невеликих дозах, тому може широко застосовуватись для короткочасного знеболювання. Ризик розвитку залежності вкрай низький, якщо не перевищувати рекомендовану добову дозу (максимальна добова доза кодеїну до 240 мг) і тривалість прийому (не більше ніж 2 тижні).

У дослідженні H.J. McQuay (1989) автор доводить потенціювання аналгетичної дії кодеїну 20 мг додатковим призначенням ібупрофену в дозі 400 мг. Більше того, в еквіаналгетичних дозах у пацієнтів з гострим болем у стоматології поєднання ібупрофену і кодеїну виявилось більш ефективним порівняно з полікомпонентним аналгетиком, що містить парацетамол, кодеїн і кофеїн (McQuay H.J. et al., 1992).

У дослідженні V.V. Nicoda et al. вивчались ефективність і безпека призначення аналгетика на основі ібупрофену і кодеїну в післяопераційному періоді протягом 4 днів. У цьому дослідженні взяли участь 30 пацієнтів з гострим болем після малоінвазивних хірургічних втручань і травм опорно-рухового апарату.

Контрольними точками було визначення динаміки інтенсивності болю за ВАШ протягом перших 6 год після прийому препарату. Оцінка знеболювання проводилася за 4-бальною шкалою, за якою 0 балів відповідало відсутності ефекту, 1 — незначному, 2 — задовільному, 3 — доброму і 4 — повному знеболюванню. Також оцінювалася тривалість знеболювальної дії та курсу, необхідність у додатковому знеболюванні та кількість небажаних явищ.

Адекватне знеболювання було досягнуто у 87 % пацієнтів з гострим болем уже після першого прийому комбінації ібупрофену з кодеїном. 73 % хворих вказували на виражене знеболювання — зменшення болю не менше ніж у 2 рази порівняно з початковим рівнем. Зниження болю відмічалось з 30-ї хвилини після прийому препарату, максимальне знеболювання — через 1,5–2 год, середня тривалість знеболювання становила  $4,8 \pm 1,9$  год.

А після завершення курсу лікування комбінацією ібупрофену з кодеїном адекватне знеболювання було досягнуто в 97 % пацієнтів з гострим післяопераційним болем. При цьому відзначалася добра переносимість цієї комбінації протягом усього курсу лікування без необхідності відміни препарату.

Рациональною початковою дозою комбінації ібупрофену з кодеїном при гострому післяопераційному болю помірної або сильної інтенсивності є 2 таблетки, що містять разом 400 мг ібупрофену і 20 мг кодеїну, 3 р/день.

Отже, неадекватний контроль гострого болю є важливою проблемою сучасної медицини, що може мати несприятливі віддалені наслідки у вигляді хронізації болю і непрогнозованих ускладнень. Своєчасна активація ендогенної антиноцицептивної системи може значно поліпшити ефективність знеболювання, зменшити ймовірність недостатнього знеболювання і ризику хронізації болю. Для досягнення оптимального знеболювання використовуються два або більше аналгетики, які діють за різними механізмами. Це дозволяє отримати очікувані результати без збільшення побічних ефектів порівняно з підвищеними дозами одного препарату.

Включення препарату Біфок® ІС у схеми знеболювання пацієнтів після травматичних пошкоджень і проведення малоінвазивних хірургічних втручань дозволяє досягти швидкого й ефективного знеболювання завдяки одночасному впливу на ТРИ шляхи формування й посилення болю:

- усунення запалення і болю в місці ураження (периферичний компонент);
- блокування проведення болю в провідних шляхах спинного мозку та активація антиноцицептивної системи (центральный компонент);
- пригнічення сприйняття болю в корі головного мозку.

**Підготувала Тетяна Чистик** ■

Нехлопочин О.С., Вербов В.В., Чешук Є.В., Вороді М.В.  
ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України», м. Київ, Україна

## Значення заднього лігаментозного комплексу при травматичному ушкодженні ділянки грудопоперекового переходу

### Частина 1. Морфологія та біомеханіка

**Резюме.** Відповідно до сучасних уявлень одним з базових критеріїв стабільності хребетно-рухового сегмента при травматичному його ушкодженні є цілісність заднього лігаментозного комплексу (ЗЛК). Щодо ділянки грудопоперекового переходу (ГПП) як зони, найвразливішої для травматичних ушкоджень, при визначенні тактики терапії використовують Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score і клінічно орієнтовану класифікацію AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System, у якій стан ЗЛК є одним із трьох ключових параметрів. Уперше термін ЗЛК запропонував у 1963 р. F.W. Holdsworth. Однак лише широке впровадження в клінічну практику магнітно-резонансної томографії дало змогу повною мірою розкрити інформативність зазначеного параметра. До складу комплексу входять надостьова, міжостьова і жовта зв'язки і капсула фасеткових суглобів. Мета огляду: упорядкувати сучасні уявлення щодо морфології, біомеханічних особливостей, клінічної значущості й діагностичних можливостей виявлення ушкоджень ЗЛК при травматичних ушкодженнях ділянки ГПП. У першій частині детально розглянуто морфологічні й біомеханічні особливості ЗЛК зони ГПП. При описі морфології окремих зв'язок основну увагу приділено їхній протяжності, зонам фіксації та окремим шарам, якщо такі виділяють. Крім того, враховувалося взаємне анатомічне розташування структур, що розглядаються. Гістологічні особливості вказано лише в аспекті їхньої біомеханічної значущості. Аналіз даних літератури дав змогу упорядкувати дані, що характеризують біомеханічні параметри кожної зв'язки ЗЛК для кожного хребетно-рухового сегмента ділянки, що розглядається. Ураховували показники жорсткості, зусилля розриву, енергії руйнування, межі міцності й деформації, максимальної деформації та модуля пружності. Розглянуто особливості кривої «навантаження — деформація» зв'язкового апарату ділянки ГПП і методи розрахунку нелінійної зміни жорсткості кожної зв'язки ЗЛК у межах фізіологічних навантажень. Описано феномен переднавантаження і його клінічну значущість. Розглянуто деякі аспекти взаємодії елементів пасивної стабілізаційної системи при різних паттернах навантаження. Наведені в першій частині огляду дані можуть бути корисними для загального розуміння принципів біомеханіки хребетно-рухового сегмента і можуть використовуватись при побудові високодеталізованих комп'ютерних моделей.

**Ключові слова:** задній лігаментозний комплекс; грудопоперековий перехід; хребетно-руховий сегмент; морфологія; біомеханіка

## Вступ

Концепція стабільності хребта, розроблена М.М. Раджабі та співавт. у 1975 р., досі є одним з базових критеріїв для визначення стратегії терапії постраждалих із хребетно-спинномозковою травмою [1–3]. Щодо ділянки грудопоперекового переходу (ГПП) як зони, найуразливішої для травматичних ушкоджень, вико-

ристовують такі самі принципи, як і для грудопоперекового відділу хребта загалом. Інструментами для визначення загальних принципів лікування пацієнтів із травматичними ушкодженнями ГПП, які найвідоміші та широко використовуються нині в клінічній практиці, є шкала оцінки тяжкості ушкоджень Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score та клінічно орі-

ентована класифікація AOSpine Thoracolumbar Spine Injury Classification System, запропоновані A.R. Vaccaro та співавт. у 2005 і 2013 рр. відповідно [4, 5]. Крім кістково-травматичних змін, які легко диференціювати за допомогою сучасних методів візуалізації, і неврологічного статусу, який оцінюють клінічно, ключовим чинником є цілісність заднього лігаментозного комплексу (ЗЛК), стану якого традиційно приділяють найменше уваги [6].

**Мета огляду** — упорядкувати сучасні уявлення щодо морфології, біомеханічних особливостей, клінічної значущості та діагностичних можливостей виявлення ушкоджень ЗЛК при травматичних ушкодженнях зони ГПП.

## Історичний аспект

Уперше поняття ЗЛК було запропоновано в 1963 р. F.W. Holdsworth [7]. На підставі функціональної значущості автор об'єднав у комплекс надостову, міжостову і жовту зв'язки і капсулу фасеткових суглобів [8]. На думку дослідника, ушкодження зазначених анатомічних структур призводить до нестабільності та, відповідно, потребує хірургічного лікування. Пізніше поняття ЗЛК часто використовували в теоретичних розробках методів оцінки стабільності хребта [9–11]. Однак активне використання критерію цілісності ЗЛК значною мірою обмежувалося можливостями візуалізації. Лише впровадження магнітно-резонансної томографії в клінічну практику дало змогу повною мірою розкрити інформативність зазначеного параметра [4, 12, 13].

## Морфологічні особливості

**Міжостові зв'язки (interspinous ligaments (ISL))** — це тонкі й короткі структури, що з'єднують сусідні остисті відростки. ISL добре васкуляризовані та містять чутливі нерви, особливо на дорзальній і латеральній поверхнях. Поперекові ISL товщі за грудні та мають більш ромбоподібну форму. Крім того, поперекові ISL частіше, ніж грудні, є парними. Відповідно до сучасних уявлень ISL містять три більш-менш диференційовані елементи [14]. Вентральна частина утворена пучками волокон, тісно пов'язаних із жовтою зв'язкою. Вони беруть початок частково від неї та відповідних пластинок дуг і частково від переднього краю остистого каудального відростка й прикріплюються до нижнього краю краніального остистого відростка позаду його центральної частини. Ці пучки утворюють невелику криву із задньонижньою увігнутістю. Характерною особливістю є наявність фіброзного тяжа, що входить до структури передньої частини ISL і виходить із прилеглої капсули фасеткового суглоба. Середня частина є найбільшим компонентом зв'язки й продовженням вентральної її частини. Вона утворена товстими пучками волокон, розташованими подібно до літери S, які відходять від передніх двох третин краніального краю остистого відростка каудальнішого хребця й прикріплюються до задньої половини нижньої поверхні остистого відростка краніально розташованого хребця. Щодо ГПП S-подібне розташування менш помітне в грудній ді-

лянці, але каудальніше через звуження міжостистого проміжку така S-подібна форма розташування стає чіткішою [15]. Дорзальна частина ISL складається з пучків волокон, що йдуть косо назад і вгору від задньої третини верхнього краю каудального остистого відростка до вершини краніальнішого остистого відростка, де більша частина їх сходиться в надостну зв'язку, що з'єднується з прилеглим поперековим апоневрозом. Дорзальну частину зв'язки перетинають фіброзні пучки, що відходять від окістя, сухожилля багатороздільного м'яза і фасції. Пухка сполучна й жирова тканина, розташована між міжостовими м'язами та ISL, може досить чітко розділяти частини зв'язки [17]. З віком колагенові волокна ISL товщають і втрачають хвилеподібну форму [18]. Крім того, характерним є зменшення клітинної популяції, хондрометаплазія та кальцифікація, зрідка спостерігається утворення локальних міжостистих окостенінь [19].

**Надостова зв'язка (supraspinous ligament (SSL))** — міцний фіброзний тяж, що з'єднує верхівки остистих відростків від хребця C7 до хребця L3 або L4 [20]. Найбільш поверхневі волокна проходять крізь три або чотири хребці, глибші з'єднують два або три хребця, а найглибші — сусідні хребці та є продовженням міжостової зв'язки [18]. Більша частина зв'язки утворена сухожиллями м'язів із заднім середнім прикріпленням, тобто півостовим, найдовшим, трапецієподібним і найширшим м'язами спини. Лише найбільш поверхневі волокна не мають зв'язку з м'язами [21]. Нижче від хребця L4 зв'язка замінюється перехресними волокнами найширшого м'яза спини [18].

**Жовті зв'язки (ligamentum flavum (LF))**, яких нараховується 23 пари, розташовуються між пластинками дуг суміжних хребців від другого шийного до першого кривого. Кожна ліва і права зв'язки мають чотирикутну форму, із косим напрямком зверху вниз, зовні всередину й спереду назад. LF містять два шари, які легко диференціювати. Поверхневий шар складається з пучків волокон, орієнтованих у фронтальній площині, але не строго паралельно осі пластинки. Ці пучки вигнуті з верхньомедіальною увігнутістю і поширюються від медіальної половини пластини, розташованої нижче, до латеральної половини пластини, розташованої вище. Латерально поверхневий шар безперервно пов'язаний із суглобовою капсулою таким чином, що між цими структурами немає чіткої анатомічної межі. Поверхневий шар відносно тонкий і характеризується однаковою товщиною на всьому протязі. Глибокий шар LF складається з пучків більш організованих волокон з характерним гребінчастим виглядом. Ці пучки розташовуються паралельно сагітальній площині й перпендикулярно осі пластинки дуги і прогресивно розширюються в латеральній частині зв'язки аж до суглобових капсул, стаючи косими донизу й назовні. Товщина цього шару поступово збільшується від латеральної до медіальної частини зв'язки. Фіксація внутрішнього шару LF до кісткових структур найміцніша до середньої частини пластинки і слабшає у ділянці переходу пластинки дуги в остистий відросток. Глибокий шар

**Таблиця 1. Базові морфометричні показники окремих зв'язок заднього лігаментозного комплексу ділянки грудопоперекового переходу (за F.A. Pintar і співавт. [29])**

Зв'язка	Площа перерізу, мм <sup>2</sup>	Довжина, мм
JC	43,8 ± 28,3	16,4 ± 2,9
LF	84,2 ± 17,9	15,2 ± 1,3
ISL	35,1 ± 15,0	16,0 ± 3,2
SSL	25,2 ± 14,0	25,2 ± 5,6

латерально, як і поверхневий, у деяких випадках безперервно переходить у суглобову капсулу, але, за даними низки досліджень, у 50 % випадків латеральний край вільно закінчується на відстані 1–2 мм від капсули [22]. Є також дані, що інколи глибокий шар LF латерально не лише з'єднується з капсулою суглоба, але й криває латеральну фасетку, перекриваючи нижньозадню третину міжхребцевого отвору, що має більше значення в терапії дегенеративних, а не травматичних ушкоджень хребта [23].

Вважають, що між поверхневим і глибоким шарами LF існує так званий ковзний простір, який найкраще визначається в поперековому відділі [24]. Однак це твердження є сумнівним за даними сучасних досліджень. Так, J. Iwanaga та співавт. стверджують, що LF має один шар, оскільки мікроскопічно не вдається визначити межі між шарами зв'язки, і фактично твердження про двошаровість LF є клінічним, а не морфологічним [25]. Автори пропонують виділяти міждужкову й міжостову частини LF.

Межа між ISL і LF добре візуалізується. Поверхневі шари LF (лівий і правий) зазвичай не з'єднуються, і в діастазі між ними часто спостерігається вена [22]. Глибокий шар LF (лівий і правий) не має межі по середній лінії. У деяких випадках глибокий шар LF безперервно вистилає задню стінку хребтового каналу в поперековому відділі від хребця L1 до крижів, що свідчить про некоректність твердження про парність LF [23].

*Капсула фасеткового суглоба (joint capsule (JC)).* Як і в інших суглобах людини, JC повністю криває синовіальну оболонку й охоплює фасетковий суглоб у напрямку зверху вниз. Відзначено, що JC має нерівномірну товщину, яка в ділянці ГПП становить близько 2,0 мм по задній поверхні та близько 3,2 мм — по передній, тоді як верхня і нижня ділянки мають товщину близько 2,4 мм [26]. Капсулярна зв'язка складається із щільних пучків колагенових волокон, з'єднаних протеогліканами, із крапленими еластиновими волокнами і фібробластів [27]. Колагенові й еластинові волокна, проходячи між пластинками дуг сусідніх хребців, з'єднуються із жовтою зв'язкою як у передньомедіальній, так і в задньомедіальній ділянках дуговідросткового суглоба і повністю оточують поверхню суглоба в трьох вимірах. Колагенові волокна по-різному орієнтовані вздовж верхньонижньої осі капсулярної зв'язки [28]. Звивистість цих волокон дає змогу капсулі здійснювати суттєві відхилення, не досягаючи механічної

межі, і запобігає її ушкодженню. Під впливом навантаження волокна розпрямляються, що дає змогу всьому з'єднанню переміщуватися й обертатися, не чинячи значущого механічного опору.

Основні морфометричні показники, що характеризують окремі елементи ЗЛК ділянки ГПП, наведено в табл. 1.

## Біомеханічні особливості

У більшості випадків зв'язки є одноосьовими структурами, найефективнішими при навантаженні вздовж напрямку, у якому розташовані волокна. Зв'язки легко протистоять фізіологічним тракційним зусиллям, але деформуються при стисканні [2]. Біомеханічна роль зв'язкового апарату визначається функціями, які він виконує:

- забезпечення адекватного фізіологічного обсягу рухів і фіксованого постурального положення хребців з мінімальною витратою м'язової енергії;
- захист невральних структур хребтового каналу за рахунок обмеження руху в чітко визначених межах;
- забезпечення разом з м'язами стабільності хребта в межах його фізіологічних діапазонів рухів;
- мінімізація негативного впливу на спинний мозок у випадках травматичного впливу шляхом не лише обмеження зміщення в безпечних межах, але й поглинання великої кількості енергії, що одночасно впливає на хребет.

Роль зв'язкового апарату хребта традиційно розглядають у межах хребетно-рухового сегмента (ХРС) — найменшої функціональної одиниці, що має загальні біомеханічні характеристики хребта загалом [30]. ХРС складається з двох сусідніх хребців, міжхребцевого диска, зв'язкового апарату й фасеткових суглобів. Стабільність ХРС забезпечується трьома базовими елементами: зв'язками, дуговідростковими суглобами і міжхребцевим диском, які обмежують діапазон його рухів у межах фізіологічно заданих норм. Закономірно, що ушкодження однієї зі стабілізаційних структур значною мірою впливає на функціональність двох інших [31]. Роль значаних елементів визначається переважно типом та інтенсивністю навантаження.

З огляду на певні особливості ХРС, індивідуальні для кожного рівня (площа і висота міжхребцевого диска, кут нахилу, площа й кривизна суглобової поверхні фасеткового суглоба, кут нахилу дуги щодо тіла хребця,



типовий патерн навантаження тощо), функціональні особливості зв'язкового апарату ХРС варіабельні. Однак щодо зони ГПП саме зв'язковий апарат відіграє провідну роль в обмеженні згинання та опорі задньому зміщенню, тоді як фасеткові суглоби відповідають переважно за обмеження ротації, розгинання і переднього зміщення [29, 32].

Як і будь-яка анатомічна структура, кожна зв'язка відділу хребта, що розглядається, характеризується певними біомеханічними параметрами, які визначають її функціональну значущість. Найкритичнішими характеристиками є такі:

— зусилля розриву (force at failure) — мінімальне значення сили, прикладеної до зв'язки по вектору, що з'єднує точки кісткової фіксації, яке призводить до повного анатомічного її uszkodження (розриву);

— жорсткість (stiffness) — здатність зв'язки чинити опір деформації від прикладеного зусилля вздовж вибраного напрямку в заданій системі координат. Коефіцієнт жорсткості — це відношення прикладеної сили до деформації, спричиненої цією силою вздовж напрямку її дії;

— енергія руйнування (energy to failure) — це кількість енергії, яку зв'язка може поглинути до моменту розриву;

— межа міцності (engineering stress) — порогова величина механічного напруження, перевищення якої призводить до розриву;

— межа деформації (engineering strain) — максимальна деформація, перевищення якої призводить до розриву в напрямку прикладеної сили, поділена на початкову довжину зв'язки;

**Таблиця 2. Основні біомеханічні показники окремих зв'язок заднього лігаментозного комплексу ділянки грудноперекового переходу (за даними F.A. Pintar і співавт., A.A. White і співавт. та ін.)**

Параметр	Зв'язка	ХРС			
		Th11-Th12	Th12-L1	L1-L2	L2-L3
Зусилля розриву, Н	JC	244 ± 46	252 ± 22	429 ± 122	299 ± 28
	LF	282 ± 87	278 ± 134	215 ± 72	188 ± 41
	ISL	92 ± 37	182 ± 24	220 ± 67	98 ± 13
	SSL	273 ± 54	224 ± 139	269 ± 94	320 ± 305
Жорсткість, Н/мм	JC	21,9 ± 9,6	31,7 ± 7,9	42,5 ± 0,8	33,9 ± 19,2
	LF	33,8 ± 11,2	24,2 ± 3,6	23,0 ± 7,8	25,1 ± 10,9
	ISL	13,9 ± 10,5	12,1 ± 2,6	10,0 ± 5,0	9,6 ± 4,8
	SSL	28,4 ± 13,1	15,1 ± 6,9	23,0 ± 17,3	24,8 ± 14,5
Енергія руйнування, Дж	JC	1,97 ± 0,37	1,55 ± 0,55	4,18 ± 2,15	3,50 ± 1,61
	LF	1,64 ± 0,73	2,18 ± 1,89	1,58 ± 0,93	0,56 ± 0,46
	ISL	0,57 ± 0,35	0,72 ± 0,47	2,65 ± 0,25	1,06 ± 0,73
	SSL	1,68 ± 0,64	3,75 ± 2,78	4,09 ± 2,00	4,72 ± 5,77
Межа міцності, МПа	JC	9,8 ± 1,8	13,2 ± 1,1	10,3 ± 2,9	14,4 ± 1,4
	LF	3,6 ± 0,7	4,0 ± 1,2	2,5 ± 0,8	1,3 ± 0,4
	ISL	5,3 ± 0,7	4,2 ± 0,2	5,9 ± 1,8	1,8 ± 0,1
	SSL	10,3 ± 1,7	8,9 ± 3,2	15,5 ± 5,1	9,9 ± 5,8
Межа деформації, %	JC	90,6 ± 16,8	78,2 ± 24,3	90,4 ± 17,7	70,0 ± 27,5
	LF	68,0 ± 15,6	61,5 ± 11,9	78,6 ± 6,7	28,8 ± 8,2
	ISL	57,7 ± 35,0	59,4 ± 36,1	119,7 ± 14,7	51,5 ± 2,9
	SSL	36,5 ± 5,4	75,0 ± 7,1	83,4 ± 21,4	70,6 ± 45,0
Максимальна деформація, мм	JC	11,6 ± 2,1	10,2 ± 3,2	12,8 ± 2,5	11,4 ± 4,9
	LF	10,1 ± 2,3	9,2 ± 1,8	12,1 ± 1,0	4,5 ± 1,3
	ISL	11,5 ± 7,0	9,0 ± 5,5	17,8 ± 0,6	8,8 ± 0,5
	SSL	11,4 ± 1,7	27,4 ± 14,7	27,9 ± 7,2	16,7 ± 10,7
Модуль пружності, МПа	JC	12,3 ± 8,2	12,2 ± 7,8	16,7 ± 5,8	24,3 ± 13,9
	LF	4,7 ± 1,5	5,0 ± 1,4	3,8 ± 1,3	3,6 ± 1,6
	ISL	14,2 ± 7,5	6,4 ± 0,9	4,4 ± 0,9	2,7 ± 1,5
	SSL	31,2 ± 14,8	20,3 ± 4,2	39,8 ± 28,9	22,3 ± 17,0

— максимальна деформація (deflection at failure) — різниця між довжиною максимально розтягнутої зв'язки та її вихідним «нейтральним розміром»;

— модуль пружності (elastic modulus) — здатність зв'язки чинити опір розтягуванню при пружній деформації.

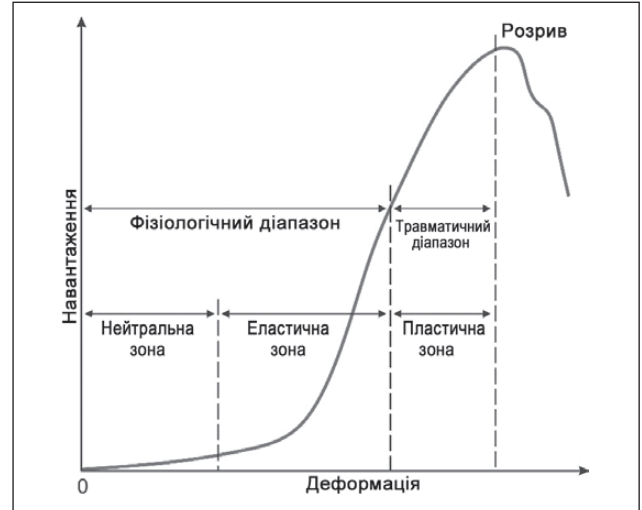
Незважаючи на очевидну значущість зазначених параметрів при оцінці біомеханічної ролі ЗЛК у визначенні стабільності ХРС, детальні характеристики окремих зв'язок практично недоступні навіть у спеціальній літературі. Аналіз великої кількості публікацій дав змогу впорядкувати біомеханічні характеристики [29, 33–37]. З огляду на складність пошуку й необхідність використання зазначених показників як при математичному комп'ютерному моделюванні, так і при критичній оцінці результатів деяких досліджень наводимо наявні в літературі дані (табл. 2).

Окрім розглянутих статичних характеристик, однією з найважливіших властивостей зв'язкового апарату людини загалом і ЗЛК ГПП зокрема є нелінійність кривої деформування (stress-strain curve) (рис. 1). Саме аналіз цієї кривої значною мірою візуалізує концепцію стабільності, запропоновану М.М. Panjabi та співавт. [3, 38]. Автори виділяють три зони: нейтральну, що характеризується зміщенням за межі нейтрального положення докладанням незначного зусилля; еластичну, що характеризується зміщенням за межі нейтральної зони до фізіологічної межі, яка характеризується швидким експоненціальним наростанням зусилля, необхідного для досягнення одиниці деформації; зону пластичності, що розташована за еластичною зоною і до розриву характеризується поступовим зменшенням наростання зусилля на одиницю деформації. Нейтральна й еластична зони разом становлять фізіологічний діапазон рухів, а зона пластичності — це ділянка ушкодження зв'язки, що настає, характеризується візуалізованими мікроскопічно ушкодженнями при макроскопічній її цілості.

У межах фізіологічного обсягу рухів навантаження на елементи ЗЛК ГПП можна визначити за допомогою методу, запропонованого А. Rohlmann і співавт. [39]. Так, зусилля  $F$  розраховують за формулою:

$$F = a (\exp(b(\epsilon - c)) - 1),$$

де  $\epsilon$  — відношення деформації до початкової довжини зв'язки;  $a$ ,  $b$  і  $c$  — коефіцієнти (наведені в табл. 3). Коефіцієнт  $c$  фактично є показником переднавантаження



**Рисунок 1.** Схематичне подання типової кривої «навантаження — деформація», характерної для зв'язкового апарату хребта

— напруження зв'язки при нейтральному анатомічному положенні ХРС.

Феномен сагітального переднавантаження є характерним явищем для пасивних стабілізаційних структур ХРС. Давно відоме і добре описане явище переднавантаження LF [40]. Установлено, що попередній натяг запобігає формуванню складок зв'язки при компресійних навантаженнях ХРС чи екстензії, що перешкоджає формуванню позиційної компресії невральних структур. Дослідження виявили, що всі зв'язки ХРС перебувають у стані переднавантаження в нейтральному положенні [37]. На думку авторів, це дає змогу забезпечити деяку стабільність у нейтральній зоні й підтримувати адекватний внутрішньодисковий тиск. Переднавантаження може також забезпечувати певне гідростатичне середовище в розвантаженому стані (у положенні лежачи), що має ключове значення для осмотичного обміну, забезпечуючи надходження поживних речовин у клітини.

Як зазначено вище, усі пасивні стабілізаційні елементи ХРС діють комплексно, при цьому роль кожного з них значною мірою визначається патерном навантаження. Найбільше клінічне значення мають не біомеханічні характеристики окремих елементів ЗЛК ГПП, а характер їхньої взаємодії. J. Widmer і співавт.

**Таблиця 3.** Коефіцієнти розрахунку нелінійної зміни жорсткості окремих зв'язок заднього лігаментозного комплексу грудопоперекового переходу (за даними А. Rohlmann і співавт. [39])

Зв'язка	Коефіцієнт		
	a	b	c
JC	1,73	29,55	-0,032
LF	2,34	28,78	0,035
ISL	5,47	16,39	0,327
SSL	22,22	9,59	0,125

**Таблиця 4. Характер розподілу навантаження елементів пасивної стабілізаційної системи заднього лігаментозного комплексу груднопоперекового переходу при різних патернах фізіологічних навантажень (за даними J. Widmer і співавт. [37])**

Патерн навантаження	Частка навантаження, %							
	ЗЛК			FJ	ITL	ALL	PLL	IVD
	JC	LF	ISL + SSL					
Нахил уперед	14	22	6	10	3	1	16	25
Нахил назад	4	6	4	6	3	40	0	36
Нахил убік	4	3	1	3	2	15	2	67
Ротація	12	4	1	37	1	2	2	32
Зсув уперед*	3	2	1	14	1	2	0	67
Зсув назад*	6	4	1	6	0	3	1	75
Зсув убік*	15	2	0	15	0	2	3	64

**Примітки:** FJ — фасетковий суглоб; ITL — міжпоперечна зв'язка; ALL — передня поздовжня зв'язка; PLL — задня поздовжня зв'язка; IVD — міжхребцевий диск; \* — зазначені моделі не відображають фізіологічний обсяг рухів, але характеризують можливий напрямок вектора докладання зусилля до ХРС у межах фізіологічної активності.

проаналізували кадаверні 50 ХРС при різних варіантах фізіологічних навантажень (табл. 4) [37].

Отримані результати переконливо демонструють, що залежно від анатомічного розташування й механічних властивостей усі пасивні структури роблять певний внесок у забезпечення стабільності хребта при будь-якому варіанті навантаження.

Так, на частку JC припадає близько 15 % у забезпеченні стабільності ХРС. Оскільки капсула повністю оточує фасетковий суглоб, деякі волокна натягуються під час руху практично в усіх напрямках. Найбільший внесок JC видно при згинанні й навантаженні за типом бічного зсуву.

LF забезпечує пасивну стабільність переважно при згинанні. Значний показник переднатягу в нейтральному положенні пояснює внесок при мінімальному навантаженні сегмента. Автори відзначають певну значущість LF при розгинанні, що пояснюють особливостями розтягування LF під час екстензії, а також дотиком шарів LF між пластинками. Внесок LF під час переднього зсуву мінімальний і не може пояснити зв'язок між дегенерацією LF і спондилолітезом [41].

Установлено, що внесок ISL і SSL у пасивну стабільність сегментів хребта під час фізіологічних діапазонів навантаження незначний. Це узгоджується з даними, отриманими іншими дослідниками [32, 42, 43]. Таке явище пояснюється діагональною орієнтацією колагенових волокон, тому показники переднавантаження мінімальні [42]. Однак саме ISL і SSL є свого роду обмежувачами при досягненні максимального фізіологічного рівня флексії [44]. Крім того, відзначено невеликий внесок ISL і SSL у збереження стабільності ХРС під час розгинання, що є результатом імпульсності зв'язок між остистими відростками. Крайнім варіантом цього явища, що виходить за межі фізіологічної норми, є симптом Баструпа [45].

## Висновки

Наведені в огляді дані свідчать про важливу роль ЗЛК у забезпеченні стабільності ХРС у ділянці ГПП. Вартий уваги той факт, що в межах фізіологічних обсягів рухів ISL і особливо SSL, що характеризується високими показниками зусилля розриву, залишаються фактично ненавантаженими. Зазначені зв'язки є резервом механічної міцності ХРС. Їхня основна стабілізаційна функція реалізується при зміні інтенсивності впливу від фізіологічного до травматичного.

Характерно, що практично всі виявлені нами дослідження морфометричних і біомеханічних характеристик ЗЛК і зв'язкового апарату ХРС загалом проведені у 1980–1990 рр. У пізніших роботах, присвячених стабільності ХРС, використано переважно методи комп'ютерного моделювання. Проте очевидно, що будь-яка модель для отримання результатів, максимально наближених до клінічної ситуації, як вихідні параметри використовує певні деталізовані показники, що зумовлює актуальність наведених нами даних.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

- White A.A. 3rd, Johnson R.M., Panjabi M.M., Southwick W.O. Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1975. (109). 85–96. doi: 10.1097/00003086-197506000-00011. PMID: 1132209.
- White A.A., Panjabi M.M. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Lippincott, 1990.
- Panjabi M.M., Kifune M., Liu W., Arand M., Vasavada A., Oxland T.R. Graded thoracolumbar spinal injuries: development of multidirectional instability. *Eur. Spine J.* 1998. 7(4). 332–339. doi: 10.1007/s005860050084. PMID: 9765043.

4. Vaccaro A.R., Lehman R.A. Jr., Hurlbert R.J., Anderson P.A., Harris M., Hedlund R. et al. A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005. 30(20). 2325-2333. doi: 10.1097/01.brs.0000182986.43345.cb. PMID: 16227897.
5. Vaccaro A.R., Oner C., Kepler C.K., Dvorak M., Schnake K., Bellabarba C. et al. AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013. 38(23). 2028-2037. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182a8a381. PMID: 23970107.
6. Bizdikian A.J., El Rachkidi R. Posterior Ligamentous Complex Injuries of the Thoracolumbar Spine: Importance and Surgical Implications. *Cureus*. 2021. 13(10). e18774. doi: 10.7759/cureus.18774. PMID: 34796064.
7. Holdsworth F. Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. *J. Bone Joint Surg. Br*. 1963. 45. 6-20.
8. Holdsworth F. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *J. Bone Joint Surg. Am*. 1970. 52(8). 1534-1551. PMID: 5483077.
9. Louis R. Spinal stability as defined by the three-column spine concept. *Anat. Clin*. 1985. 7(1). 33-42. doi: 10.1007/BF01654627. PMID: 3994851.
10. Favero K.J., Van Peteghem P.K. The quadrangular fragment fracture. Roentgenographic features and treatment protocol. *Clin. Orthop. Relat. Res*. 1989. (239). 40-46. PMID: 2912635.
11. Magerl F., Aebi M., Gertzbein S.D., Harms J., Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur. Spine J*. 1994. 3(4). 184-201. doi: 10.1007/BF02221591. PMID: 7866834.
12. Oner F.C., van Gils A.P., Dhert W.J., Verbout A.J. MRI findings of thoracolumbar spine fractures: a categorisation based on MRI examinations of 100 fractures. *Skeletal Radiol*. 1999. 28(8). 433-443. doi: 10.1007/s002560050542. PMID: 10486011.
13. Lee J.Y., Vaccaro A.R., Lim M.R., Oner F.C., Hurlbert R.J., Hedlund R. et al. Thoracolumbar injury classification and severity score: a new paradigm for the treatment of thoracolumbar spine trauma. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*. 2005. 10(6). 671-675. doi: 10.1007/s00776-005-0956-y. PMID: 16307197.
14. Scapinelli R., Stecco C., Pozzuoli A., Porzionato A., Macchi V., De Caro R. The lumbar interspinous ligaments in humans: anatomical study and review of the literature. *Cells, Tissues, Organs*. 2006. 183(1). 1-11. doi: 10.1159/000094901. PMID: 16974090.
15. Neumann P., Wang Y., Kärrholm J., Malchau H., Nordwall A. Determination of inter-spinous process distance in the lumbar spine. Evaluation of reference population to facilitate detection of severe trauma. *Eur. Spine J*. 1999. 8(4). 272-278. doi: 10.1007/s005860050172. PMID: 10483828.
16. Yahia L.H., Newman N., Rivard C.H. Neurohistology of lumbar spine ligaments. *Acta Orthop. Scand*. 1988. 59(5). 508-512. doi: 10.3109/17453678809148773. PMID: 2461043.
17. Iwanaga J., Simonds E., Yilmaz E., Schumacher M., Patel M., Tubbs R.S. Anatomical and Biomechanical Study of the Lumbar Interspinous Ligament. *Asian Journal of Neurosurgery*. 2019. 14(4). 1203-1206. doi: 10.4103/ajns.AJNS\_87\_19. PMID: 31903363.
18. Iida T., Abumi K., Kotani Y., Kaneda K. Effects of aging and spinal degeneration on mechanical properties of lumbar supraspinous and interspinous ligaments. *Spine J*. 2002. 2(2). 95-100. doi: 10.1016/s1529-9430(02)00142-0. PMID: 14588267.
19. Mori K., Yoshii T., Hirai T., Iwanami A., Takeuchi K., Yamada T. et al. Prevalence and distribution of ossification of the supra/interspinous ligaments in symptomatic patients with cervical ossification of the posterior longitudinal ligament of the spine: a CT-based multicenter cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2016. 17(1). 492. doi: 10.1186/s12891-016-1350-y. PMID: 27903251.
20. Heylings D.J. Supraspinous and interspinous ligaments of the human lumbar spine. *Journal of Anatomy*. 1978. 125 (Pt 1). 127-131. PMID: 632208.
21. Chazal J., Tanguy A., Bourges M., Gaurel G., Escande G., Guillot M. et al. Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction. *J. Biomech*. 1985. 18(3). 167-176. doi: 10.1016/0021-9290(85)90202-7. PMID: 3997901.
22. Viejo-Fuertes D., Liguoro D., Rivel J., Midy D., Guerin J. Morphologic and histologic study of the ligamentum flavum in the thoraco-lumbar region. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 1998. 20(3). 171-176. doi: 10.1007/bf01628891. PMID: 9706675.
23. Chau A.M., Pelzer N.R., Hampton J., Smith A., Seex K.A., Stewart F. et al. Lateral extent and ventral laminar attachments of the lumbar ligamentum flavum: cadaveric study. *Spine J*. 2014. 14(10). 2467-2471. doi: 10.1016/j.spinee.2014.03.041. PMID: 24704501.
24. Olszewski A.D., Yaszemski M.J., White A.A. 3<sup>rd</sup>. The anatomy of the human lumbar ligamentum flavum. New observations and their surgical importance. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996. 21(20). 2307-2312. doi: 10.1097/00007632-199610150-00001. PMID: 8915063.
25. Iwanaga J., Ishak B., Saga T., Singla A., Impastato D., Chapman J.R. et al. The Lumbar Ligamentum Flavum Does Not Have Two Layers and Is Confluent with the Interspinous Ligament: Anatomical Study with Application to Surgical and Interventional Pain Procedures. *Clinical Anatomy (New York, NY)*. 2020. 33(1). 34-40. doi: 10.1002/ca.23437. PMID: 31325341.
26. Sato S., Oguma H., Murakami G., Noriyasu S. Morphometrical Study of the Joint Surface and Capsule of the Lumbar Zygapophysial Joint with Special Reference to Their Laterality. *Okajimas Folia Anatomica Japonica*. 2002. 79(1). 43-53. doi: 10.2535/ofaj.79.43.
27. Yamashita T., Minaki Y., Ozaktay A.C., Cavanaugh J.M., King A.I. A morphological study of the fibrous capsule of the human lumbar facet joint. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996. 21(5). 538-543. doi: 10.1097/00007632-199603010-00002. PMID: 8852306.
28. Yahia L.H., Garzon S. Structure on the capsular ligaments of the facet joints. *Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger: Official Organ of the Anatomische Gesellschaft*. 1993. 175(2). 185-188. doi: 10.1016/s0940-9602(11)80179-2. PMID: 8489039.
29. Pintar F.A., Yoganandan N., Myers T., Elhagediab A., Sances A. Jr. Biomechanical properties of human lumbar

- spine ligaments. *J. Biomech.* 1992. 25(11). 1351-1356. doi: 10.1016/0021-9290(92)90290-h. PMID: 1400536.
30. Gardner-Morse M.G., Stokes I.A. Structural behavior of human lumbar spinal motion segments. *J. Biomech.* 2004. 37(2). 205-212. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.10.003. PMID: 14706323.
31. Dupuis P.R., Yong-Hing K., Cassidy J.D., Kirkaldy-Willis W.H. Radiologic diagnosis of degenerative lumbar spinal instability. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1985. 10(3). 262-276. doi: 10.1097/00007632-198504000-00015. PMID: 3992347.
32. Hukins D.W., Kirby M.C., Sikoryn T.A., Aspden R.M., Cox A.J. Comparison of structure, mechanical properties, and functions of lumbar spinal ligaments. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990. 15(8). 787-795. PMID: 2237628.
33. Panjabi M.M., Goel V.K., Takata K. Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in vitro biomechanical study 1981 Volvo Award in Biomechanics. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1982. 7(3). 192-203. doi: 10.1097/00007632-198205000-00003. PMID: 6214027.
34. Allbrook D. Movements of the lumbar spinal column. *J. Bone Joint Surg Br.* 1957. 39-b(2). 339-345. doi: 10.1302/0301-620x.39b2.339. PMID: 13438978.
35. Von Forell G.A., Bowden A.E. Biomechanical implications of lumbar spinal ligament transection. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2014. 17(15). 1685-1695. doi: 10.1080/10255842.2013.763936. PMID: 23477405.
36. Myklebust J.B., Pintar F., Yoganandan N., Cusick J.F., Maiman D., Myers T.J. et al. Tensile strength of spinal ligaments. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1988. 13(5). 526-531. PMID: 3187698.
37. Widmer J., Cornaz F., Scheibler G., Spirig J.M., Sne-deker J.G., Farshad M. Biomechanical contribution of spinal structures to stability of the lumbar spine-novel biomechanical insights. *Spine J.* 2020. 20(10). 1705-1716. doi: 10.1016/j.spinee.2020.05.541. PMID: 32474224.
38. Panjabi M.M., Brand R.A. Jr, White A.A. 3<sup>rd</sup>. Three-dimensional flexibility and stiffness properties of the human thoracic spine. *J. Biomech.* 1976. 9(4). 185-192. doi: 10.1016/0021-9290(76)90003-8. PMID: 1262353.
39. Rohlmann A., Zander T., Schmidt H., Wilke H.J., Bergmann G. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *J. Biomech.* 2006. 39(13). 2484-2490. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.07.026. PMID: 16198356.
40. Nachemson A.L., Evans J.H. Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament (ligamentum flavum). *J. Biomech.* 1968. 1(3). 211-220. doi: 10.1016/0021-9290(68)90006-7. PMID: 16329292.
41. Sengupta D.K., Herkowitz H.N. Degenerative spondylolisthesis: review of current trends and controversies. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005. 30 (6 Suppl). S71-81. doi: 10.1097/01.brs.0000155579.88537.8e. PMID: 15767890.
42. Adams M.A., Hutton W.C., Stott J.R. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1980. 5(3). 245-253. doi: 10.1097/00007632-198005000-00007. PMID: 7394664.
43. Hindle R.J., Percy M.J., Cross A. Mechanical function of the human lumbar interspinous and supraspinous ligaments. *Journal of Biomedical Engineering.* 1990. 12(4). 340-344. doi: 10.1016/0141-5425(90)90010-k. PMID: 2395361.
44. Adams M.A., Hutton W.C. The relevance of torsion to the mechanical derangement of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1981. 6(3). 241-248. doi: 10.1097/00007632-198105000-00006. PMID: 7268544.
45. Meluzio M.C., Smakaj A., Perna A., Velluto C., Grillo G., Proietti L. et al. Epidemiology, diagnosis and management of Bastrup's disease: a systematic review. *J. Neurosurg. Sci.* 2022. 66(6). 519-525. doi: 10.23736/s0390-5616.21.05428-x. PMID: 34342202.

Отримано/Received 02.04.2023

Рецензовано/Revised 13.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 22.04.2023 ■

**Information about authors**

Oleksii Nekhlopochyn, PhD, Senior Research Fellow at the Department of Spinal Neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: AlexeyNS@gmail.com; phone: +380(95)0330448; https://orcid.org/0000-0002-1180-6881

Vadim Verbov, PhD, Neurosurgeon, Department of Reconstructive Neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: v.verbov@gmail.com; phone: +380(44)483-94-13; https://orcid.org/0000-0002-3074-9915

Ievgen Cheshuk, Neurosurgeon, Department of Reconstructive Neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: evcheshuk@gmail.com; phone: +380(44)483-94-13; https://orcid.org/0000-0002-8063-2141

Milan V. Vorodi, Neurosurgeon, Department of Reconstructive Neurosurgery, State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: milanfanmj@gmail.com; https://orcid.org/0000-0001-5099-4603

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

O.S. Nekhlopochyn, V.V. Verbov, I.V. Cheshuk, M.V. Vorodi  
State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine",  
Kyiv, Ukraine

## The value of the posterior ligamentous complex in traumatic injury of thoracolumbar junction. Part 1. Morphology and biomechanics

**Abstract.** According to modern concepts, one of the basic criteria for the stability of the spinal motion segment in case of its traumatic damage is the integrity of the posterior ligamentous complex (PLC). Regarding the thoracolumbar junction (TLJ) as a zone that is most vulnerable to traumatic injuries, the Thoracolumbar In-

jury Classification and Severity Score and the clinically oriented AO Spine Thoracolumbar Spine Injury Classification System are used in determining therapeutic approaches in which the state of the thoracic spine is one of three key parameters. The term PLC was first proposed in 1963 by F.W. Holdsworth. However, only the

widespread introduction of magnetic resonance imaging into clinical practice made it possible to fully reveal the informativeness of the specified parameter. The complex includes the interspinous, supraspinous ligaments, ligamentum flavum and facet joint capsule. The purpose of the review is to organize modern ideas about the morphology, biomechanical features, clinical significance, and diagnostic possibilities of detecting damage to the PLC in traumatic injuries of the TLJ area. In the first part, the morphological and biomechanical features of the PLC of the TLJ zone are considered in detail. When describing the morphology of some ligaments, the main attention is paid to their length, fixation zones, and certain layers, if such are distinguished. In addition, the relative anatomical location of the considered structures was taken into account. Histological features are indicated only in terms of their biomechanical significance. The analysis of literature data made it possible to organize the data characterizing the biomechanical pa-

rameters of each ligament of the PLC for each spinal motion segment of the area under consideration. Stiffness indicators, breaking force, fracture energy, strength and deformation limits, maximum deformation and elastic modulus were taken into account. The features of the load-deformation curve of the TLJ ligaments and methods of calculating the nonlinear change in the stiffness of each ligament of the PLC within the limits of physiological loads are considered. The phenomenon of preload and its clinical significance are described. Some aspects of the interaction between the elements of the passive stabilization system under different load patterns are considered. The data presented in the first part of the review can be useful for a general understanding of the principles of biomechanics of the spinal motion segment and may be used in the construction of highly detailed computer models.

**Keywords:** posterior ligamentous complex; thoracolumbar junction; spinal motion segment; morphology; biomechanics

Бур'янов О.А., Чекушин Д.А., Кваша В.П.  
Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

## Оперативне лікування вивихів акроміального кінця ключиці: сучасні тенденції та перспективи

**Резюме. Актуальність.** Вивихи акроміального кінця ключиці (АКК) становлять від 6,8 до 26,1 % від усіх вивихів і посідають третє місце після вивихів плеча і передпліччя. У структурі гострих травматичних пошкоджень у ділянці плечового поясу частка вивихів АКК становить понад 12 %. Дані пошкодження частіше зустрічаються в чоловіків найбільш працездатного віку (від 30 до 40 років) і в спортсменів, які займаються контактними видами спорту. Частка незадовільних результатів оперативного лікування становить від 9 до 12 %. **Мета дослідження:** визначити сучасні принципи оперативного лікування вивихів акроміального кінця ключиці, проблемні питання і перспективні шляхи їх вирішення. **Матеріал та методи.** Проведено аналіз літературних джерел з використанням баз даних Pubmed, Up-to-date, Scopus, Web of Science, MedLine, The Cochrane Library, EMBASE, Global Health, CyberLeninka, здійснювався пошук: «вивихи акроміального кінця ключиці», «оперативне лікування». **Результати.** Найбільш поширеною класифікацією вивихів акроміального кінця ключиці є класифікація Rockwood, що включає шість типів вивихів. Поряд з доволі деталізованою класифікацією пошкоджень сумково-зв'язкового апарату ключично-акроміального суглоба за Rockwood існує більш спрощена, але така, що відповідає практичним потребам, класифікація за Tossy, яка виділяє три типи пошкоджень. Стабілізація ключиці металевими конструкціями реалізується шляхом її фіксації до ключовподібного або акроміального відростка лопатки, останній є пріоритетним. Визначені недоліки найбільш вживаних металевих фіксаторів, що потребує їх удосконалення і розробки новітніх конструкцій. Обґрунтованим напрямком стосовно відновлення статичних стабілізаторів є пластичне заміщення обох зв'язкових комплексів. **Висновки.** Пріоритетним напрямком є стабілізація ключиці шляхом фіксації її акроміального кінця до акроміального відростка лопатки металевими конструкціями, серед яких hook plate і спосіб Вебера є найбільш вживаними. Однак суттєві недоліки при їх використанні зумовлюють необхідність розробки новітніх конструкцій. Перспективним напрямком відновлення статичних стабілізаторів ключиці є оперативні способи, які поєднують відновлення ключично-дзубовподібного й акроміально-ключичних зв'язкових комплексів. Об'єктивна необхідність створення каналів для трансплантатів призводить до послаблення механічної міцності кісткових структур, тому питання щодо напрямку, діаметра і ділянки проведення каналів потребує подальшого вивчення.

**Ключові слова:** огляд; вивихи акроміального кінця ключиці; оперативне лікування

### Вступ

Вивихи акроміального кінця ключиці (АКК) становлять від 6,8 до 26,1 % від усіх вивихів і посідають третє місце після вивихів плеча й передпліччя. У структурі гострих травматичних пошкоджень у ділянці плечового поясу частка вивихів АКК становить понад 12 %. Дані пошкодження частіше зустрічаються в чоловіків найбільш працездатного віку (від 30 до 40 років) і в спортсменів, які займаються контактними видами спорту [1].

Ключично-акроміальний суглоб (КАС) має шість ступенів свободи рухів у передньозадньому і верхне-нижньому напрямках. Амплітуда ротацийних рухів в АКС становить близько 45°, у вертикальній площині — до 15°, у сагітальній — до 19°, у фронтальній — до 29°. Правильне анатомічне співвідношення пласких за формою і малих за розміром суглобових кінців ключиці й акроміального відростка лопатки, а головне, стабілізація суглоба при рухах забезпечуються за рахунок динамічних і статичних стабілізаторів. Важливими

анатомічними структурами, які забезпечують статичну стабілізацію суглоба, є суглобова капсула, акроміально-ключична і корако-ключична зв'язки [2].

Аналіз літературних джерел свідчить про майже столітню дискусію щодо того, що є головним стабілізатором КАС (в нашому розумінні — ключем). На сьогодні сформувався дві позиції: 1) головною в стабілізації АКС є ключично-акроміальна зв'язка; 2) головною в стабілізації суглоба є дзюбоподібно-ключична зв'язка.

Ця дискусія стала підґрунтям для різнонаправленого пошуку шляхів оперативного відновлення (понад 150 способів) пошкоджених зв'язкових комплексів. Достатня кількість запропонованих способів повинна була б забезпечити індивідуальний підхід при лікуванні вивихів АКК, однак відсутність чітких показань до їх використання нівелює цей напрям.

Стосовно металевих фіксуючих конструкцій також прослідковуються суттєві протиріччя, що стосуються передусім локації їх застосування (ключично-ключоподібна чи акроміально-ключична ділянки), а також немає чіткої відповіді на питання, яка фіксація АКК досконаліша: жорстка, що повністю виключає на певний період рухи АКК, чи фіксація, що забезпечує рухи в КАС у фізіологічних межах навіть у ранньому післяопераційному періоді.

Різні способи оперативного лікування вивихів АКК дозволяють констатувати середні показники кінцевих результатів, серед яких негативні становлять від 9 до 12 %. Відносно високий рівень незадовільних результатів зумовлений такими основними чинниками, як: горизонтальна нестабільність АКС, порушення конгруентності в суглобі, гетеротопічна осифікація і післятравматичний остеоартроз КАС [3].

З огляду на сучасний стан підходів до лікування вивихів АКК подальші дослідження, удосконалення і розробка новітніх способів лікування вивихів АКК об'єктивно зумовлені.

**Мета:** визначити сучасні принципи оперативного лікування вивихів акроміального кінця ключиці, проблемні питання і перспективні шляхи їх вирішення.

## Матеріал та методи

Проведено аналіз літературних джерел з використанням баз даних Pubmed, Up-to-date, Scopus, Web of Science, MedLine, The Cochrane Library, EMBASE, Global Health, CyberLeninka, пошук здійснювався за словами «вивихи акроміального кінця ключиці», «оперативне лікування».

## Результати

Найбільш поширеною класифікацією вивихів АКК є класифікація Rockwood, що включає шість типів вивихів [4].

Поруч з доволі деталізованою класифікацією пошкоджень сумково-зв'язкового апарату ключично-акроміального суглоба за Rockwood існує більш спрощена, але така, що відповідає практичним потребам, класифікація за Tossy, яка виділяє три типи пошкоджень [5].

Предметна дискусія з приводу показань до оперативного лікування відбулась у перші десятиліття ХХІ століття. Її результатом став висновок, що вивихи АКК типу I і II за Rockwood не потребують оперативного лікування (Beitzel K. et al., 2013), у той час як типи III, IV і V потребують оперативного втручання (Mazzocca A.D. et al., 2013) [6].

Незважаючи на вищезначені висновки, питання про вибір методу лікування при II і III типах пошкодження залишається не вирішеним. Оперативне лікування вивихів II типу не має суттєвих переваг порівняно із застосуванням консервативних способів. При вивихах III типу оперативне лікування показане пацієнтам, які займаються важкою фізичною працею та спортом. Поряд з цим була висловлена думка, що при III типі пошкодження слід притримуватись консервативної тактики, але якщо вона не дає бажаного результату, то рекомендовано оперативне втручання, що призводить до суб'єктивізації вибору тактики лікування [7].

Окрім цього, і після визначення напрямків лікування не досягнуто згоди щодо об'єму оперативного втручання, а з огляду на кількість існуючих способів вирішення цього нагального аспекту є актуальним питанням сьогодення.

Як показав аналіз, при оперативному лікуванні гострих ушкоджень сумково-зв'язкового апарату АКС терміни хірургічного втручання є фактором клінічної значущості. Системний огляд літератури дозволяє зробити висновок, що раннє оперативне лікування (протягом перших 3 тижнів) забезпечує суттєво кращі результати щодо функції в плечовому суглобі, що узгоджується з останніми фундаментальними дослідженнями в гістології, які описують динаміку біологічної реакції загоєння пошкоджених зв'язкових структур, а також результатами багаточентрових досліджень, які дозволяють визначити критичний період оперативного лікування — 10 днів [8].

Для системного об'єктивного аналізу різноманітних способів оперативних втручань їх варто розподілити на декілька груп.

**Група 1.** Ушивання ключично-акроміальних зв'язок і фіксація металевими конструкціями: а) АКК — акроміальний відросток лопатки; б) ключиця — ключоподібний відросток лопатки.

**Група 2.** Оперативні втручання, які включають різноманітні види пластики пошкоджених зв'язок: а) акроміально-ключичних; б) ключично-ключоподібних; в) акроміально-ключичних і ключично-ключоподібних.

Згідно з літературними джерелами, першість у застосуванні металевих конструкцій для стабілізації АКК належить Куперу, який у 1861 році застосував срібний дріт для з'єднання АКК та акроміального відростка лопатки. Недоліки застосування дроту (прорізання кісткової тканини, руйнація з втратою фіксації та рецидивом вивиху, потреба в зовнішній іммобілізації) стали підставою для розробки й впровадження інших фіксаторів — спиць, гвинтів, стрижнів, які застосовувались



як після закритого, так і після відкритого усунення виху АКК.

Як в минулому, так і тепер фіксація ключиці проводиться за допомогою металевих конструкцій у ділянці «ключиця — дзьобоподібний відросток» або «ключиця — акроміальний відросток».

Фіксація АКК до акроміального відростка лопатки і досі є пріоритетною. На сьогодні, особливо за кордоном, найбільш вживаною конструкцією є гачкоподібна пластина — hook plate (47 % оперативних втручань), запропонована G.E. Fade і J.E. Scullion (2002). Механізм дії даної конструкції полягає у формуванні важеля, який забезпечує рівновагу між пластиною (розміщеною на ключиці) та гачком (розміщеним під акроміоном) [9].

Протягом перших 10–15 років застосування гачкоподібної пластини автори повідомляли про позитивні сторони її застосування (простота імплантації, забезпечення достатньої стабілізації АКК, результативність) [10].

З накопиченням досвіду використання hook plate і проведенням ретроспективного аналізу результатів лікування у віддалені терміни в літературних джерелах все частіше з'являються повідомлення про суттєві недоліки даної конструкції. Перш за все це біль у ділянці плеча, який зумовлений двома складовими. Після імплантації гачкоподібної пластини вона створює довготривалий досить вагомий тиск на ключицю (за рахунок гвинтів) і, що більш важливо, на акроміальний відросток. З іншого боку, має місце післятравматичний артрит, спричинений фрагментованими тканинами (кістки, суглобові диски, хрящі та зв'язки), які залишаються в КАС після оперативного втручання, а також руйнація тканин, яка триває в період наявності конструкції та подразнення периферичних нервів у м'яких тканинах між гачком пластини та акроміоном [11].

Hook plate може спричинити так званий синдром субакроміального удару, що призводить до пошкодження обертальної манжети. H.Y. Lin et al. (2014) при оперативному лікуванні 40 пацієнтів з вивихами АКК і фіксацією гачкоподібною пластиною у 15 (37,5 %) хворих діагностували синдром субакроміального удару, серед яких у шести випадках — пошкодження ротаторної манжети [12].

Суттєвим недоліком конструкції є руйнація кісткової тканини, особливо в ділянці акроміального відростка лопатки — утворення субакроміальних ерозій. Ho-Seok Oh et al. (2022) із 30 прооперованих пацієнтів у 18 виявили субакроміальну ерозію, у 4 пацієнтів спостерігалось порушення конгруентності: підвивих — 2; вивих — 2 [13].

Joо Han Oh et al. (2018) також констатують, що hook plate у результаті тиску на нижню поверхню акроміального відростка викликає ерозію. Оскільки конструкція пластини дозволяє підтримувати нормальну біомеханіку КАС, гачок рухається при відведенні й приведенні плеча, що призводить до розвитку імпріджменту, остеолізу, артриту суглоба, а також провокує кальцифіка-

цію та осифікацію сумково-зв'язкового апарату. Використання даної конструкції потребує індивідуального підбору, особливо вертикальної частини конструкції, остання не спроможна регулювати ширину АКК [14].

З огляду на недоліки окремого використання спиць і металевого дроту J. Judet об'єднав їх для стабілізації АКК [15]. Спосіб знайшов свій подальший розвиток і втілення в практику під назвою «спосіб Вебера», або tension band wiring (натяжна стрічка).

Firat Ozan et al. повідомлюють про дослідження результатів лікування 24 пацієнтів (18 чоловіків і 6 жінок) із травматичним гострим вивихом АКК III типу згідно з класифікацією Rockwood, які лікувалися хірургічним шляхом за допомогою стабілізаційної техніки натяжної стрічки. Повна конгруентність в АКК була у 13 (54,2 %) пацієнтів, а підвивих виявлено в 11 (45,8 %) пацієнтів. У 6 (25 %) хворих відзначено дистальний остеоліз ключиці. У п'яти (20,8 %) оперованих на контрольних рентгенограмах виявлено остеоартроз АКК. Під час подальшого спостереження міграція та розрив дроту відбулися в чотирьох (16,6 %) і семи (29,1 %) пацієнтів відповідно. На думку авторів, хірургічне лікування за допомогою методу натяжної стрічки забезпечило функціонально задовільні результати, навіть якщо розвинулися ускладнення, пов'язані безпосередньо з імплантатами. Незалежно від віку автори рекомендують його як основний метод лікування для пацієнтів, які не мають надто високих очікувань щодо функції свого плеча і не займаються важкою фізичною працею, спортом [16].

О.А. Бур'янов і співавт. на підставі вивчення віддалених результатів оперативного лікування вивихів АКК у 93 пацієнтів, яким як стабілізуючі конструкції використовували спосіб Вебера і hook plate, встановили, що фіксація за Вебером при вивихах АКК має суттєві переваги перед використанням hook plate, такі як стабілізація акроміального кінця ключиці в горизонтальній площині, спроможність відновити відстань між суглобовими поверхнями, і не впливає на субакроміальний простір, однак відзначають такі недоліки способу, як міграція спиць, порушення цілісності обох складових конструкції [17].

У кінці 80-х років минулого століття для фіксації АКК була запропонована оригінальна конструкція — позасуглобовий фіксатор, який забезпечує надійну фіксацію і повністю виключає додаткову травматизацію суглобових поверхонь КАС і міграцію [18].

B. Bosworth у 1948 році започаткував фіксацію ключиці до клювоподібного відростка лопатки за допомогою гвинта. Незважаючи на досить сумнівні результати (з 8 прооперованих хворих у двох відбулося порушення цілісності гвинта, у 3 — міграція з клювоподібного відростка), спосіб знайшов підтримку й надалі був удосконалений [19].

Серед запропонованих фіксаторів для такого типу стабілізації доцільно згадати пружинний W-подібний фіксатор і пластину-шайбу В.Г. Климовицького. Частка позитивних результатів лікування кожним способом становить близько 85 %, однак у 15 % паці-

ентів автори відзначали міграцію конструкції та рецидив вивиху [20].

Дискусійним питанням сьогодення є визначення термінів вилучення занурюваних металевих конструкцій. Аналіз літературних джерел дозволяє виділити три положення щодо даного питання: металеві конструкції слід вилучати в терміни від 2 до 4 місяців; від 4 до 6 місяців; від 6 до 9 місяців [21].

Оперативні втручання при IV–VI типах пошкодження за Rockwood і III — за Tossy, на думку більшості дослідників сучасності, потребують відновлення зв'язкового апарату КАС шляхом використання авто-, алотрансплантатів або продуктів синтетичного походження (нитки, смужки тощо) з якірною фіксацією чи фіксацією іншого типу або без них [22].

Передумовою дискусії щодо того, який комплекс зв'язкового апарату ключиці доцільно відновлювати — ключично-дзюбоподібний чи акроміально-ключичний, є протиріччя анатомо-біомеханічних досліджень, тому на даному етапі використання того чи іншого способу залежить від позиції дослідника.

Засновником відновлення ключично-акроміальної зв'язки вважається W.V. Carrel, який в 1928 році виконав пластику за допомогою широкої фасції стегна [23].

У подальшому як донорський матеріал використовували різноманітні структури з різних ділянок: шкіру, сухожилки, зв'язки. Додаткова травматизація при використанні автотрансплантатів спонукала дослідників до використання синтетичних матеріалів.

Подальший розвиток знань у галузі полімерних матеріалів забезпечив їх широке використання в медичній практиці загалом і при лікуванні вивихів АКК зокрема, а новітні способи їх фіксації (різноманітні типи якірних, розсмоктувальних гвинтів) — широке впровадження [24].

Останнім часом способи реконструкції КАС зосереджені на відновленні клюво-ключичного зв'язкового комплексу. Упровадження і реалізація даного напрямку ідентичні з напрямком відновлення ключично-акроміального комплексу в плані використання матеріалів для пластики пошкоджених зв'язок.

На початку використовувались автотрансплантати, однак незадовільні результати використання біологічних тканин спонукали до пошуку й використання полімерних матеріалів (нейлонові, капронові, поліхлорвінілові нитки або смужки), для яких характерна суттєво більша механічна міцність, ніж у природних структур [25].

Для усунення недоліків використання полімерів, перш за все прорізання кісткової тканини, у подальшому були запропоновані різноманітні способи їх фіксації.

Як альтернатива простим швам для реконструкції клюво-ключичного комплексу був впроваджений спосіб фіксації за допомогою гудзикоподібних конструкцій. Конструкція включає два металевих гудзики, які з'єднані товстим нерозсмоктувальним полімерним матеріалом. Гудзики фіксуються до ключиці й дзюбоподібного виростка [26].

Використання одного шва не є ефективним у плані стабілізації АКК, тому для відновлення конічної і трапецієподібної порції рекомендують використання декількох швів, що посилює різнопланову стабільність.

Так, S. Struhl і T. Wolfson (2015) застосовували Endobutton з подвійною безперервною петлею або у вигляді вісімкоподібного шва [27].

У багатьох статтях повідомлялося про подвійну й потрійну пластику Endobutton при лікуванні вивиху АКК, при якій відновлюють коноїдну й трапецієподібну зв'язки за допомогою трьох кнопкових пластин і двох ниток-волокон [28].

N. Maziak et al. повідомили, що застосування потрійної пластики Endobutton привело до задовільного клінічного результату й забезпечило відмінну біомеханічну стабільність. Хоча технологія потрійного Endobutton вирішила багато проблем, усе ж є деякі недоліки, наприклад, довжину волоконного шва не можна регулювати за бажанням [29].

Для фіксації полімерних матеріалів, окрім гудзиків, широке застосування знайшли якірні фіксатори, хоча інші автори використовують способи без фіксації додатковими засобами [30].

У подальшому використання полімерних трансплантатів і способів їх фіксації сформувало системи: Surgilig, Tightrope, Flipptack, Minar та інші [31].

Подальші клінічні й анатомо-біомеханічні дослідження вказують, що відновлення ключично-акроміального або ключично-клювоподібного зв'язкового комплексу не забезпечує повноцінної стабільності АКК, і доводять необхідність пластики зв'язок обох локацій [32].

Уперше цей напрямок започаткував Bunnell, який для відновлення обох зв'язкових комплексів використав смужку широкої фасції стегна. Оперативне втручання знайшло широке застосування, і для його реалізації застосовувались різноманітні автотрансплантати [33].

Загальновідомі недоліки автотрансплантатів і необхідність довготривалої зовнішньої іммобілізації стали підґрунтям для використання різноманітних полімерів, які знайшли широке впровадження на сучасному етапі.

Різноманіття сучасних способів відновлення обох зв'язкових комплексів характеризується широким розмаїттям трансплантатів, напрямками їх проведення і фіксації, які використовуються в поєднанні з фіксуючими металоконструкціями або без них [34].

Сучасні методи анатомічного відновлення статичних стабілізаторів при вивихах АКК незалежно від способу, природи трансплантата та його фіксації вимагають створення каналів в акроміальному або дзюбоподібному відростку лопатки й ключиці залежно від обраної методики.

Хоча існує об'єктивна необхідність цієї складової оперативних втручань, створення каналів для проведення трансплантата або їх фіксації призводить до послаблення механічної міцності вищезгаданих кісткових структур.

F. Dyrna et al. провели аналіз кінцевих елементів моделювання кісткових тунелів і векторів сили на акроміальному відростку лопатки 45 трупних зразків з використанням сервогідролічної випробувальної системи MTS 858. Були проаналізовані різні тунелі: горизонтальні (передньозадня орієнтація) та вертикальні (нижньоверхня орієнтація) з діаметром тунелю 2,4 і 4,5 мм. Крім того, було змінено довжину тунелю і відстань між тунелями. На підставі отриманих результатів автори зробили висновок, що, незважаючи на певну втрату механічної міцності, тунелі, виконані в акроміальному відростку, не призвели до збільшення ризику перелому. Однак описові дані показали тенденцію до підвищеного ризику переломів, якщо тунелі розміщені в горизонтальному напрямку і мають діаметр 4,5 мм. «Безпечною зоною» для проведення кісткових тунелів є передня половина відростка, тому сучасні методи анатомічної реконструкції КАС, які використовують фіксацію трансплантатів або швів на акроміоні, є безпечними в поточних діапазонах розміщення тунелю та розмірів [35].

U.J. Spiegel et al. проводили дослідження на 2 групах парних трупних ключиць. Ключиці були підготовлені з використанням 2,4-міліметрових тунелів і пристроїв кортикальної фіксації (CFB) і 6,0-міліметрових тунелів з трансплантатами сухожилля підколінного м'яза (TGs) і гвинтами для тенодезу; контралатеральні ключиці залишилися недоторканими. За результатами дослідження було встановлено: техніка TGs значно зменшила міцність ключиці порівняно з інтактною ( $P = 0,011$ ) і спричинила значно більше зниження міцності (середнє значення  $-30,7\%$ ; діапазон від 8,1 до  $-62,5\%$ ), ніж техніка CFB (середнє значення  $-3,8\%$ ; діапазон від 34,2 до  $-28,1\%$ ;  $P = 0,031$ ). При застосуванні методу CFB не було істотних відмінностей від інтактної ключиці ( $P = 0,314$ ). Встановлена значна кореляція між шириною ключиці та зменшенням сили ( $\tau = -0,36$ ,  $P = 0,04$ ) і між відносним розміром тунелю та зменшенням сили ( $\tau = 0,51$ ,  $P = 0,005$ ). Доведено, що найбільш оптимальним діаметром тунелю в ділянці ключиці, який забезпечує проведення трансплантату і несуттєво впливає на міцність ключиці, є 4 мм [36].

L.S. Rylander et al. у своєму дослідженні вивчали діаметр тунелю як незалежний фактор ризику невдачі фіксації до дзьобоподібного відростка після транскоракоїдної реконструкції, а також вплив варіації розміру відростка і щільності лопатки на неспроможність фіксації. Шістдесят дві трупні лопатки були рандомізовані в 4 групи: контрольна група без коракоїдного отвору, група з 4-міліметровим транскоракоїдним тунелем, група з 6-міліметровим транскоракоїдним тунелем і група з технікою розетки за допомогою 6-міліметрового отвору зверху і 4-міліметрового — знизу. Вимірювали щільність кісткової тканини для всіх зразків. Розміри дзьобоподібного відростка були кількісно визначені. Усі просвердлені зразки вийшли з ладу через висмикування кнопки, а всі контрольні зразки — через перелом коракоїда. Середня міцність на висмикування для кожної групи тунелю була такою: 4 мм — 296,9 Н;

6 мм — 146,2 Н; гніздо 6–4 — 261,8 Н; контроль — 762,9 Н. Результати дослідження показують, що при застосуванні методики транскоракоїдної реконструкції 4-міліметрова тунельна техніка є значно міцнішою, ніж 6-міліметрова тунельна техніка. Жоден відросток з різними діаметрами тунелю не наблизився за міцністю до нативних контрольних зразків [37].

Різнопланові оперативні втручання реалізуються традиційним шляхом (розтин м'яких тканин) і з використанням артроскопічної техніки, яка доволі часто застосовується в сучасних умовах.

Переваги артроскопічної асистенції: одночасна діагностика патології КАС і плечового суглоба; одноетапне малоінвазивне втручання; добре сприйняття пацієнтом. Серед недоліків і ускладнень відзначають такі: технічно складна процедура, яку виконують фахівці; обмежувальне післяопераційне лікування; ретенція імплантату та його подразнення (до 25 %); ятрогенні переломи ключиці та дзьобоподібного відростка (до 20 %) [38].

Частка незадовільних кінцевих результатів застосування різних способів оперативних втручань становить від 9 до 12 %. Відносно високий рівень незадовільних результатів зумовлений такими основними чинниками, як: горизонтальна нестабільність АКК, порушення конгруентності в суглобі, гетеротопічна осифікація та післятравматичний остеоартроз КАС [39].

З огляду на сучасний стан підходів до лікування вивихів АКК подальші дослідження, а також удосконалення і розробка новітніх способів лікування вивихів АКК об'єктивно зумовлені.

## Висновки

1. Пріоритетним напрямком є стабілізація ключиці шляхом фіксації її акроміального кінця до акроміального відростка лопатки металевими конструкціями, серед яких hook plate і спосіб Вебера є найбільш вживаними. Однак суттєві недоліки при їх використанні зумовлюють необхідність розробки новітніх конструкцій.

2. Перспективним напрямком відновлення статичних стабілізаторів ключиці є оперативні способи, які поєднують відновлення ключично-дзьобоподібного й акроміально-ключичних зв'язкових комплексів. Об'єктивна необхідність створення каналів для трансплантатів призводить до послаблення механічної міцності кісткових структур, тому питання щодо напрямку, діаметра й ділянки проведення каналів потребує подальшого вивчення.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

**Інформація про фінансування.** Автори заявляють про відсутність сторонньої фінансової підтримки даного дослідження.

**Внесок авторів.** Бур'янов О.А. — концепція і дизайн дослідження; Чекушин Д.А. — написання тексту; Кваша В.П. — аналіз отриманих даних.

## Список літератури

1. Saraglis G., Prinja A., To K. et al. Surgical treatments for acute unstable acromioclavicular joint dislocations. *SICOT J.* 2022. 8. 38. Published online. doi: 10.1051/sicotj/2022038.
2. Nolte P.C., Lacheta L., Dekker T.J. et al. Optimal Management of Acromioclavicular Dislocation: Current Perspectives. *Orthop. Res. Rev.* 2020. 12. 27-44. doi: 10.2147/ORR.S218991.
3. Berthold D.P., Muench L.N., Beitzel K. et al. Minimum 10-year outcomes after revision anatomic Coracoclavicular ligament reconstruction for acromioclavicular joint instability. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine.* 2020. 8(9). 23-29. doi: 10.1177/2325967120947033.
4. Rockwood C.A. Subluxations and dislocations about the shoulder. In: Rockwood C.A. Jr, Green D.P., eds. *Fractures in adults*, 2nd ed. Philadelphia. 1984. 34-39.
5. Tossy J.D., Mead N.C., Sigmond H.M. Acromioclavicular separations: useful and practical classification for treatment. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1963. 28. 111-119.
6. Rosso C., Martetschläger F., Saccomanno M.F. et al. High degree of consensus achieved regarding diagnosis and treatment of acromioclavicular joint instability among ESA-ESSKA members. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2021. 29(7). 2325-2332. doi: 10.1007/s00167-020-06286-w.
7. Kim S.-H., Koh K.-H. Treatment of Rockwood Type III Acromioclavicular Joint Dislocation. *Clin. Shoulder Elb.* 2018. 21(1). 48-55. doi: 10.5397/cise.2018.21.1.48.
8. Song T., Yan X., Ye T. Coparison of the outcome of early and delayed surgical treatment of complete acromioclavicular joint dislocation. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2016. 24. 1943-1950.
9. Fade G.E., Scullion J.E. Hook plate fixation for lateral-clavicular malunion. *AO Dialogue.* 2002. Vol. 15. № 1. 14-18.
10. Stein T., Muller D., Blank M. et al. Stabilization of acute high-grade acromioclavicular joint separation: a prospective assessment of the clavicular hook plate versus the double double-button suture procedure. *Am. J. Sports Med.* 2018. 46(11). 2725-2734. doi: 10.1177/0363546518788355.
11. Xin Pan, Rui-yan Lv, Ming-gang Lv et al. TightRope vs Clavicular Hook Plate for Rockwood III-V Acromioclavicular Dislocations: A Meta-Analysis. *Orthop. Surg.* 2020. 12(4). 1045-1052. doi: 10.1111/os.12724.
12. Lin H.Y., Wong P.K., Ho W.P. et al. Clavicular hook plate may induce subacromial shoulder impingement and rotator cuff lesion — dynamic sonographic evaluation. *J. Orthop. Surg. Res.* 2014. 9. 6-11.
13. Ho-Seok Oh, Sungmin Kim, Jeong-Hun Hyun et al. Effect of subacromial erosion shape on rotator cuff and clinical outcomes after hook plate fixation in type 5 acromioclavicular joint dislocations: a retrospective cohort study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2022. 23. 42. doi: 10.1186/s12891-021-04987-y.
14. Joo Han Oh, Seunggi Min, Jae Wook Jung et al. Clinical and Radiological Results of Hook Plate Fixation in Acute Acromioclavicular Joint Dislocations and Distal Clavicle Fractures. *Clin. Shoulder Elb.* 2018. 21(2). 95-100. doi: 10.5397/cise.2018.21.2.95.
15. Judet J. Les luxations acromoclaviculaires recentes. *Chirurgi.* 1976. Vol. 102. № 12. 1016-1019.
16. Ozan F., Gök S., Okur K.T. et al. Results of Tension Band Wiring Technique for Acute Rockwood Type III Acromioclavicular Joint Dislocation. *Cureus.* 2020. 12(12). e12203. doi: 10.7759/cureus.12203.
17. Бур'янов О.А., Кваша В.П., Чекушин Д.А. та ін. Аналіз віддалених результатів оперативного лікування вивихів акроміального кінця ключиці. *Травма.* 2021. Т. 22. № 6. 4-9. doi.org/10.22141/1608-1706.
18. Кваша В.П. Хирургическое лечение вывихов акроміального конца ключицы. Дис... канд. мед. наук. Киев, 1989. 125 с.
19. Bosworth B. Acromioclavicular dislocation; end result of screw suspension treatment. *Ann. Surg.* 1948. Vol. 127. № 1. 98-111.
20. Климовицкий В.Г., Уманский К.С., Тяжелов А.А. и др. Методика фиксации акроміально-ключичного сустава, сохраняющая его физиологическую подвижность. *Ортопедия, травматология и протезирование.* 2010. № 3. 76-78.
21. Долгополов О.П., Ярова М.Л., Безрученко С.О. Ретроспективний аналіз лікування хворих із вивихами акроміального кінця ключиці спеціалізованою пластиною. *Запорізький медичний журнал.* 2020. Т. 22. № 2(119). 231-239. DOI: 10.14739/2310-1210.2020.2.200623.
22. Tuxun A., Keremu A., Aila P. et al. Combination of Clavicular Hook Plate with Coracoacromial Ligament Transposition in Treatment of Acromioclavicular Joint Dislocation. *Orthop. Surg.* 2022. 14(3). 613-620. doi: 10.1111/os.13197.
23. Carrell W.B. Dislocation of the outer end of clavicle. *J. Bone Jt Surg.* 1928. 10. 31.
24. Yerosian M., Rangarajan R., Bastian S. et al. Anatomic reconstruction of acromioclavicular joint dislocations using allograft and synthetic ligament. *JSES International.* 2020. 4(3). 515-518.
25. Jeong J.Y., Chun Y.-M. Treatment of acute high-grade acromioclavicular joint dislocation. *Clin. Shoulder Elbow.* 2020. 23(3). 159-165. https://doi.org/10.5397/cise.2020.00150.
26. Kim S.-H., Koh K.-H. Treatment of Rockwood Type III Acromioclavicular Joint Dislocation. *Clinics in Shoulder and Elbow.* 2018. 21. 48-55. https://doi.org/10.5397/cise.2018.21.1.48
27. Özcafer R., Albayrak K., Lapçin O. et al. Early clinical and radiographic results of fixation with the TightRope device for Rockwood type V acromioclavicular joint dislocation: A retrospective review of 15 patients. *Acta Orthopaedica et Traumatology Turcica.* 2020. 54(5). 473-477. doi: 10.5152/j.aott.2020.18407.
28. Berthold D.P., Muench L.N., Dyrna F. et al. Current concepts in acromioclavicular joint (AC) instability — a proposed treatment algorithm for acute and chronic AC-joint surgery. *Musculoskelet. Disord.* 2022. 23(1). 254-261. doi: 10.1186/s12891-022-05935-0. PMID: 36494652.
29. Mazziak N., Audige L., Hann C. et al. Factors predicting the outcome after arthroscopically assisted stabilization of acute high-grade acromioclavicular joint dislocations. *Am. J. Sports Med.* 2019. 47. 2670-2677.
30. Marchie A., Kumar A., Catre M. A modified surgical technique for reconstruction of an acute acromioclavicular joint dislocation. *Int. J. Shoulder Surg.* 2009. 3 (3). 66-68.

31. Zhang L., Wen Y., Zhang M. et al. Efficacy of Transosseous Tunnel Placement for Triple Endobutton Plate in Acromioclavicular Joint Reconstruction: A Three-Dimensional Printing Guide Design Technology. *Orthop. Surg.* 2022. 14(2). 422-426. doi: 10.1111/os.13091.
32. Alkoheji M., El-Daou H., Lee J. et al. Acromioclavicular joint reconstruction implants have differing ability to restore horizontal and vertical plane stability. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2021. 29(12). 3902-3909. doi: 10.1007/s00167-021-06700-x.
33. Гаврилов И.И., Шевченко В.И. Пат. 55833 А Украина, МПК (2002) 7А61В17/00. Способ лечения вывихов акромиального конца ключицы. Ин-т патологической анатомии и суставов им. Н.И. Ситенко АМН Украины. № 2002075512; заяв. 04.07.02; опубл. 15.04.03. Бюл. № 4.
34. Gültaç E., Can F.İ., Kılınc C.Y. et al. Comparison of the radiological and functional results of tight rope and Clavicular hook plate technique in the treatment of acute Acromioclavicular joint dislocation. *J. Investig. Surg.* 2021. 5. 1-4. 10.1080/08941939.2021.1897196.
35. Dyrna F., de Oliveira C.C.T., Nowak M., Voss A. et al. Risk of fracture of the acromion depends on size and orientation of acromial bone tunnels when performing acromioclavicular reconstruction. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2018. 26(1). 275-284. doi: 10.1007/s00167-017-4728-y.
36. Spiegl U.J., Smith S.D., Euler S.A. Biomechanical Consequences of Coracoclavicular Reconstruction Techniques on Clavicle Strength. *Am. J. Sports.* 2018. 42(7). 1724-30. DOI: 10.1177/0363546514524159.
37. Rylander L.S., Baldini T., Mitchell J.J., Messina M., Ellis I.A.J., McCarty E.C. Coracoclavicular ligament reconstruction: coracoid tunnel diameter correlates with failure risk. *Orthopedics.* 2018. 37(6). 531-535. doi: 10.3928/01477447-20140528-52.
38. Ibán R., Romero M., Heredia D. et al. The prevalence of intraarticular associated lesions after acute acromioclavicular joint injuries is 20 %. A systematic review and meta-analysis. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2020. 29(7). 2024-2038. doi: 10.1007/s00167-020-05917-6.
39. Jildeh T.R., Peebles A.M., Brown J.R. et al. Treatment of Failed Coracoclavicular Ligament Reconstructions: Primary Acromioclavicular Ligament and Capsular Reconstruction and Revision Coracoclavicular Ligament Reconstruction. 2022. 14. 11(8). 1387-1393. doi: 10.1016/j.eats.2022.03.027.

Отримано/Received 04.04.2023

Рецензовано/Revised 15.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 23.04.2023

**Information about authors**

Olexandr Buryanov, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

Dmytro A. Chekushyn, Intern Doctor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: xumuk0274@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-1151-4803>

Volodymyr P. Kvasha, MD, PhD, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: vlkvasha@ukr.net; phone: +380(50)3816557; <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289>

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

**Information about funding.** The authors declared that this study has received no financial support.

**Authors' contribution.** Buryanov O.A. — research concept and design; Chekushyn D.A. — writing text; Kvasha V.P. — analysis of the received data.

O.A. Buryanov, D.A. Chekushyn, V.P. Kvasha  
Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

### Surgical treatment of the acromioclavicular joint dislocation: modern trends and prospects

**Abstract. Background.** Acromioclavicular joint dislocations constitute from 6.8 to 26.1 % of all dislocations and rank third after dislocations of the shoulder and forearm. In the structure of acute traumatic injuries to the shoulder girdle, the proportion of acromioclavicular joint dislocations is above 12 %. These injuries are more common in men of the most working age (from 30 to 40 years) and in athletes engaged in contact sports. Poor outcomes of surgical treatment vary from 9 to 12 %. The aim of the study: to determine modern principles of surgical treatment for acromioclavicular joint dislocations, problematic issues and advanced solutions. **Materials and methods.** Analysis of literature sources was carried out using PubMed, UpToDate, Scopus, Web of Science, MEDLINE, The Cochrane Library, Embase, Global Health, CyberLeninka databases by search: acromioclavicular joint dislocations, surgical treatment. **Results.** The most common classification of acromioclavicular joint dislocations is Rockwood classification that includes six dislocation types. Despite the quite detailed classification of injuries to the acromioclavicular ligament according to Rockwood, the Tossy classification is more simplified, but meets practical needs, and distin-

guishes three types of damage. Stabilization of the clavicle with metal structures is realized by fixing to the coracoid process or acromion of the scapula, the latter is a priority. The disadvantages of the most used metal fixators were identified that require their optimization and development of innovative structures. The reasoned direction regarding static stabilizer restoration is plastic replacement of both ligamentous complexes. **Conclusions.** A priority direction is to stabilize the clavicle by fixing its acromial end to the acromion of the scapula with metal structures among which a hook plate and the Weber method are the most used. However, significant disadvantages in their use necessitate the development of innovative designs. A promising direction for the restoration of static clavicle stabilizers is surgical methods that combine the restoration of the coracoclavicular and acromioclavicular ligaments. The objective need to create channels for grafts leads to a weakening in the mechanical strength of the bony structures, so research regarding the direction, diameter, and location of these channels requires further investigation.

**Keywords:** examination; acromioclavicular joint dislocation; surgical treatment

Строєв М.Ю.<sup>1</sup>, Березка М.І.<sup>1</sup>, Власенко Д.В.<sup>1</sup>, Бітчук М.Д.<sup>1</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Яресько О.В.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна

<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## Аналіз напружено-деформованого стану моделі великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу в умовах зростаючого згинального навантаження

**Резюме. Актуальність.** Натепер спостерігається зростання переломів кісток нижньої кінцівки (47,3 %). Більше ніж 50 % ускладнень пов'язані з лікуванням переломів кісток гомілки, що спричинило 27,9 % інвалідності. **Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження залежно від маси пацієнта. **Матеріали та методи.** Модель імітувала перелом великогомілкової кістки в верхній третині та три типи остеосинтезу з використанням апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Моделі досліджувалися під впливом згинального навантаження 700 та 1200 Н. **Результати.** У нормі при згинальному навантаженні максимальні напруження визначаються в дистальному відділі великогомілкової кістки. При використанні остеосинтезу АЗФ максимальний рівень напружень спостерігається в дистальному фрагменті великогомілкової кістки. При остеосинтезі накістковою пластиною максимальні напруження визначаються в зону перелому. Остеосинтез інтрамедулярним стрижнем забезпечує найнижчий рівень напружень в зоні перелому. Підвищення величини навантаження до 1200 Н призводить до підвищення величин напружень у всіх елементах моделі. **Висновки.** При навантаженнях на згин найгірші показники рівня напружень в зоні перелому та металевій конструкції визначені при використанні накісткової пластини. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує найнижчий рівень напружень у зоні перелому, варто відзначити і найнижчий рівень напружень на самому апараті. Досить низькі показники напружень в зоні перелому та у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем.

**Ключові слова:** гомілка; перелом; згин; остеосинтез

### Вступ

Натепер спостерігається зростання переломів кісток нижньої кінцівки (47,3 %), серед яких 45–56 % становлять діафізарні переломи кісток гомілки [1–3]. Згідно з даними медико-соціальної експертної комісії м. Харкова, більше ніж 50 % ускладнень були пов'язані з лікуванням переломів кісток гомілки, що спричинило 27,9 % інвалідності. Усе це зумовило соціально-економічне значення цього

питання [4]. Вивчення біомеханічних особливостей взаємодії кістки та засобів остеосинтезу дозволяє знайти оптимальні підходи до тактики хірургічного лікування [5].

**Мета:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження залежно від маси пацієнта.

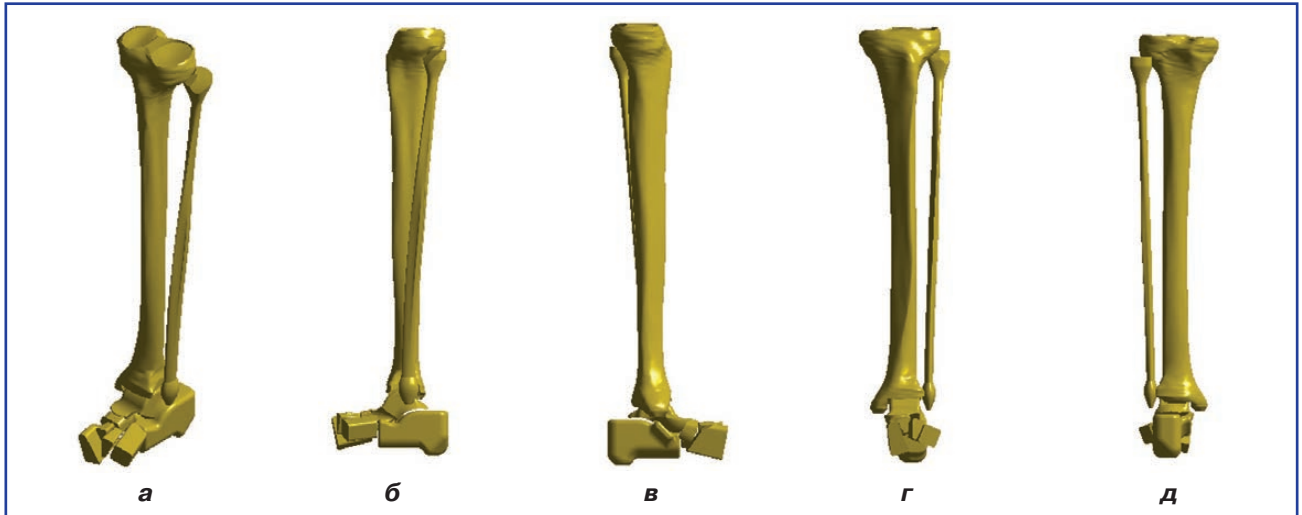
## Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів. ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» розроблено базову скінченно-елементну модель гомілки людини [6]. Загальний вигляд моделі показано на рис. 1.

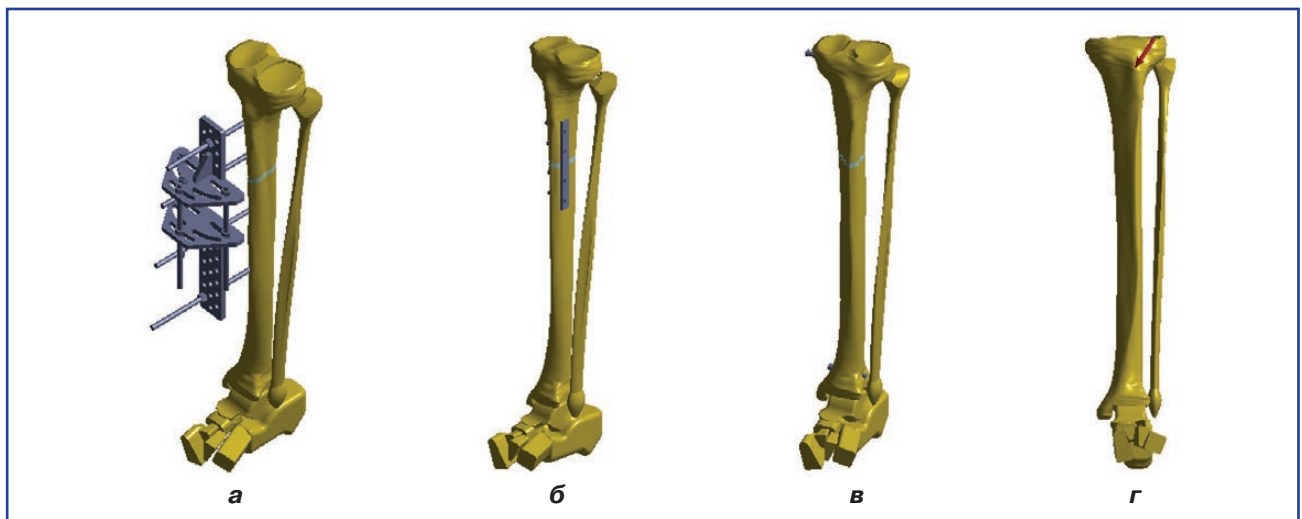
Модель складається з великогомілкової і малогомілкової кісток та кісток стопи. Усі суглоби між кісткови-

ми елементами мають шар із механічними властивостями хрящової тканини.

На базовій моделі імітували перелом великогомілкової кістки в верхній третині та три типи остеосинтезу з використанням апарата зовнішньої фіксації (АЗФ), накісткової пластини та інтрамедулярного стрижня. Проміжок між кістковими уламками в зоні перелому був заповнений елементом, що імітує кіст-



**Рисунок 1. Базова скінченно-елементна модель гомілки: а – загальний вигляд; б – вигляд з медіального боку; в – вигляд збоку; г – вигляд спереду; д – вигляд ззаду**



**Рисунок 2. Моделі перелому великогомілкової кістки в верхній третині з остеосинтезом: а – АЗФ; б – накісткова пластина; в – інтрамедулярний стрижень; г – схема навантаження моделей**

**Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів, які використовуються у моделюванні**

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона (ν)
Кортикальна кістка	18 350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Титан BT-16	$1,1 \cdot 10^5$	0,2

ковий регенерат. Зовнішній вигляд моделей з переломом у верхній третині великогомілкової кістки та різними видами остеосинтезу і схема їх навантаження показані на рис. 2.

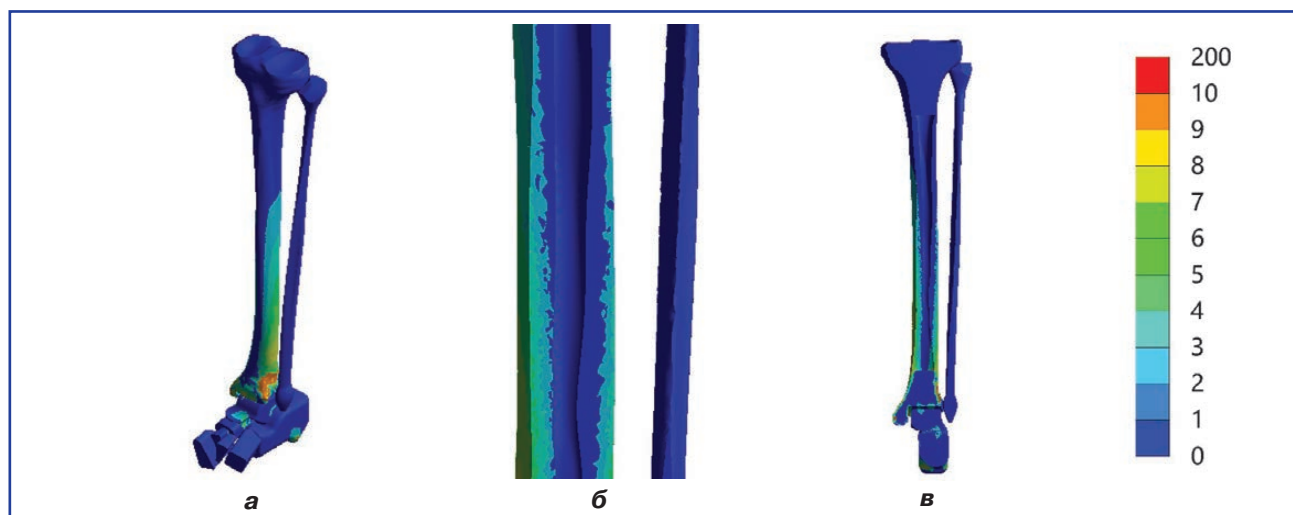
Усі моделі досліджували під впливом згинального навантаження 700 та 1200 Н, що відповідає масі пацієнта 70 та 120 кг. Стопу моделей було жорстко закріплено (рис. 2г).

У нашому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. Як кінцевий елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усі матеріали, з яких склалися моделі, одержали відповідні механічні властивості, як-от модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин було обрано згідно з літературою [1–4]. Властивості металоконструкцій було обрано відповідно до тех-

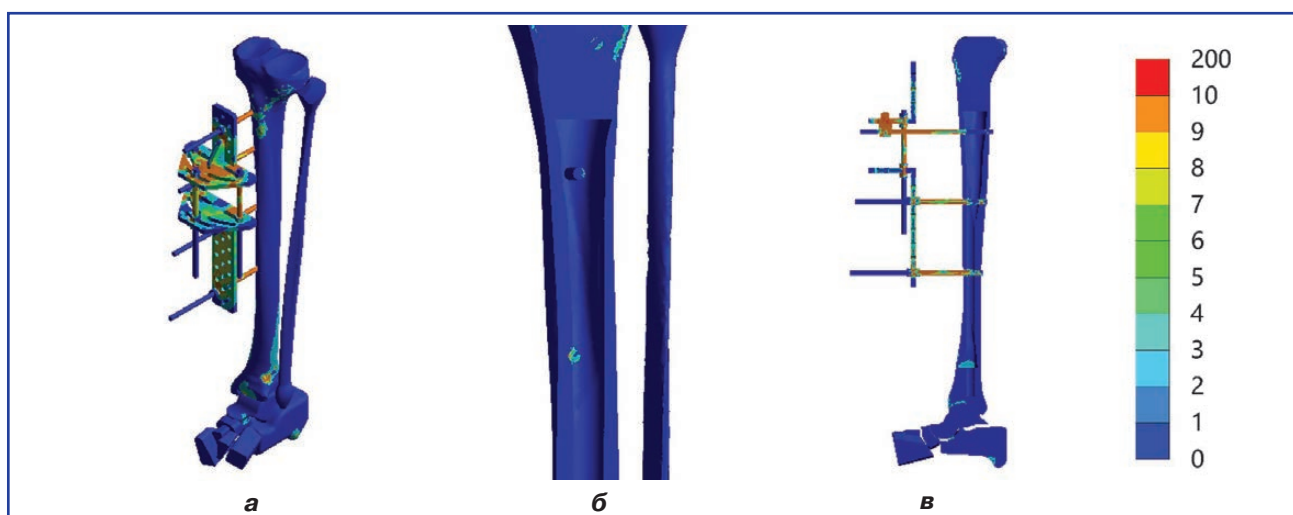
нічної літератури [5]. Дані про механічні характеристики матеріалів, що використовуються в моделюванні, наведені в табл. 1.

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні значення напружень у проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, у зоні перелому, у металевій конструкції та на фіксуючих гвинтах.

Дослідження моделей проводили методом скінченних елементів. Як критерій оцінки напружено-деформованого стану моделей використовувалося напруження за Мізесом [6]. Моделювання проводили за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконані з використанням програмного комплексу CosmosM [7].



**Рисунок 3.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки нормальна при згинальному навантаженні величиною 700 Н: а – загальний вигляд; б – середина діафіза; в – переріз великогомілкової кістки



**Рисунок 4.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі АЗФ при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки



## Результати

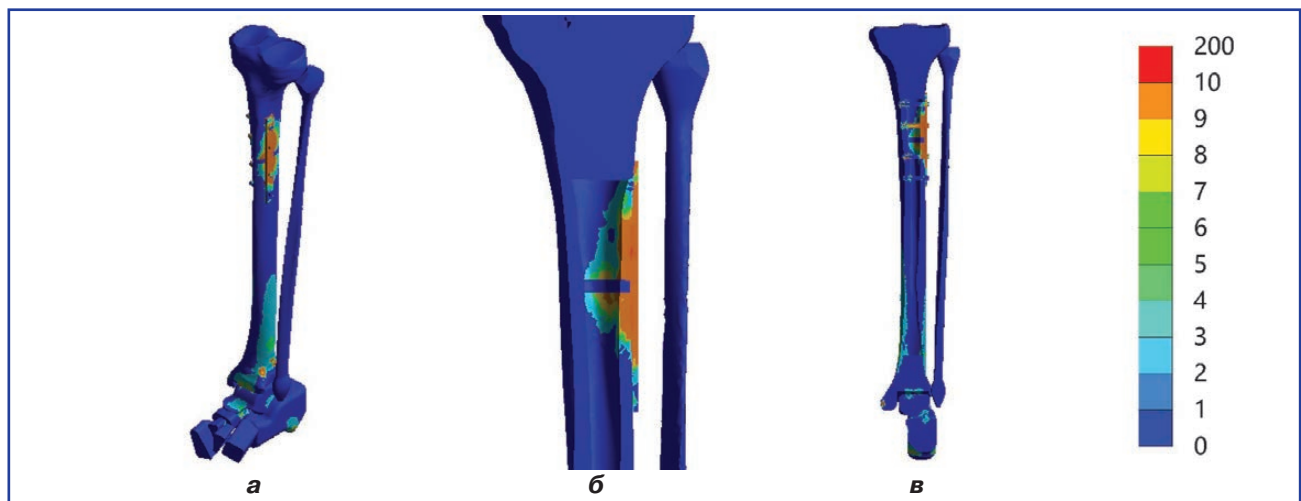
На першому етапі роботи вивчали напружено-деформований стан гомілки моделі з переломом великогомілкової кістки в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу під впливом згинального навантаження 700 Н. Розподіл напружень у моделі гомілки без перелому наведено на рис. 3.

Результати моделювання показали, що в нормі при згинальному навантаженні максимальні напруження величиною 9,6 МПа визначаються в дистальному відділі великогомілкової кістки. На проксимальному кінці реєструється мінімальний рівень напруження 1,5 МПа. У верхній третині діафіза великогомілкової кістки напруження визначаються на позначці 5,2 МПа.

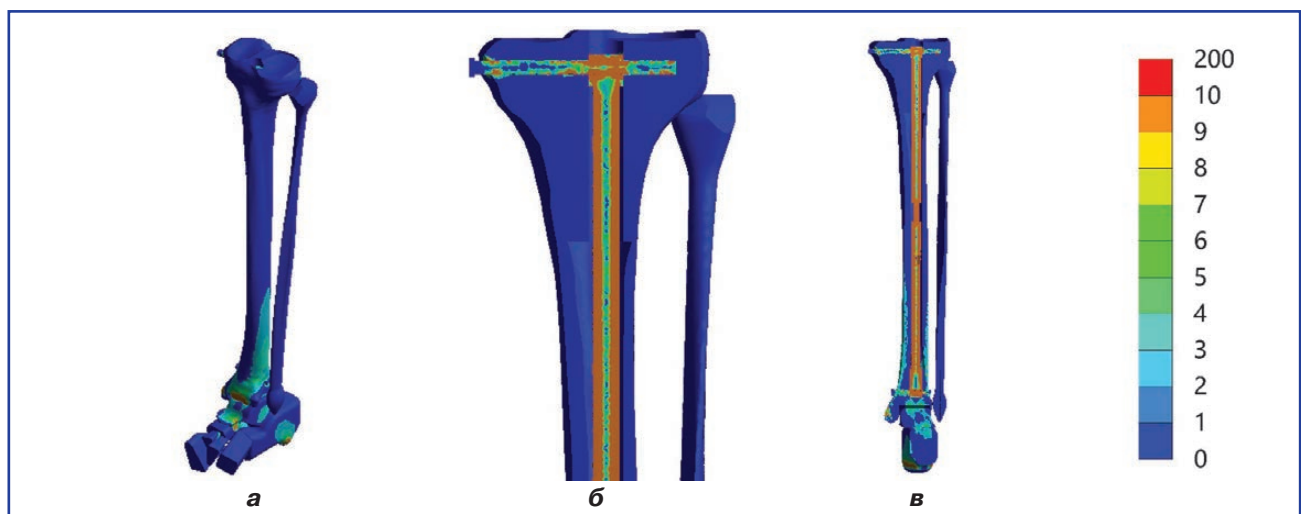
На рис. 4 наведена картина розподілу напружень у моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі АЗФ при згинальному навантаженні величиною 700 Н.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в верхній третині та згинальному навантаженні кінцівки масою пацієнта 70 кг максимальний рівень напруження 6,3 МПа спостерігається в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки. У дистальному відділі напруження не перевищують позначки 5,6 МПа. Найнижчий рівень напружень 0,2 МПа визначається в зоні перелому. На самому апараті згинальні навантаження не викликають критичного напруження, яке визначається на рівні 90,6 МПа в елементах конструкції і 15,4 МПа на крайніх фіксуючих стрижнях.

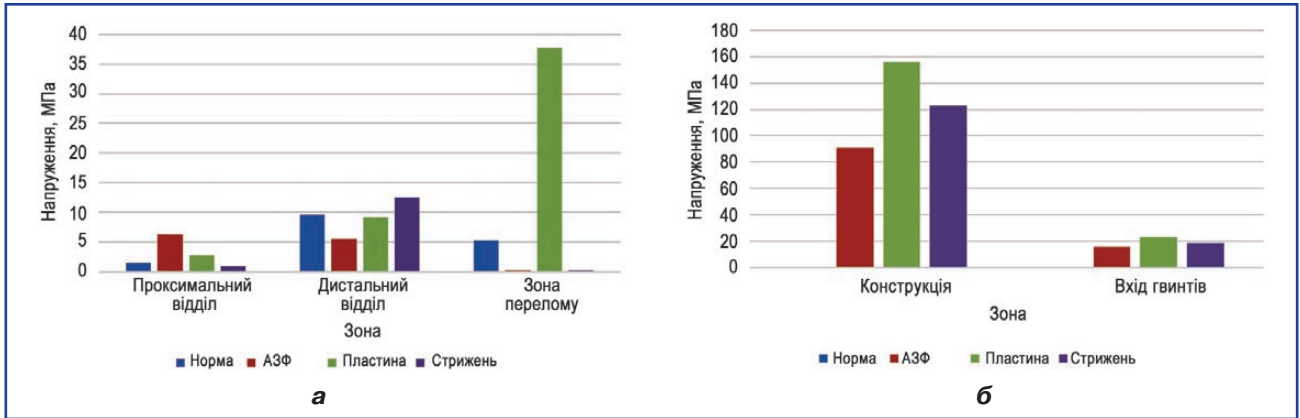
Розглянемо напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в верхній третині і остеосинтезом накістковою пластиною при згинальному навантаженні величиною 700 Н, який наведено на рис. 5.



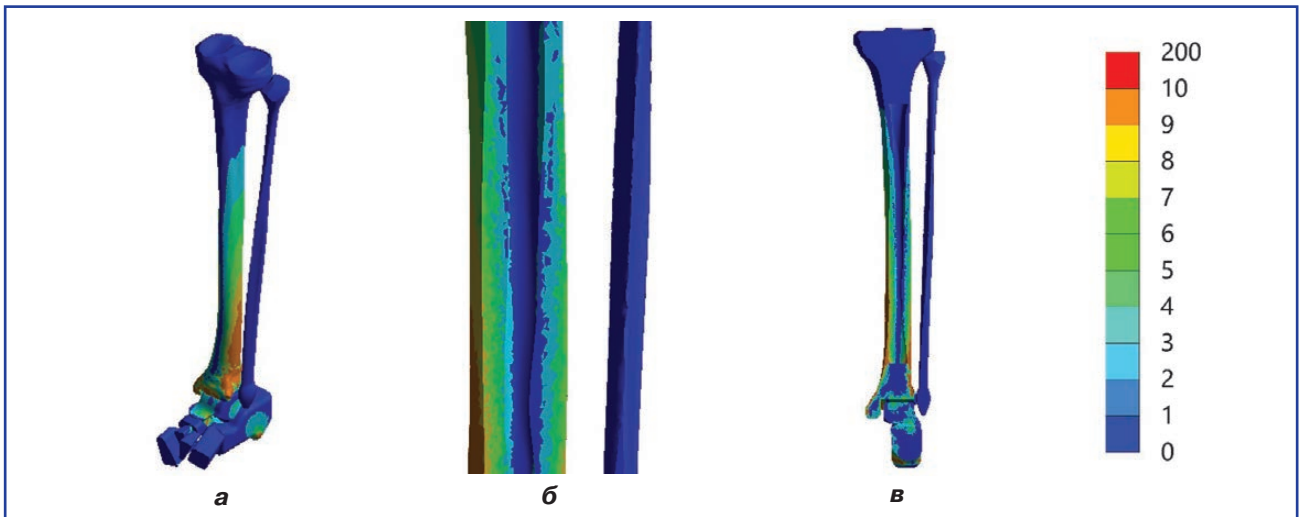
**Рисунок 5.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі накістковою пластиною при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки



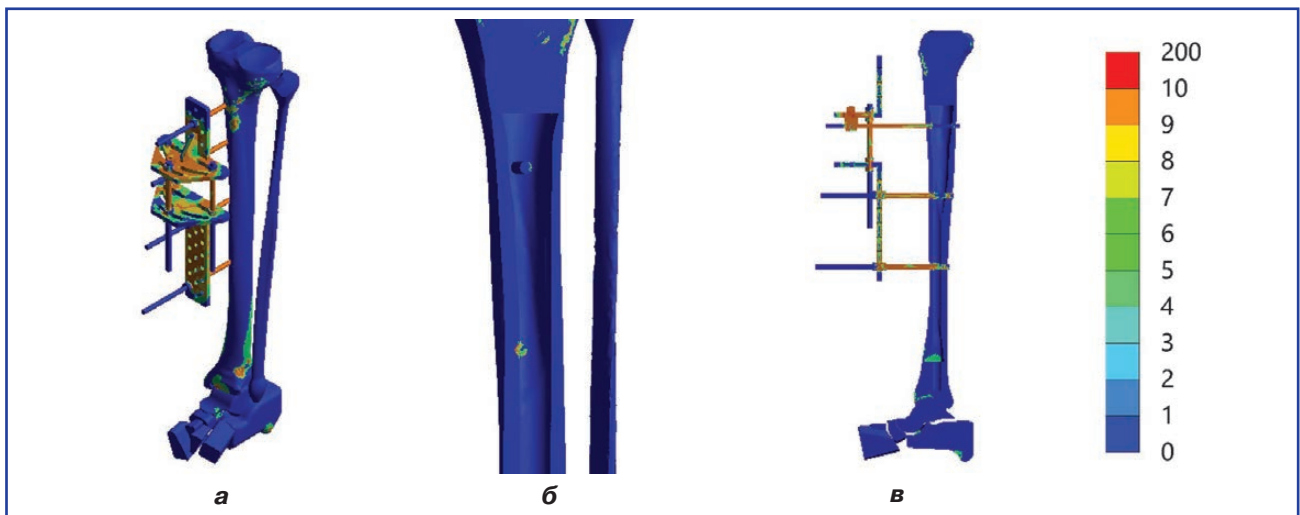
**Рисунок 6.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем при згинальному навантаженні 700 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки



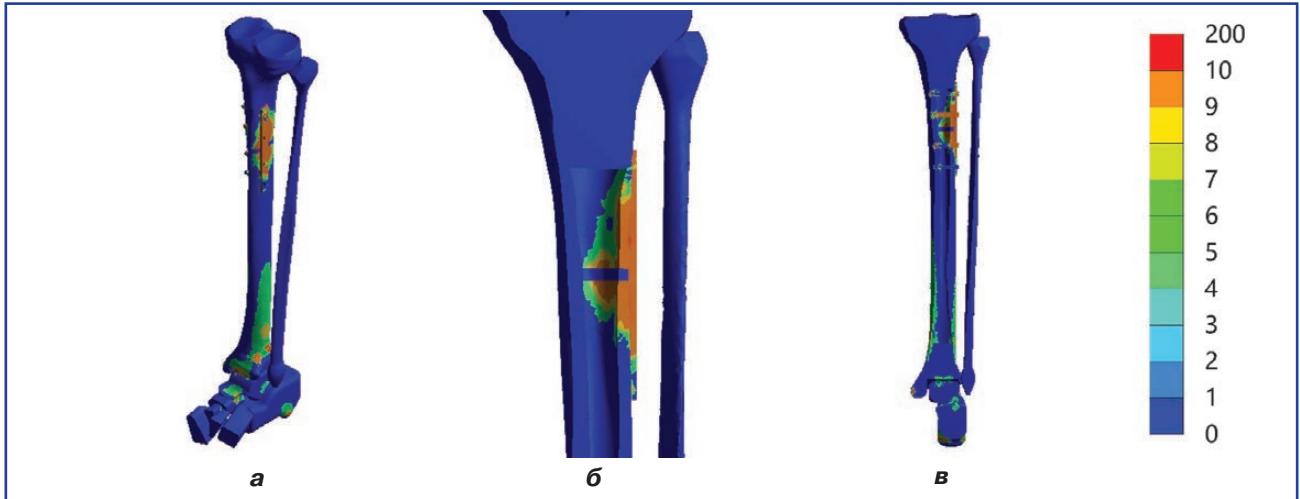
**Рисунок 7.** Діаграма максимальних значень напружень в елементах моделей голілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 700 Н: а – у кістковій тканині; б – в елементах конструкції



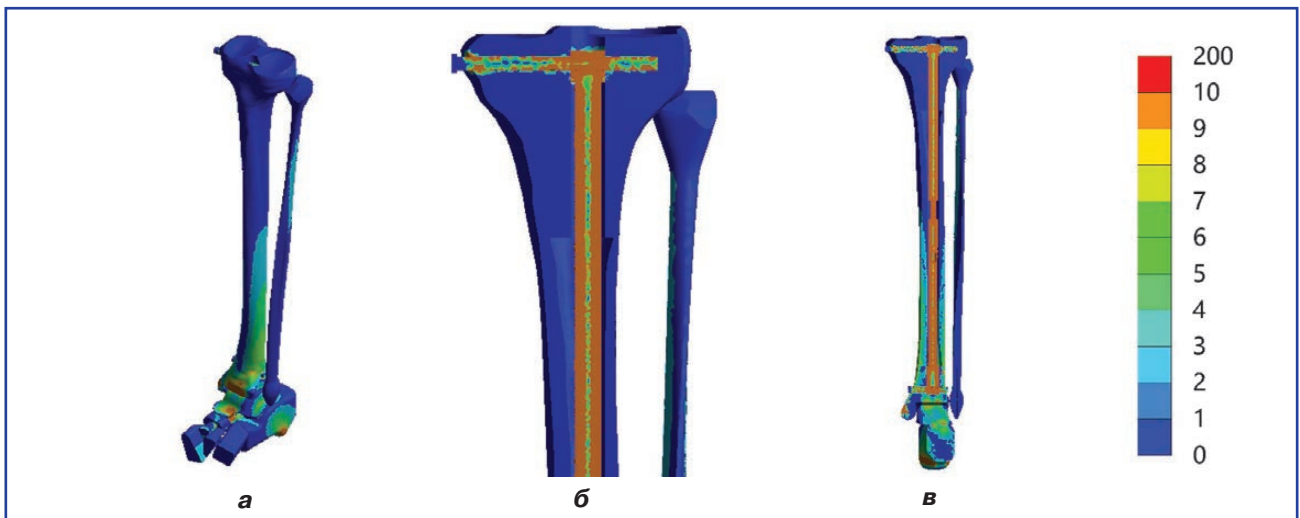
**Рисунок 8.** Картина розподілу напружень у моделі голілки в нормі при згинальному навантаженні величиною 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки



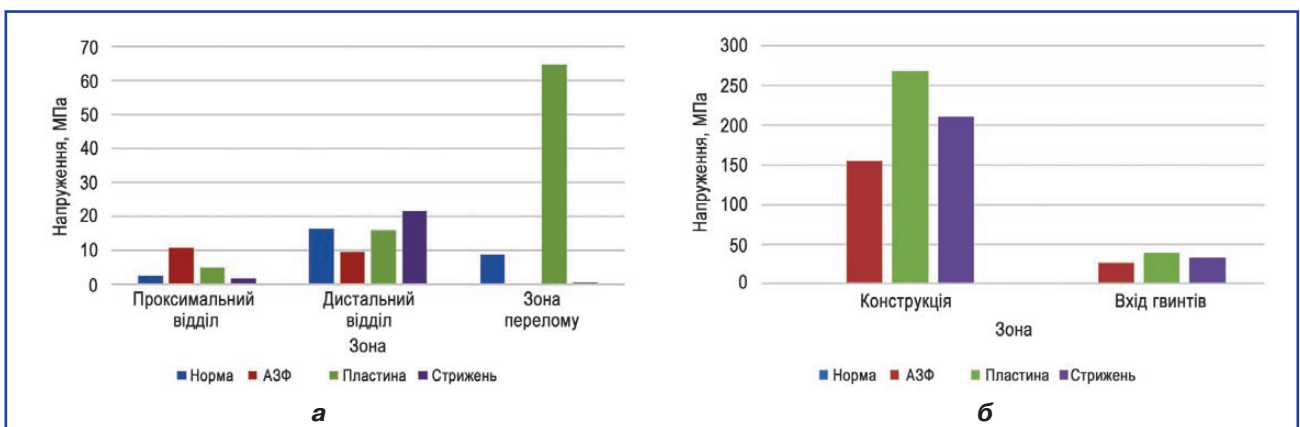
**Рисунок 9.** Картина розподілу напружень у моделі голілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі АЗФ під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки



**Рисунок 10.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі накістковою пластиною під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки



**Рисунок 11.** Картина розподілу напружень у моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем під згинальним навантаженням 1200 Н: а – загальний вигляд; б – зона перелому; в – переріз великогомілкової кістки

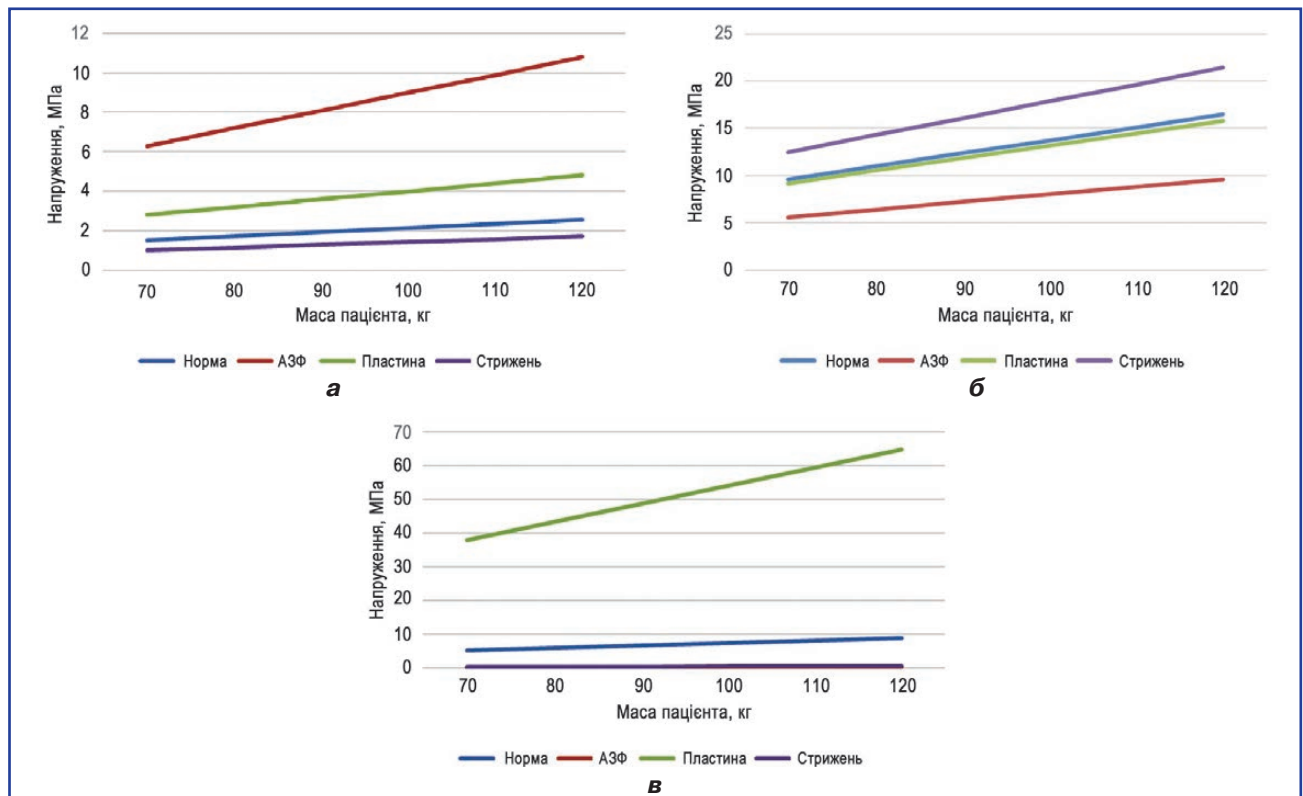


**Рисунок 12.** Діаграма максимальних значень напружень в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 1200 Н: а – у кістковій тканині; б – в елементах конструкції

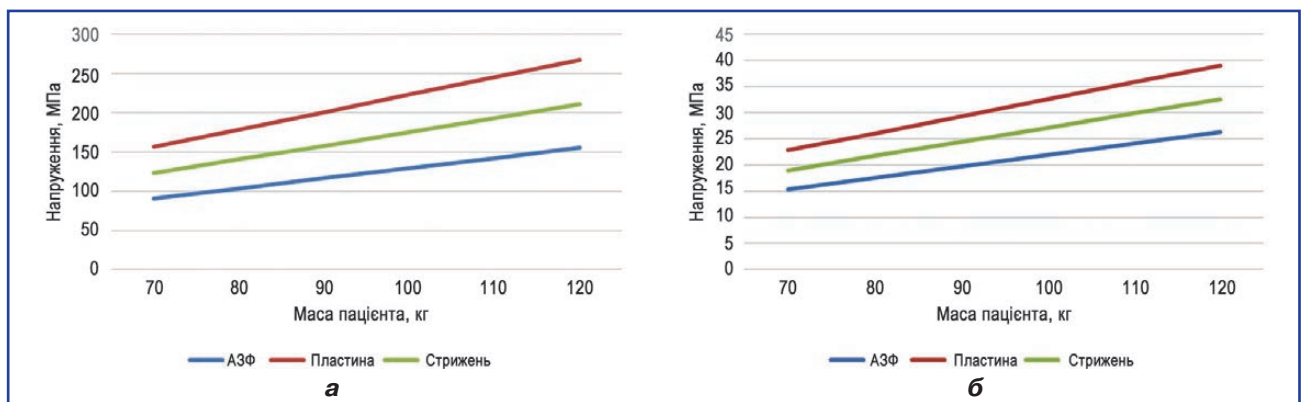
При остеосинтезі накістковою пластиною зона максимальних напружень зміщується в зону перелому, де напруження сягають 37,8 МПа. Найнижчий рівень напружень 2,8 МПа зареєстрований у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки. У дистальному фрагменті напруження визначаються на рівні 9,2 МПа. На фіксуючих гвинтах напруження вищі, ніж при остеосинтезі АЗФ, і визначаються на позначці 22,8 МПа, але сама пластина зазнає значних навантажень, про що свідчить високий рівень напружень — 156,2 МПа.

На рис. 6 відображено розподіл напружень у моделі голімки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем під згинальним навантаженням величиною 700 Н.

Модель великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем під дією згинального навантаження забезпечує найнижчий рівень напружень 0,3 МПа в зоні перелому, а також в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки — 1,0 МПа. Однак у дистальному



**Рисунок 13.** Графіки залежності значень напружень у моделі великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині та різних видах остеосинтезу від маси пацієнта: а — у проксимальному фрагменті; б — у дистальному фрагменті; в — у зоні перелому.



**Рисунок 14.** Графік залежності величини напружень в елементах металоконструкцій та на фіксуючих гвинтах у моделі великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині та різних видах остеосинтезу від маси пацієнта: а — в елементах конструкції; б — на фіксуючих гвинтах та стрижнях

**Таблиця 2. Величина максимального напруження в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки з різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні величиною 700 Н**

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	1,5	6,3	2,8	1,0
Дистальний	9,6	5,6	9,2	12,5
Зона перелому	5,2	0,2	37,8	0,3
Конструкція		90,6	156,2	123,0
Гвинти/стрижні		15,4	22,8	19,0

фрагменті напруження вище, ніж за інших видів остеосинтезу, — 12,5 МПа. Досить високі напруження 123,0 МПа виникають і на самому стрижні, а також на гвинтах, що фіксують, — 19,0 МПа.

Дані про максимальні значення напружень в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки з різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні величиною 700 Н наведені в табл. 2.

Наочно порівняти значення напружень на різних елементах моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки з різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні 700 Н можна за допомогою діаграми, наведеної на рис. 7.

Як показано на діаграмі, остеосинтез великогомілкової кістки кістковою пластиною при переломах діафіза у верхній третині показує гірші величини напружень при згинальних навантаженнях саме в зоні перелому, там, де інтрамедулярний стрижень і АЗФ забезпечують рівень напружень до нульової позначки. Варто відзначити і найвищий рівень напруження на самій пластині.

Розглянемо, який стан моделі остеосинтезу великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині зі збільшенням навантаження до 1200 Н, що відповідає масі пацієнта 120 кг. Розподіл напруження у моделі без перелому наведено на рис. 8.

Підвищення величини навантаження до 1200 Н призводить до підвищення величин напружень на всіх елементах моделі. Так, максимальні напруження величиною 16,5 МПа визначаються на дистальному кінці великогомілкової кістки. На проксимальному кінці напруження визначаються на мінімальному рівні 2,6 МПа. У верхній третині діафіза великогомілкової кістки рівень напружень становить 8,9 МПа.

Розглянемо, як впливає збільшення навантаження на модель гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі АЗФ. Напружено-деформований стан моделі показано на рис. 9.

При використанні остеосинтезу АЗФ при лікуванні переломів великогомілкової кістки в верхній третині збільшення величини навантаження на кінцівку до 1200 Н викликає підвищення максимального рівня напружень до 10,8 МПа в проксимальному фрагменті великогомілкової кістки. У дистальному відділі напру-

ження зростають до 9,6 МПа. У зоні перелому величина напружень також збільшується, але залишається на досить низькому рівні — 0,3 МПа. Значне підвищення рівня напруження до 155,3 МПа спостерігається на елементах АЗФ і на крайніх фіксуючих стрижнях — до 26,4 МПа.

Рис. 10 відображає напружено-деформований стан моделі гомілки з переломом великогомілкової кістки в верхній третині і остеосинтезом накістковою пластиною під згинальним навантаженням величиною 1200 Н.

Аналогічні зміни напружено-деформованого стану відбуваються і в моделі з остеосинтезом накістковою пластиною. Зона найбільших напружень залишається на ділянці перелому, де напруження сягають позначки 64,8 МПа. Напруження в дистальному та проксимальному фрагментах великогомілкової кістки підвищуються до 15,8 та 4,8 МПа відповідно. На фіксуючих гвинтах максимальні значення напружень зростають до позначки 39,1 МПа, ще більші напруження виникають у накістковій пластині — 267,7 МПа.

На останньому етапі розглянемо розподіл напружень у моделі гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині та остеосинтезі інтрамедулярним стрижнем при згинальному навантаженні величиною 1200 Н (рис. 11).

Модель великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині з остеосинтезом інтрамедулярним стрижнем реагує на підвищення згинального навантаження до 1200 Н так само, як і попередні моделі, підвищенням рівня напружень на всіх елементах. Так, у дистальному та проксимальному фрагментах кістки максимальні напруження збільшуються до 21,4 та 1,7 МПа відповідно. У зоні перелому напруження також підвищуються, але залишаються дуже низькими — 0,5 МПа. Те саме спостерігається і на фіксуючих гвинтах, де рівень напружень не перевищує 32,6 МПа. Напруження в самому стрижні досягають позначки 210,8 МПа.

У табл. 3 наведені дані про значення максимальних напружень в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу під згинальним навантаженням величиною 1200 Н.

Для зручнішого порівняння значень напружень на різних елементах моделей гомілки з переломом вели-

**Таблиця 3. Величини максимальних напружень в елементах моделей гомілки при переломі великогомілкової кістки в верхній третині з різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні величиною 1200 Н**

Відділ	Напруження, МПа			
	Норма	АЗФ	Пластина	Стрижень
Проксимальний	2,6	10,8	4,8	1,7
Дистальний	16,5	9,6	15,8	21,4
Зона перелому	8,9	0,3	64,8	0,5
Конструкція		155,3	267,7	210,8
Гвинти/стрижні		26,4	39,1	32,6

когомілкової кістки і різними варіантами остеосинтезу при згинальному навантаженні 1200 Н побудована діаграма, зображена на рис. 12.

Як показано на діаграмі, при збільшенні навантаження на гомілку остеосинтез накістковою пластиною показує найгірші результати щодо розподілу напружень саме в зоні перелому.

Для наочного уявлення про зміни значень напружень в елементах великогомілкової кістки при її переломі в верхній третині та різних видах остеосинтезу залежно від маси пацієнта були побудовані графіки, які наведені на рис. 13.

Як бачимо, зміни величин напружень у кістковій тканині залежно від маси пацієнта мають лінійну залежність. При цьому АЗФ та інтрамедулярний стрижень забезпечують зниження величин напружень у зоні перелому нижче показників для неушкодженої кістки. Накісткова пластина показує значно гірші рівні напружень як у зоні перелому, так і в дистальному відділі великогомілкової кістки. У проксимальному відділі найвищий рівень напружень визначається в моделі з остеосинтезом АЗФ.

Графіки, що показані на рис. 14, демонструють залежність значень напружень в елементах металевих конструкцій при остеосинтезі великогомілкової кістки з переломом у верхній третині залежно від маси пацієнта.

Так само, як і в кістковій тканині, у металевих конструкціях величини напружень прямо пропорційно залежать від маси пацієнта. Найбільші напруження виникають у накістковій пластині. На фіксуючих гвинтах та стрижнях найвищий рівень напружень визначається при використанні інтрамедулярного стрижня, мінімальний — при використанні АЗФ.

## Висновки

1. При навантаженнях на згин найгірші показники рівня напружень у зоні перелому (від 37,8 до 64,8 МПа) та металевої конструкції (від 156,2 до 267,7 МПа) визначені при використанні накісткової пластини. Ранні навантаження у цьому випадку можуть стати причиною вигину пластин і, як наслідок, неправильного зрощення фрагментів великогомілкової кістки.

2. Остеосинтез за допомогою АЗФ забезпечує найнижчий рівень напружень (від 0,2 до 0,3 МПа) в зоні перелому, варто відзначити і найнижчий рівень напружень на самому апараті (від 90,6 до 155,3 МПа).

3. Досить низькі показники напружень у зоні перелому (від 0,3 до 0,5 МПа) та у проксимальному фрагменті великогомілкової кістки (від 1,0 до 1,7 МПа) визначаються при використанні остеосинтезу інтрамедулярним стрижнем, недоліком цього виду остеосинтезу є досить високий рівень напружень на самому стрижні (від 123,0 до 210,8 МПа) і на фіксуючих гвинтах (від 19,0 до 32,6 МПа).

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

1. Гайко Г.В., Калашников А.В., Боєр В.А. и др. *Діафізарные переломи в структуре травматизма населения Украины. Тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України. Одеса, 2016. 9-10.*
2. Ermolenko N.A., Zarudna O.I. *Ожиріння — проблема сучасності. Медсестринство. 2017. (1). doi: 10.11603/2411-1597.2016.1.7385.*
3. *Всесвітня організація охорони здоров'я. Питання ожиріння. [Електронний ресурс]. URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>.*
4. Попсуйшапка О.К., Литвишко В.О., Ужєгова О.Е., Підгайська О.О. *Частота ускладнень при лікуванні діафізарних переломів кінцівок за даними харківської травматологічної МСЕК. Збірник наукових праць XVIII з'їзду ортопедів-травматологів України. 2019. 53-54.*
5. Литвишко В.О., Попсуйшапка О.К., Ярьсько О.В. *Напружено-деформований стан фібрин-кров'яного згустку та окістя в зоні діафізарного перелому за різних умов з'єднання відламків та його вплив на структурну організацію регенерату. Ортопедія, травматологія і протезування. 2016. (1). 62-71.*
6. Карпинський М., Стросєв М., Березка М., Григорук В., Ярьсько О. *Ефективність протидії навантаженням на кручення різних варіантів остеосинтезу відламків гомілки*

(за результатами математичного моделювання). *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2022. (1–2). 34–42. doi: 10.15674/0030-598720221-234-42.

7. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Київ: Наукова думка, 1990. 224 с.

8. Васюк В.Л., Коваль О.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1. *Травма*. 2019. 20 (1). 37–46. DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158666.

9. Корж М.О., Романенко К.К., Прозоровський Д.В., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Математичне моделювання впливу деформації кісток гомілки на навантаження суглобів нижньої кінцівки. *Травма*. 2016. 17(3). 23–24.

10. Стойко И.В., Бец Г.В., Бец И.Г., Карпинский М.Ю. Анализ напряженно-деформированного состояния дистального отдела голени и стопы при повреждениях пилон в условиях наружной фиксации при помощи стержневых аппаратов. *Травма*. 2014. 15(1). 41–49. DOI: 10.22141/1608-1706.1.15.2014.81263.

11. Gere J.M., Timoshenko S.P. *Mechanics of Material*. 1997. 912 p.

12. Зенкевич О.К. *Метод конечных элементов в технике*. Москва: Мир, 1978. 519 с.

13. Алямовский А.А. *SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов*. Москва: ДМК Пресс, 2004. 432 с.

Отримано/Received 07.04.2023

Рецензовано/Revised 18.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 26.04.2023 ■

#### Information about authors

Maksym Stroeiv, PhD-student, Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: mystroiev.po20@knmu.edu.ua; phone: +380 (66) 720-01-73; <https://orcid.org/0000-0002-0980-983X>

Mikola Berezka, MD, PhD, Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: mi.berezka@knmu.edu.ua; phone: +380 (67) 575-03-03; <https://orcid.org/0000-0003-4095-8494>

Dmytro Vlasenko, PhD, Assistant at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: dv.vlasenko@knmu.edu.ua; phone: +380 (63) 363-33-32; <https://orcid.org/0000-0001-5715-6573>

Mykola Bitchuk, Associate Professor at the Department of Emergency and Urgent Medical Care, Orthopedics and Traumatology, Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine; e-mail: medredactor@i.ua; phone: +380 (67) 367-72-19; <https://orcid.org/0000-0003-0057-7398>

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Olexander Yaresko, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; avyresko@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

M.Yu. Stroeiv<sup>1</sup>, M.I. Berezka<sup>1</sup>, D.V. Vlasenko<sup>1</sup>, M.D. Bitchuk<sup>1</sup>, M.Yu. Karpinsky<sup>2</sup>, O.V. Yaresko<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Kharkiv National Medical University, Kharkiv, Ukraine

<sup>2</sup>State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

### Analysis of the stress-strain state of the tibial model in case of its fracture in the upper third with various types of osteosynthesis under increasing bending load

**Abstract. Background.** Currently, there is an increase in the lower limb fractures (47.3 %). More than 50 % of complications are related to the treatment of tibial fractures, which caused 27.9 % of disability. Goal: to conduct a comparative analysis of the stress-strain state of the tibial models with a fracture in the upper third with different options of osteosynthesis under bending load depending on the patient's weight. **Materials and methods.** The model simulated a tibial fracture in the upper third and three types of osteosynthesis using an external fixation device (EFD), a bone plate and an intramedullary rod. The models were tested under the influence of a bending load of 700 and 1200 N. **Results.** Normally, the stress under bending load is maximal in the distal tibia. When using EFD, the maximum stress level is observed in the distal frag-

ment of the tibia. During osteosynthesis with a bone plate, the stresses are maximal in the fracture zone. Osteosynthesis with an intramedullary rod provides the lowest stress level in the fracture zone. An increase in the load up to 1200 N leads to an elevation in the stress values in all elements of the model. **Conclusions.** Under bending loads, indicators of the stress level in the fracture zone and the metal structure were the worst when using a bone plate. Osteosynthesis with the help of EFD ensures the lowest level of stress in the fracture zone, it is also worth noting the lowest level of stress on the device itself. Quite low stress indicators in the fracture zone and in the proximal fragment of the tibia occur when using osteosynthesis with an intramedullary rod.

**Keywords:** tibia; fracture; flexion; osteosynthesis

УДК 616.71-001.515-089

DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.24.2023.953>Бур'янов О.А.<sup>1</sup>, Ярмолук Ю.О.<sup>2</sup>, Деркач С.О.<sup>1</sup>, Клапчук Ю.В.<sup>3</sup>, Лось Д.В.<sup>4</sup><sup>1</sup>Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ, Україна<sup>2</sup>Національний військовий медичний клінічний центр «Головний військовий клінічний госпіталь», м. Київ, Україна<sup>3</sup>Військовий медичний клінічний центр Північного регіону, м. Харків, Україна<sup>4</sup>Військовий медичний клінічний центр Західного регіону, м. Львів, Україна

## Оптимізація системи лікування постраждалих із вогнепальними переломами довгих кісток

**Резюме. Актуальність.** Повномасштабна війна на території України розкрила низку проблемних питань щодо лікувально-евакуаційних заходів у постраждалих з вогнепальними пораненнями кінцівок, які потребують пошуку шляхів їх вирішення та обґрунтування пропозицій щодо оптимізації відкоригованої системи лікування поранених. За 3-місячний проміжок часу кількість пацієнтів з вогнепальними пораненнями кінцівок та тяжкість ушкоджень значно зросли, що пов'язано насамперед із застосуванням зброї з високою кінетичною енергією (систем РСЗВ «Град», «Смерч», авіабомб, зокрема касетних боєприпасів, артилерійської та танкової зброї (великого калібру)), що призвело до збільшення кількості пацієнтів з тяжкими вогнепальними травмами. З урахуванням цих особливостей постало питання не лише щодо підготовки фахівців із лікування сучасної бойової травми, але й щодо оптимізації лікувального процесу, саме тому ця тема актуальна. **Мета роботи:** аналіз системи хірургічного лікування потерпілих з вогнепальними пораненнями кінцівок у зв'язку з оптимізацією алгоритму хірургічного лікування на рівнях медичної евакуації. **Матеріали та методи дослідження.** Статистичні матеріали за період з 24 лютого по травень 2022 р. та дані АТО/ООС 2014–2021 рр. **Методи дослідження:** описовий, порівняльний аналіз, системний підхід, статистичний. **За результатами дослідження** виявлено низку дискусійних питань щодо організації системи лікування постраждалих з вогнепальними пораненнями: аналіз розподілу постраждалих за видом фактора, що вражає; оптимізація сортування пацієнтів із вогнепальними пораненнями кінцівок; загальна характеристика основних засад лікування на госпітальному етапі; наявність помилок при лікуванні постраждалих з вогнепальними пораненнями довгих кісток. **Висновки.** Широке застосування зброї з високою кінетичною енергією в ході повномасштабної війни визначило збільшення частки уражень кінцівок і тяжкість цих поранень. При цьому сталося збільшення кількості постраждалих з ампутованими кінцівками, дефектами довгих кісток та поліструктурними ураженнями. Рациональне медичне сортування при масовому надходженні поранених із пошкодженням кінцівок, що нами проводилося, дозволило створити умови для повноцінного проведення лікувально-діагностичних заходів з подальшим визначенням пріоритетних напрямків.

**Ключові слова:** система лікування постраждалих з вогнепальними пораненнями кінцівок; уражаючий фактор; спеціалізоване лікування; сучасні хірургічні технології

### Вступ

Повномасштабна війна рф на території України визначила низку проблемних питань, які стосуються лікувально-евакуаційних заходів у постраждалих з вогнепальними пораненнями, зокрема кінцівок, що потребувало пошуку шляхів їх вирішення та обґрунтування пропозицій щодо оптимізації системи лікування поранених.

За даними НВМКЦ «ГВКГ» за період з 24 лютого по травень 2022 р., 76,2 % від загального масиву поранених становили пацієнти з вогнепальними пораненнями кінцівок на відміну від 65,7 % за період 2014–2021 рр. Питома вага пацієнтів із вогнепальними переломами становила 31 % (25 %), пораненнями м'яких тканин кінцівок — 64 % (75 %). При цьому множинні переломи становили 11 % (13 %). Кісткові дефекти при вогне-

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2023

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2023

Для кореспонденції: Бур'янов Олександр Анатолійович, доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри травматології та ортопедії, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, бульв. Т. Шевченка, 13, м. Київ, 01601, Україна; e-mail: [kaftraum@ukr.net](mailto:kaftraum@ukr.net); факс: +380 (44) 288-01-26, тел.: +380 (67) 796-68-76For correspondence: Olexandr Burianov, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, T. Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: [kaftraum@ukr.net](mailto:kaftraum@ukr.net); fax: +380 (44) 288-01-26, phone: +380 (67) 796-68-76

Full list of authors information is available at the end of the article.



пальних переломах кінцівок зустрічалися у 76 % (62 %), з них понад 6 см — у 28 % (12 %). Поліструктурні ураження при цьому становили 81 % на відміну від 76 % за період 2014–2021 рр.

Тобто за 3-місячний період часу вищенаведені відносні показники зросли, що пов'язано в першу чергу із застосуванням систем РСЗВ «Смерч», «Град», балістичних ракет, застосуванням авіабомб, зокрема касетних боєприпасів, артилерійської та танкової зброї великого калібру, тобто зброї з високою кінетичною енергією, що призвело до збільшення кількості пацієнтів з тяжкими вогнепальними ушкодженнями.

Застосування сучасних хірургічних технологій лікування вогнепальних переломів довгих кісток значно зменшує ризик виникнення таких ускладнень, як контрактури суглобів, нагноєння ран з подальшим розвитком вогнепального остеомієліту чи сповільненої консолидації та можливим наступним розвитком хибних суглобів [2]. Водночас конверсія (заміна методу фіксації) є предметом дискусій, адже рання конверсія збільшує ризик інфікування операційної рани і подальшого розвитку хронічного вогнепального остеомієліту [4]. Проте низка авторів висловлюють думку, що аргументована заміна методу фіксації є певним ключем до успішного відновного лікування пацієнтів з вогнепальними переломами довгих кісток, адже створює оптимальні умови для корекції положення кісткових уламків, їх стабільної фіксації та дозволяє розпочати процес медичної реабілітації в найкоротші терміни після отриманого поранення.

Проведення аналізу постраждалих за уражаючим фактором, оптимізації сортування пацієнтів з вогнепальними пораненнями кінцівок при одночасному масовому їх надходженні, розподілу лікувально-діагностичного процесу на етапи з аналізом відповідних помилок дає можливість визначити пріоритетні напрямки при лікуванні військовослужбовців цієї категорії [9]. Наявність вищевказаних особливостей та переваг сучасних хірургічних технологій у лікуванні вогнепальних переломів довгих кісток стала стимулом

для модифікації системи лікування постраждалих, що включає: чіткий алгоритм хірургічного лікування на рівнях медичної евакуації із застосуванням сучасних методів лікування (VAC-терапія, ультразвукова квітація, хірургічні магніти, антибактеріальні спейсери тощо), впровадження аргументованої конверсії. Саме тому ця тема є наразі актуальною і потребує подальшого вивчення.

**Мета роботи:** поліпшити результати хірургічного лікування постраждалих з вогнепальними пораненнями кінцівок шляхом оптимізації системи надання допомоги на рівнях медичної евакуації.

## Матеріали та методи дослідження

Статистичні дані за період з 24 лютого по травень 2022 р. та дані АТО/ООС 2014–2021 рр.

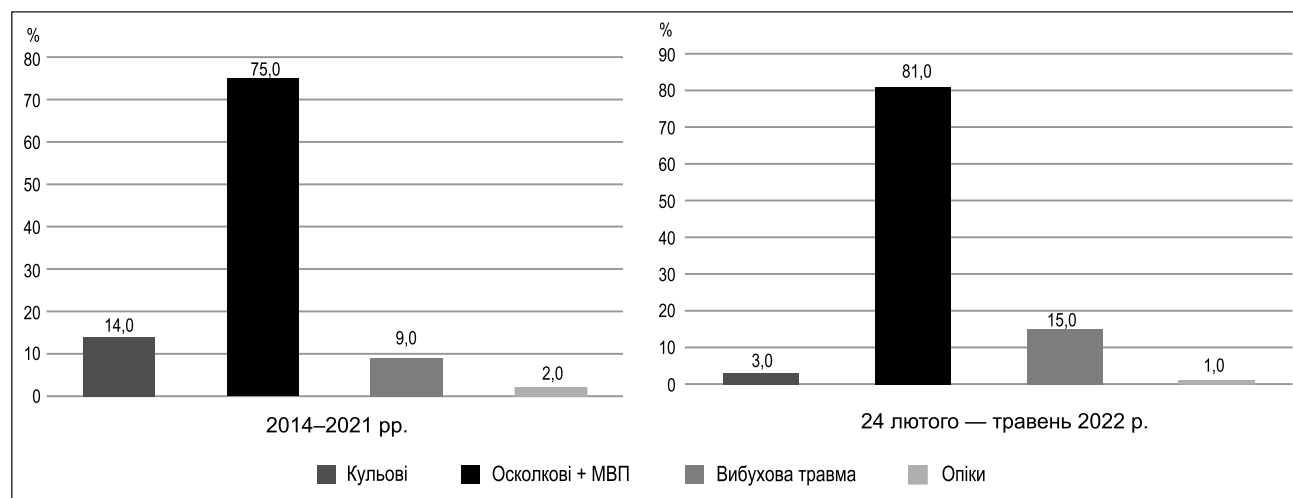
Методи дослідження: описовий, порівняльний аналіз, системного підходу, статистичний.

## Результати та їх обговорення

За результатами дослідження виявлена низка дискусійних питань щодо організації системи лікування постраждалих із вогнепальними пораненнями кінцівок, зокрема переломами довгих кісток.

### 1. Аналіз розподілу постраждалих за видом уражаючого фактора

Розподіл постраждалих за видом уражаючого фактора, згідно з отриманими статистичними даними 2014–2021 рр., показав, що найбільший відсоток становили осколкові та мінно-вибухові поранення (МВП) — 75 %, кульові поранення — 14 %, вибухова травма — 9 % та опіки — 2 %. З початком повномасштабної війни з РФ (24 лютого — травень 2022 р.) розподіл постраждалих за видом уражаючого фактора дещо змінився: кульові поранення — 3 %, осколкові та мінно-вибухові поранення — 81 %, вибухова травма — 15 %, опіки — 1 %. Порівнюючи відповідні екстенсивні показники, визначаємо зростання питомої ваги мінно-вибухових поранень і мінно-вибухової травми, при цьому питома



**Рисунок 1. Розподіл постраждалих за видом уражаючого фактора**

частка кульових поранень значно зменшилася. Тобто такі зміни цілком пов'язані з використанням зброї, що має високу кінетичну енергію (рис. 1).

## 2. Оптимізація сортування пацієнтів з вогнепальними пораненнями кінцівок

Сортування поранених при первинному надходженні чи переведенні постраждалих з інших лікувальних закладів м. Києва, Київської області (КМКЛ № 7, 8, 10, 17, Вишгородська ЦРЛ, Броварська ЦРЛ, Васильківська ЦРЛ, Бориспільська міська лікарня, Ірпінський ВГ, Козелецька ЦРЛ, Ніжинська ЦРЛ, Прилуцька ЦРЛ) та Чернігівської області здійснювалось у приймальню відділенні НВМКЦ «ГВКГ» (рис. 2).

При прибутті пацієнтів до НВМКЦ «ГВКГ» відбувався розподіл на хірургічний та терапевтичний цикл. Наступним кроком стало направлення до травматологічного та хірургічного відділення, що виконувалося залежно від наявності вогнепального перелому кінцівки, крім цього, окреме направлення відбувалося в нейрохірургію та палати інтенсивної терапії до стабілізації стану пацієнта [6].

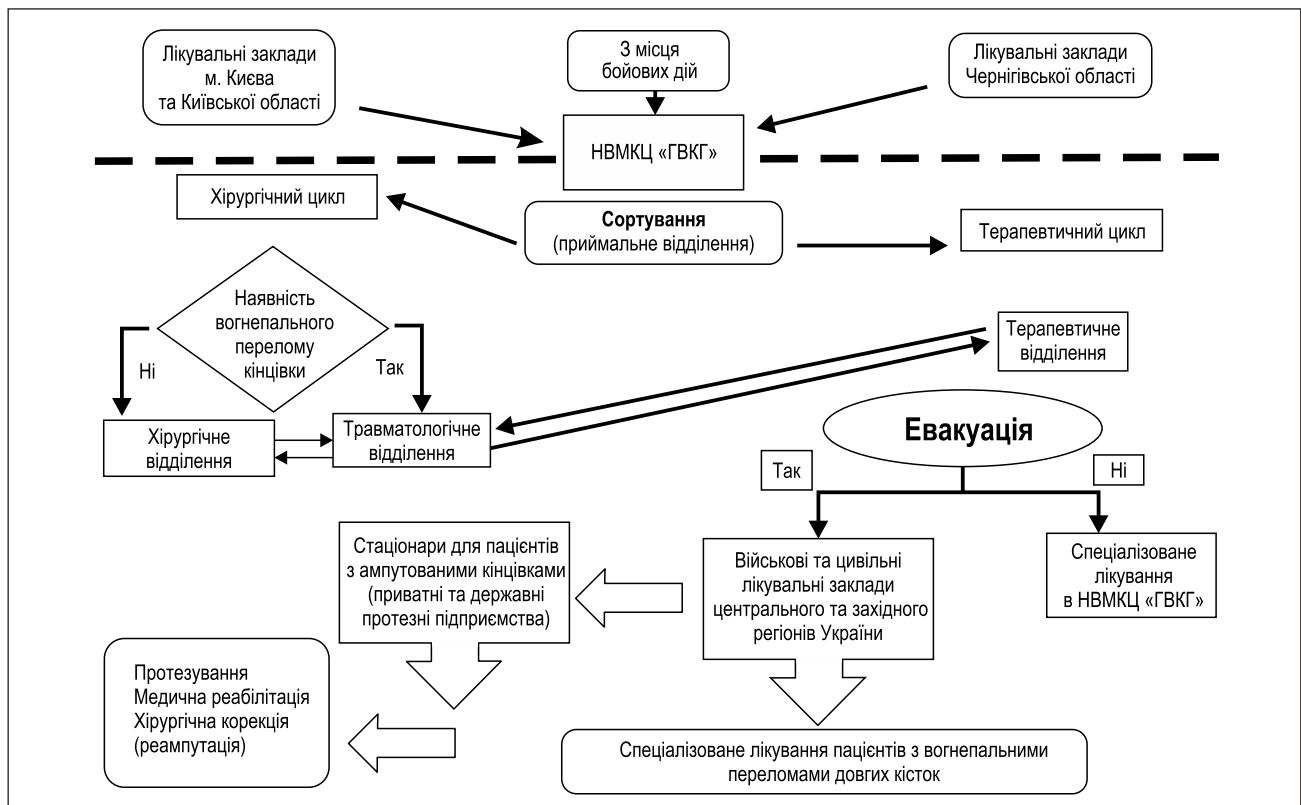
Слід зазначити, що після звільнення Чернігова та Чернігівської області спостерігали одночасне масове надходження поранених до НВМКЦ «ГВКГ» м. Києва (130–140 км), які знаходились у тяжкому стані, з вираженими ускладненнями: остеомієліт, гнійно-некротичні рани, септичні ускладнення, кахексія, що становили 17–18 % від загальної кількості надходжень

за 3 місяці. Вищезгадана проблема сформувалася внаслідок надмірного скупчення пацієнтів у лікувальних закладах цього міста, в умовах порушення електропостачання, відсутності в достатній кількості медичного обладнання та медичного персоналу.

Значна кількість постраждалих з вогнепальними пораненнями призвела до їх масового надходження в цивільні лікарні Київської, Сумської та Чернігівської областей, що становило, відповідно, догоспітальний етап. У вказаних регіонах відмічався вимушений переїзд досвідченого медичного персоналу через високий ризик ракетно-бомбових ударів, що вплинуло в цілому на якість надання медичної допомоги. Таким пораненим допомогу надавали загальні хірурги та терапевти з невеликих районних та міських лікарень, які не мали відповідних професійних компетенцій з лікування таких ушкоджень, що призвело до суттєвого збільшення загального відсотка ускладнень (18 %).

Постраждалих з ураженнями м'яких тканин, а також із супутніми специфічними ураженнями за домінуючим ушкодженням (торакальне, абдомінальне, черепно-мозкове, судинне) госпіталізували у хірургічні відділення.

У травматологічне відділення спрямовувалися пацієнти з вогнепальними переломами кісток. При цьому у межах відділень хірургічного профілю виникла потреба у моніторингу відновного лікування пацієнтів з ампутованими кінцівками. Як правило, цю категорію постраждалих розміщували у конкретному



**Рисунок 2. Сортування пацієнтів із вогнепальними пораненнями кінцівок у НВМКЦ «ГВКГ» при їх масовому надходженні**

відділенні терапевтичного циклу, де їм розпочинали відновне лікування за короткою програмою медичної реабілітації з подальшою евакуацією в центральні та західні регіони України у спеціалізовані стаціонари цивільних лікувальних закладів з можливістю протезування та проведення експертизи військово-лікарської комісії при територіальних військово-медичних об'єднаннях.

### 3. Загальна характеристика основних принципів лікування на госпітальному етапі

Госпітальний етап можна поділити на 3 рівні (stages): I, II A, II B.

Основне завдання stage I — створення умов для загоєння вогнепальної рани. Він включає подальші заходи первинної хірургічної обробки, фасціотомію, second look, використання сучасних хірургічних технологій, визначення мікробної контамінації (кількість КУО), позавогнищевий остеосинтез, тактику damage control, антибактеріальні спейсери, біокомпозити та реконструктивні оперативні втручання.

Принципи первинної хірургічної обробки залишилися незмінними. По-перше, це широке розсічення рани з економним висіченням країв шкіри, декомпресійна фасціотомія відповідно до анатомо-топографічних особливостей ураженого сегмента. По-друге, ревізія ранового каналу та видалення згустків крові, сторонніх тіл, дрібних кісткових уламків, не пов'язаних з м'якими тканинами, видалення нежиттєздатних тканин (в основному підшкірної жирової клітковини та м'язів). По-третє, багаторазове промивання операційної рани із застосуванням сучасних хірургічних технологій та використання систем зовнішньої фіксації. Головна особливість такої хірургічної обробки полягає у тому, що вогнепальні рани не зашиваються [5].

Важливим елементом лікування є позавогнищевий остеосинтез, основними перевагами якого є швидкий монтаж; мінімальна кількість металевих конструкцій у тканинах; можливість оптимальної репозиції у вогнепальній рані та адекватного доступу до ран; ефективна первинна стабілізація. Рання стабілізація стрижневих систем з використанням геометричних трикутників, прямокутників та інших фіксаційних різноплощинних стрижневих модифікацій дає можливість використати весь необхідний спектр лікувальних заходів для загоєння вогнепальних ран у середньостатистичні терміни (25-та — 30-та доба) та провести методику конверсії [2].

До сучасних хірургічних технологій можна віднести пульс-лаваж, ультразвукову кавітацію та системи лікування негативним тиском. Пульс-лаваж забезпечує механічне первинне очищення забрудненої рани із застосуванням розчинів антисептиків не менше ніж 3 літри [7]. Ультразвукова кавітація забезпечує селективне видалення некротичних тканин з рани без ушкодження здорової тканини, руйнування біоплівки бактерій за рахунок утворення «кавітаційних бульбашок», створення ефекту «кров'яної роси» з метою посилення регенеративних властивостей сполучної тканини.

Використання системи лікування негативним тиском (VAC-терапія) забезпечує зменшення кількості ексудату, набряку тканин, об'єму рани та бактеріальне очищення [10].

Stage II A: перехід до заміни методу фіксації, тобто конверсії.

Конверсія — це вид остеосинтезу у вигляді заміни зовнішніх систем фіксації зануреними металоконструкціями [1].

Структурно можна подати у вигляді наступної схеми (рис. 3).

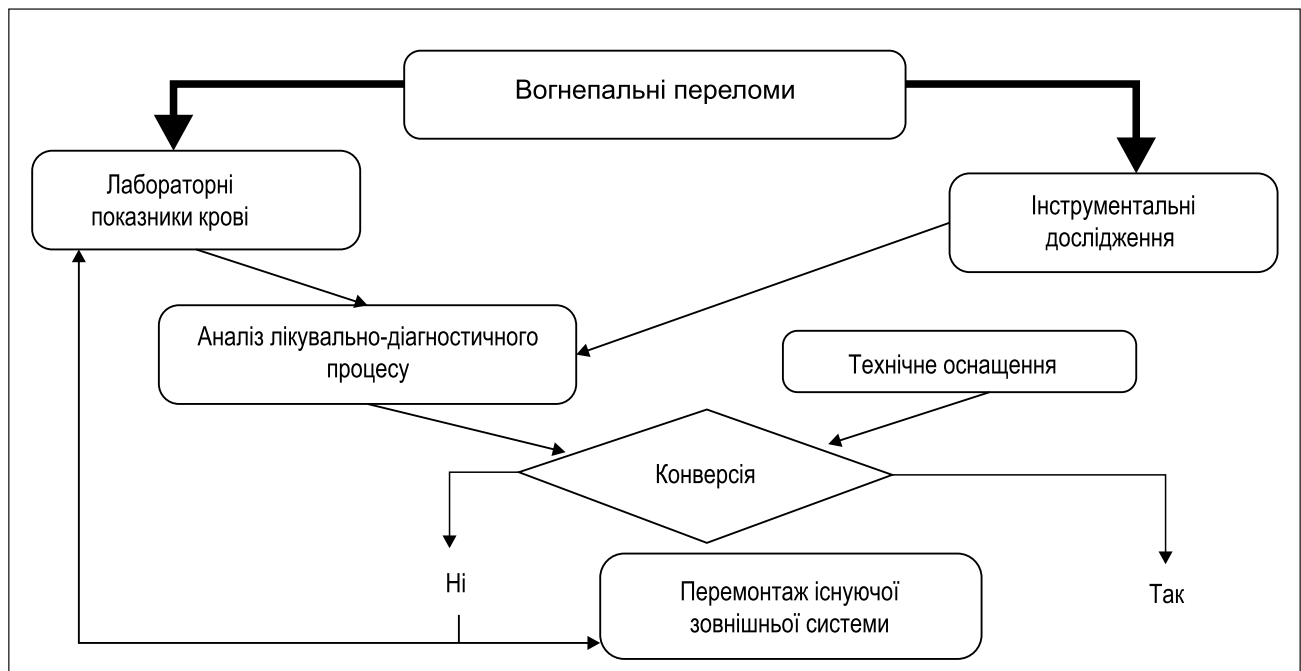


Рисунок 3. Узагальнена схема конверсії

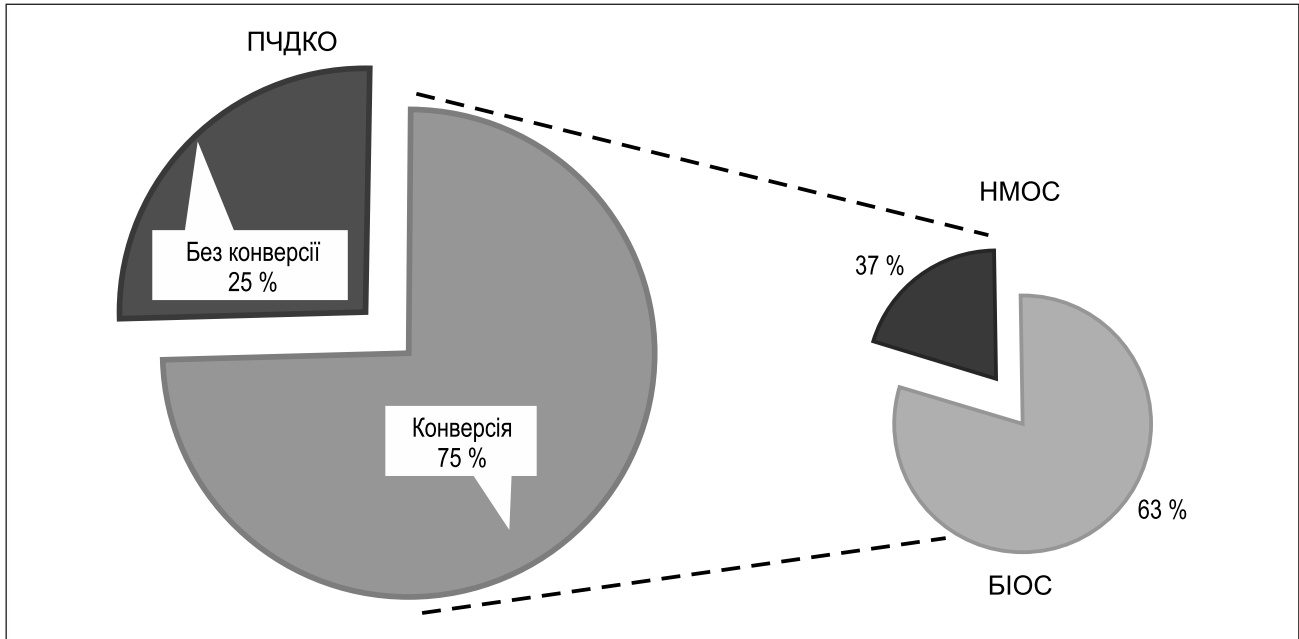


Рисунок 4. Розподіл методу конверсії у пацієнтів з вогнепальними переломами довгих кісток

Тобто при вогнепальних переломах у першу чергу необхідно проводити контроль лабораторних показників, інструментальні дослідження, що дасть можливість проводити заміну методу фіксації.

У загальному розподілі пацієнти, яким виконується конверсія, становлять 75 %. При цьому застосовуються такі методи: накістковий занурений металоостеосинтез (НМОС) — 37 % та блокований інтрамедулярний остеосинтез (БИОС) — 63 %. Проте якщо брати до уваги дані A. Legner, можна віддавати перевагу БИОС там, де це можливо [8]. При цьому кількість пацієнтів, яким не виконується конверсія, становить 25 %, це пацієнти, яким виконується позавогнищевий черезкістковий компресійно-дистракційний остеосинтез (ПЧКДО) (рис. 4).

Також необхідно звернути увагу, що заміна методу фіксації проводилася найчастіше у пацієнтів з вогнепальними переломами стегна — 94 %, а найрідше — з вогнепальними пошкодженнями гомілки — 56 %, що пов'язано з анатомічними особливостями м'язово-фасціальних футлярів ділянок стегна та гомілки (рис. 5).

Госпітальний етап stage II B — створення умов для відновлення кісткової тканини. Передумовами при цьому є стабільний остеосинтез та поліпшення мікроциркуляції за рахунок пластичних операцій. Цього можна досягнути завдяки використанню авто/ало- та ксенотрансплантатів, PRP та PRF і кістково-пластичних хірургічних втручань. І у подальшому проводити моніторинг регенерації.

#### 4. Помилки при лікуванні постраждалих з вогнепальними пораненнями довгих кісток

Помилки в наданні хірургічної допомоги постраждалим з вогнепальними пораненнями кінцівок були розділені на 2 великі групи: тактичні та технічні [3].

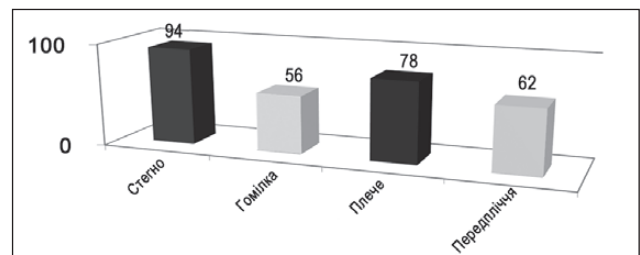


Рисунок 5. Частота заміни методу фіксації

#### Тактичні помилки:

- перевищення або ненадання необхідного обсягу медичної допомоги на рівнях медичної евакуації;
- порушення тактики (damage control orthopedics);
- порушення проведення медичного сортування та рівня лікування постраждалих з вогнепальними переломами довгих кісток;
- відсутність стратегічного планування тактики ведення постраждалих та недотримання принципів second look.

#### Технічні помилки:

- невиконання або неповноцінність виконання первинної хірургічної обробки (невиконання фасціотомії, неадекватне дренивання ран, зашивання вогнепальних ран);
- порушення принципів фіксації переломів позавогнищевим остеосинтезом;
- використання первинного зануреного остеосинтезу при вогнепальних переломах.

#### Висновки

1. Широке застосування зброї з високою кінетичною енергією під час повномасштабної війни з РФ в Україні визначило збільшення тяжкості вогнепальних

поранень та питомої ваги уражень кінцівок, а саме 31 % (24 лютого — травень 2022 р.) порівняно з 25 % за період 2014–2021 рр. Також відбулося збільшення кількості постраждалих з ампутованими кінцівками, дефектами довгих кісток (кісткові дефекти при вогнепальних переломах кінцівок зустрічалися у 76 % (62 %), з них понад 6 см — у 28 % (12 %)) та поліструктурними ураженнями (81 % на відміну від 76 % за період 2014–2021 рр.).

2. Рациональне медичне сортування при масовому надходженні поранених, зокрема з пошкодженням кінцівок, створило умови для повноцінного проведення лікувально-діагностичних заходів з подальшим визначенням пріоритетного напрямлення у відповідні медичні заклади.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

1. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Отсроченный внутренний остеосинтез при лечении огнестрельных переломов. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2012. № 2. С. 114–118.
2. Lieder C., Hellman M., Haugom B., Szatkowski J. Mid to distal third tibial shaft fractures caused by gunshots. *Characterization and incidence of distal intra-articular extension*. *Injury*. 2016 Oct. 47(10). 2347–2351. Doi: 10.1016/j.injury.2016.06.023. Epub 2016 Jun 21.
3. Беленький В.А., Негодуйко В.В., Михайлуков Р.Н. Анализ ошибок при выполнении первичной хирургической обработки огнестрельных ран мягких тканей. *Хирургия Украины*. 2016. № 1. С. 7–13.

4. Король С.О., Беспаленко А.А. Використання сучасних методів спеціалізованого травматологічного лікування поранених з вогнепальними переломами довгих кісток (IV рівень надання медичної допомоги). *Літопис травматології та ортопедії*. 2018. № 1–2 (31–32). С. 28.

5. Бур'янов О.А., Лакша А.М., Ярмолюк Ю.О., Лакша А.А. Етапне хірургічне лікування постраждалих з вогнепальними пораненнями кінцівок. *Літопис травматології та ортопедії*. 2015. № 1–2(31–32). С. 50–52.

6. Доманський А.М., Король С.О. Тактика ведення пацієнтів з тяжкими травмами кісток (Damage control orthopedics) у хірургічному лікуванні вогнепальних поранень кінцівок. *Хірургія України*. 2017. № 2. С. 39–42.

7. Hennessy M.J., Banks H.H., Leach R.B., Quigley T.B. Extremity gunshot wound and gunshot fracture in civilian practice. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2017. 114. 296–303.

8. Lerner A., Reis D., Soudry M. Severe Injuries to the Limbs/staged treatment. *Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg*, 2007.

9. Хоменко І.П., Король С.О., Шаповалов В.Ю. Організація надання хірургічної допомоги пораненим на рівнях медичного забезпечення при проведенні антитерористичної операції (операції об'єднаних сил). *Військова медицина України*. 2019. № 19. С. 5–15.

10. Engelmann E.W.M., Roche S., Maqungo S., Naude D.P., Held M. Treating fractures in lower limb gunshot injuries: The Cape Town experience. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2019. 105(3). 517–22. Doi: 10.1016/j.otsr.2018.11.002.

Отримано/Received 01.05.2023

Рецензовано/Revised 07.05.2023

Прийнято до друку/Accepted 11.05.2023 ■

### Information about authors

Olexandr Burianov, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; fax: +380 (44) 288-01-26, phone: +380 (67) 796-68-76; Researcher ID: AAL-4639-2020; Scopus: 16033161300, 57221688592; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

Yurii Yarmoliuk, MD, PhD, Chief of the injury clinic, Colonel of Medical Service, National Military Medical Clinical Center "Main Military Clinical Hospital", Kyiv, Ukraine; e-mail: yuo1707@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9583-1231>

Serhii Derkach, senior laboratory assistant, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: sergeyaleksnd@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-7339-8804>

Yuri Klapchuk, PhD, seniorresident, Military Medical Clinical Center of the Northern Region of the Department of Health Protection of the Ministry of Health of Ukraine, Kharkiv, Ukraine; e-mail: klapchuks@gmail.com

Dmytro Los; Military Medical Clinical Center of the West Region of the Department of Health Protection of the Ministry of Health of Ukraine, Lviv, Ukraine; e-mail: medredactor@i.ua

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

O.A. Burianov<sup>1</sup>, Yu.O. Yarmoliuk<sup>2</sup>, S.O. Derkach<sup>1</sup>, Yu.V. Klapchuk<sup>3</sup>, D.V. Los<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>National Military Medical Clinical Center "Main Military Clinical Hospital", Kyiv, Ukraine

<sup>3</sup>Military Medical Clinical Center of the Northern Region of the Department of Health Protection of the Ministry of Health of Ukraine, Kharkiv, Ukraine

<sup>4</sup>Military Medical Clinical Center of the West Region of the Department of Health Protection of the Ministry of Health of Ukraine, Lviv, Ukraine

## Optimization of the treatment system for victims with long-bone gunshot fractures

**Abstract. Background.** The full-scale war with the Russian Federation on the territory of Ukraine revealed a number of problematic issues regarding medical and evacuation measures for victims with gunshot injuries to the extremities, requiring the search for ways to solve them and substantiate proposals for optimizing the adjusted

system of treating victims. Over a 3-month period, the number of patients with gunshot wounds to the limbs and the severity of injuries increased significantly, which is primarily due to the use of weapons with high kinetic energy (Grad, Smerch MLRS systems, air bombs, including cluster munitions, artillery and tanks (large

caliber)), which led to an increase in the number of patients with severe gunshot injuries. Given these features, the question arose not only regarding the training of specialists in the treatment of modern combat injuries, but also optimizing the therapeutic process, which made this topic relevant. The aim: to analyze the system of surgical treatment for victims with gunshot wounds to the extremities by optimizing the algorithm of surgical treatment at the levels of medical evacuation. **Materials and methods.** Statistical materials for the period from February 24 to May 2022 and ATO/JFO data for 2014–2021. Research methods: descriptive, comparative analysis, systematic approach, statistical. Based on study **results**, a number of debatable issues on organizing a system for the treatment of victims with gunshot wounds were identified: analysis of the distribution of patients by a type of damaging factor; optimization of triage of victims with gunshot wounds to the extremities; general characteristics

of the basic principles of treatment at the hospital stage; the presence of errors in the treatment of victims with long-bone gunshot fractures. **Conclusions.** The widespread use of weapons with high kinetic energy during the full-scale war with the Russian Federation in Ukraine determined an increase in the proportion of limb lesions and the severity of these injuries. At the same time, there was an increase in the number of victims with amputated limbs, defects in long bones and polystructural trauma. Rational medical triage in the mass admission of patients with limb injuries, which we carried out, made it possible to create conditions for the full implementation of medical and diagnostic measures with the subsequent determination of priority areas.

**Keywords:** treatment system for victims with gunshot injuries to the extremities; damaging factor; specialized treatment; modern surgical technologies

---

Левицький А.Ф.<sup>1,3</sup>, Пилипко В.М.<sup>1,3</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Яресько О.В.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

<sup>3</sup>Національна дитяча спеціалізована лікарня «Охматдит», м. Київ, Україна

## Дослідження коригуючого впливу різних типів фіксаторів на лікоподібну деформацію грудної клітки при операції Nuss

**Резюме.** Лікоподібна деформація грудної клітки є однією з найпоширеніших деформацій грудної клітки, яка призводить не тільки до косметичних проблем у підлітків, але й до серцево-легеневих ускладнень. Основним методом хірургічної корекції є операція Nuss. Залишаються невизначеними питання взаємодії фіксатора і грудинно-реберного комплексу залежно від вибору довжини пластин і місця проведення тунелю для фіксатора всередину грудної клітки і виходу з неї на протилежний бік. **Мета:** вивчити максимальні відносні деформації і переміщення, які відбуваються в моделі грудної клітки залежно від схеми корекції лікоподібної деформації груднини. **Матеріали та методи.** Моделювали 4 схеми корекції лікоподібної деформації грудної клітки: 1) медіальне проведення фіксатора, точка входу парастернально, з використанням однієї загрудинної пластини з поперечними стабілізуючими планками (коротка пластина); 2) латеральне проведення фіксатора, точка входу і виходу з грудної клітки на рівні передньої пахової лінії, з використанням однієї загрудинної пластини з поперечними стабілізуючими планками, відповідно загрудинна пластина довша, закінчується на рівні середньої пахової лінії (довга пластина); 3) подвійна пластина з поперечними планками, що з'єднують пластини за допомогою гвинтів (короткий фіксатор типу «міст») з медіальним проведенням; 4) подвійна пластина з поперечними планками, що з'єднують пластини за допомогою гвинтів (довгий фіксатор типу «міст») з латеральним проведенням. Моделі навантажували розподіленою силою 100 Н, прикладеною до груднини. **Результати.** При корекції лікоподібної деформації грудної клітки за допомогою короткої пластини найбільш деформованими виявляються хрящі четвертих ребер — 3,3 %. У хрящах розташованих вище ребер деформації визначаються в межах від 2,7 до 3,1 %. Використання довгої пластини веде до зниження відносних деформацій хряща практично на всіх ребрах. Схема корекції з використанням короткого фіксатора типу «міст» дозволяє значно зменшити деформації всіх реберних хрящів. Максимум спостерігається в хрящах других і перших ребер — 2,0 і 1,8 % відповідно. Заміна короткого фіксатора типу «міст» на довгий веде до того, що деформованими залишаються хрящі верхніх ребер — 1,8 %, деформація поступово знижується до 1,0 % у хрящах четвертих ребер. Максимальне переміщення при всіх схемах корекції лікоподібної деформації груднини припадають на мечоподібний виросток. Максимальне переміщення 6,0 мм мечоподібного виростка відбувається при використанні короткої пластини. Заміна пластини на довгу веде до зменшення величини переміщення мечоподібного виростка до 5,0 мм. При використанні фіксатора типу «міст» переміщення мечоподібного виростка визначаються на позначках 4 і 3 мм для короткого і довгого фіксатора відповідно. **Висновки.** Усі досліджені показники свідчать про переваги подвійного фіксатора типу «міст». Медіальне проведення фіксатора (короткі пластини) дає більші коригуючі зусилля на передню грудну стінку при елевачії, що варто врахувати при виборі методики корекції. Однак латеральне проведення фіксатора розподіляє коригуючий вплив за площею, що може бути важливим у запобіганні ерозіям тканин внутрішньої стінки грудної клітки, необхідності розширеної елевачії западання при плоско-ввігнутих формах лікоподібної деформації груднини, зменшенні больового синдрому в післяопераційному періоді.

**Ключові слова:** грудина; деформація; корекція; моделювання

## Вступ

Лійкоподібна деформація грудної клітки (ЛДГК) є однією з найпоширеніших деформацій грудної клітки. Вона призводить не тільки до косметичних проблем у підлітків, але й до серцево-легеневих ускладнень [1, 2]. На сьогодні основним методом хірургічної корекції ЛДГК є операція Nuss і її модифікації, уперше описані в 1998 р. [3]. Суть методики полягає у встановленні за-грудинного фіксатора (металевої пластини), що моделюється дугоподібно для елевації запалої ділянки передньої грудної стінки [4].

Процедура Nuss, яку ще називають малоінвазивною корекцією лійкоподібної деформації грудної клітки (MIRPE), швидко набула популярності й стала методом вибору для дітей у більшості хірургічних центрів [5]. Однак, незважаючи на очевидні переваги нерезекційної методики реконструкції грудної клітки, залишались проблеми, пов'язані з нестабільністю і ротацією фіксатора [6]. Питання стабільності за-грудинного фіксатора частково вирішилось із використанням латеральних поперечних стабілізуючих пластинок, що кріпляться до за-грудинного фіксатора, а також варіації кріплення фіксатора до грудної клітки [5]. У 2015 році Н.Н. Park опублікував результати корекції ЛДГК з використанням двох за-грудинних пластин, з'єднаних по боках поперечними планками, такий фіксатор автором був названий «міст» [7]. Фіксатор типу «міст» є стабільною конструкцією, що не потребує додаткової фіксації до грудинно-реберного комплексу.

Однак залишається невизначеним питання взаємодії фіксатора й грудинно-реберного комплексу залежно від вибору довжини пластин і точки входу, тобто місця проведення тунелю для фіксатора всередину грудної клітки, і виходу з неї на протилежний бік. Чи впливає точка входу на стабільність? Як змінюються коригуючі зусилля на передню грудну стінку? Саме відповідям на ці питання присвячено наше дослідження.

**Мета:** вивчити максимальні відносні деформації і переміщення, які відбуваються в моделі грудної клітки залежно від схеми корекції лійкоподібної деформації груднини.

## Матеріали та методи

За основу побудови розрахункової моделі взято модель хребта, розроблену в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Си-

тенка НАМН України» [8–10]. На підставі даних про властивості ребер, наведених у роботах R. Schwend, Z. Li [11, 12], і анатомічні особливості їхнього функціонального руху [13, 14] створено розрахункову скінченно-елементну модель у нормі (рис. 1) і з лійкоподібною деформацією (рис. 2). Розрахунки виконували методом скінченних елементів.

Моделювали 4 схеми корекції лійкоподібної деформації грудної клітки:

1. Медіальне проведення фіксатора, точка входу парастернально, з використанням однієї за-грудинної пластини з поперечними стабілізуючими планками (далі — коротка пластина), схеми встановлення фіксатора наведено на рис. 3.

2. Латеральне проведення фіксатора, точка входу і виходу з грудної клітки на рівні передньої пахвової лінії, з використанням однієї за-грудинної пластини з поперечними стабілізуючими планками, відповідно за-грудинна пластина довша, закінчується на рівні середньої пахвової лінії (далі — довга пластина), схеми встановлення фіксатора наведено на рис. 4.

3. Подвійна пластина з поперечними планками, що з'єднують пластини за допомогою гвинтів (короткий фіксатор типу «міст») з медіальним проведенням, схеми накладення пластин наведено на рис. 5.

4. Подвійна пластина з поперечними планками, що з'єднують пластини за допомогою гвинтів (фіксатор типу «міст») з латеральним проведенням, схеми накладення пластин наведено на рис. 6.

При моделюванні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні властивості матеріалів відібрано з джерел літератури [15–18]. Використані характеристики (E — модуль пружності Юнга,  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона) наведені в табл. 1.

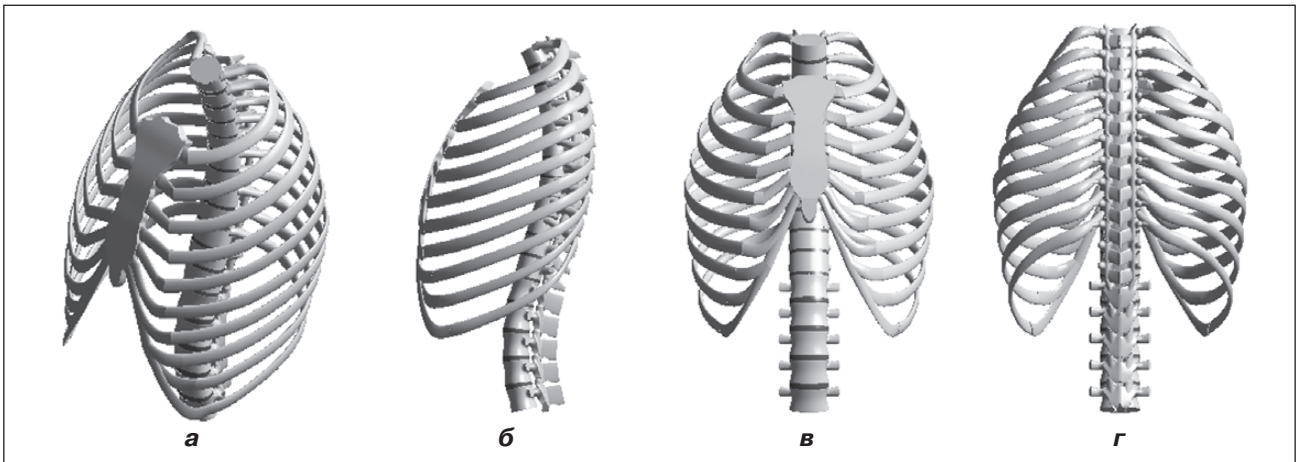
Моделі навантажували розподіленою силою 100 Н, прикладеною до груднини. По верхній поверхні тіла хребця C1 і по нижній поверхні тіла хребця LV модель мала жорстке закріплення. Таку схему закріплення обрано, щоб модель не перекидалася при однобічному навантаженні на груднину. Схема навантаження моделі наведена на рис. 7.

Під впливом зовнішніх навантажень будь-яка конструкція деформується. У першу чергу деформації виникають у найбільш слабких елементах конструкції. У нашому випадку навантаження прикладене до груднини,

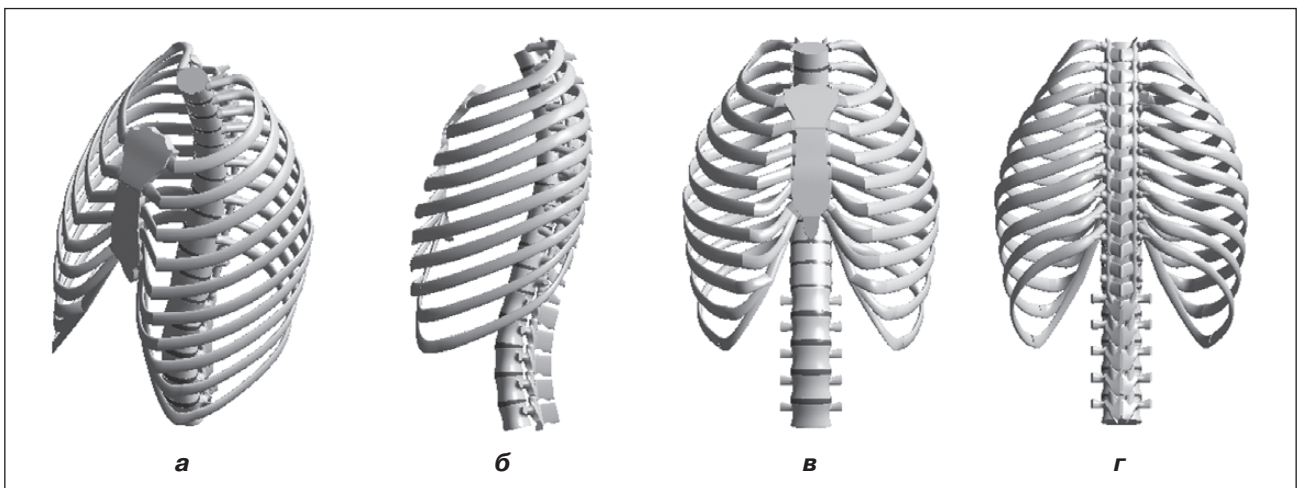
**Таблиця 1. Механічні характеристики використаних матеріалів**

Тканина	Модуль пружності Юнга, E (МПа)	Коефіцієнт Пуассона, $\nu$
Кортикальна кістка	18350,0	0,3
Губчаста кістка	330,0	0,3
Грудина	11500,0	0,3
Хрящ	24,5	0,4
Міжхребцевий диск	4,2	0,45

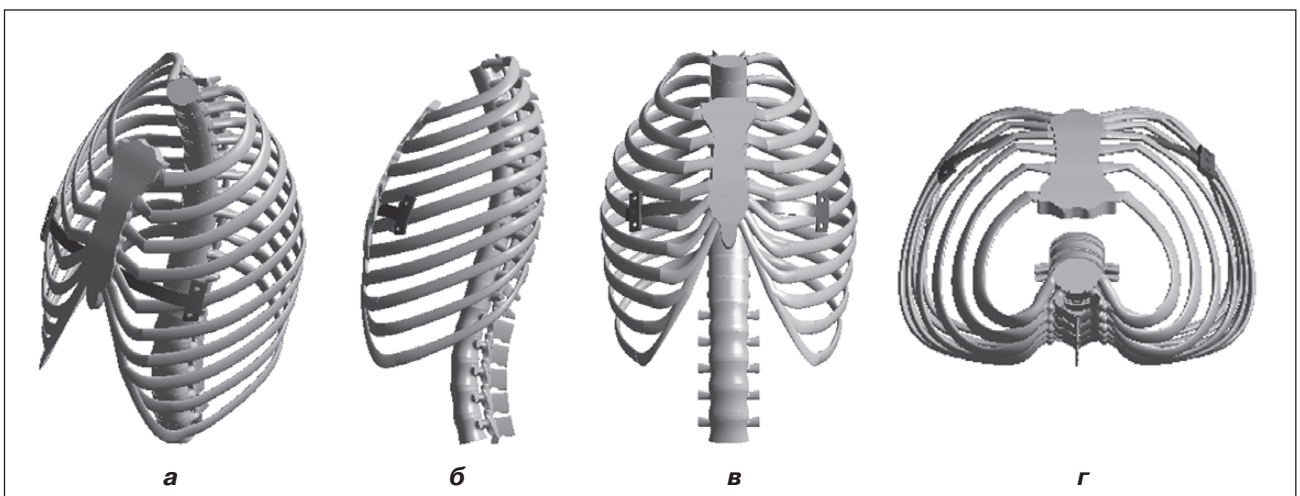




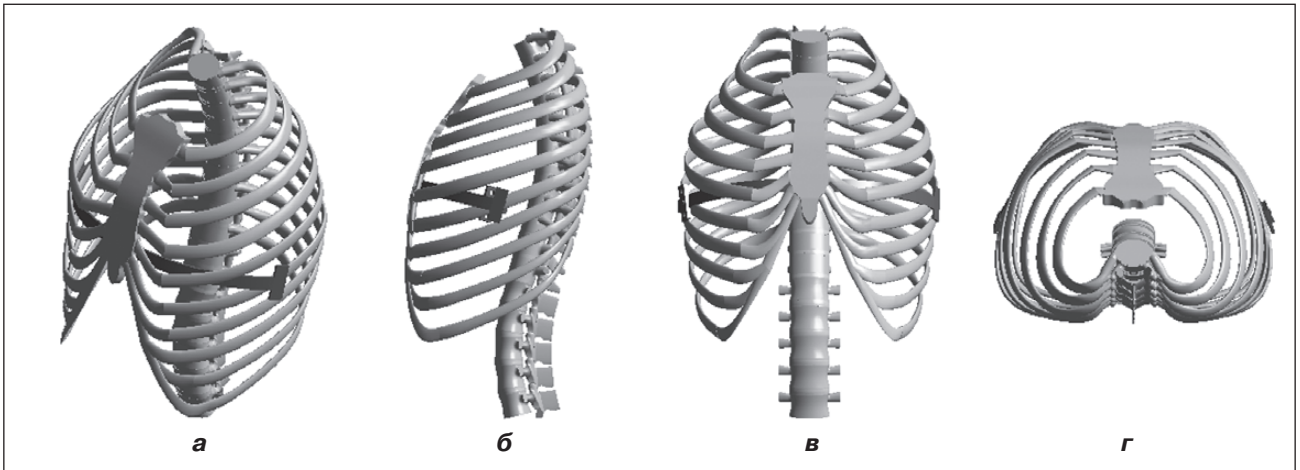
**Рисунок 1. Базова геометрична модель хребта з грудною кліткою в нормі: а) загальний вигляд; б) вигляд у сагітальній площині; в) вигляд спереду; г) вигляд ззаду**



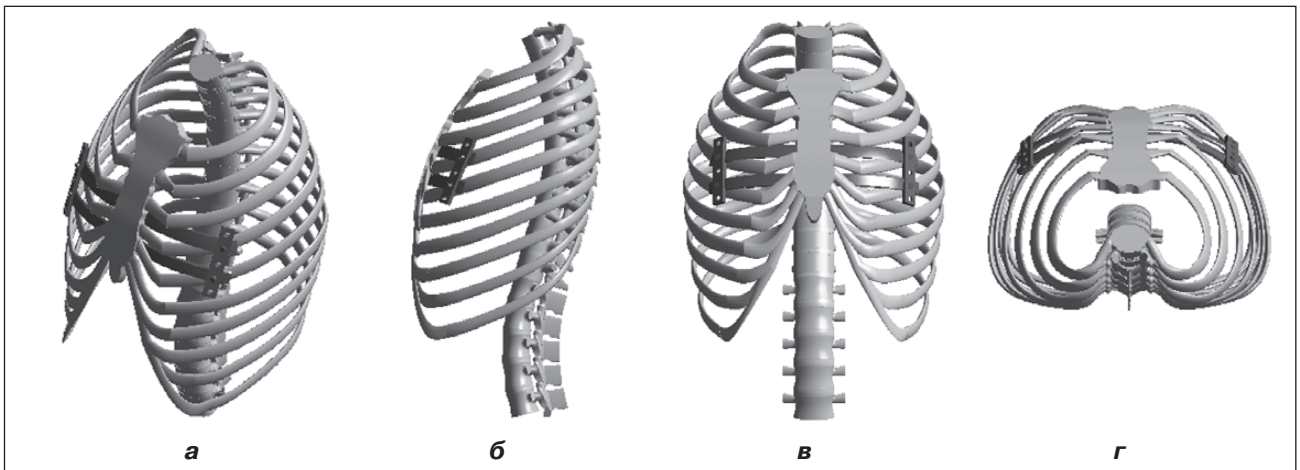
**Рисунок 2. Геометрична модель хребта і грудної клітки з лійкоподібною деформацією: а) загальний вигляд; б) вигляд у сагітальній площині; в) вигляд спереду; г) вигляд ззаду**



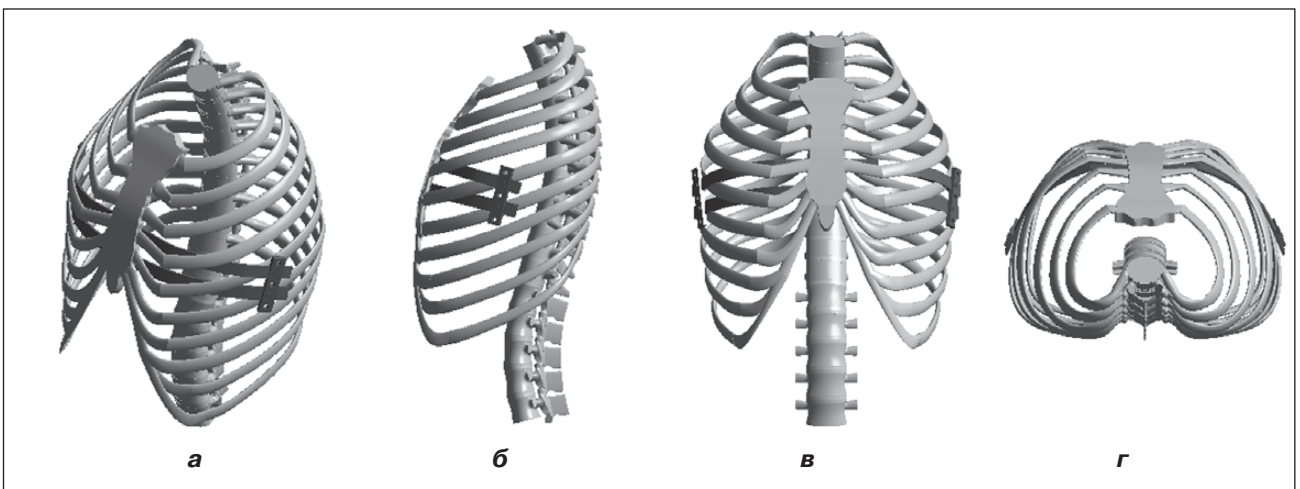
**Рисунок 3. Схема корекції лійкоподібною деформації грудної клітки з накладанням однієї короткої пластини з поперечними стабілізаторами: а) загальний вигляд; б) вигляд у сагітальній площині; в) вигляд спереду; г) вигляд зверху**



**Рисунок 4.** Схема корекції лікоподібної деформації груднини з накладанням одної довгої пластини з поперечними стабілізаторами: а) загальний вигляд; б) вигляд у сагітальній площині; в) вигляд спереду; г) вигляд зверху



**Рисунок 5.** Схема корекції лікоподібної деформації грудної клітки з використанням короткого фіксатора типу «міст»: а) загальний вигляд; б) вигляд у сагітальній площині; в) вигляд спереду; г) вигляд зверху



**Рисунок 6.** Схема корекції лікоподібної деформації грудної клітки з використанням довгого фіксатора типу «міст»: а) загальний вигляд; б) вигляд у сагітальній площині; в) вигляд спереду; г) вигляд зверху

яка після корекції тисне на металеві пластини, намагаючись повернутися у вихідне положення, тому під його впливом деформуватись повинні реберні хрящі, які мають модуль пружності в 10 разів менший за губчасту кістку (табл. 1). Отже, на всіх моделях вивчали відносні деформації саме реберного хряща як найбільш м'якого і, як наслідок, найбільш сприятливого до деформації елемента моделей.

Показник «відносна деформація» характеризує зміни повздовжнього розміру об'єкта під впливом навантаження відносно його вихідної довжини і визначається рівнянням [19]:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \cdot 100 \%,$$

де  $\Delta l$  — величина зміни довжини об'єкта під впливом навантаження;  $l$  — вихідна довжина об'єкта до навантаження.

Цей показник є критичним для визначення ймовірності руйнування матеріалу і не залежить від його реальних геометричних розмірів.

З тієї самої причини, що грудина після корекції її деформації тисне на металеві пластини, намагаючись повернутися у вихідне положення, пластини можуть прогинатися, наслідком чого є втрата корекції, досягнутої під час оперативного втручання [20]. Саме тому вивчали величини максимальних переміщень грудина і коригуючих пластин як показник збереження досягнутої корекції.

Побудову моделі здійснювали в програмі SolidWorks [21]. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували з використанням програми ANSYS [22].

## Результати

На першому етапі роботи вивчали відносні деформації, що виникають у моделі грудної клітки після корекції лійкоподібної деформації грудної клітки. У

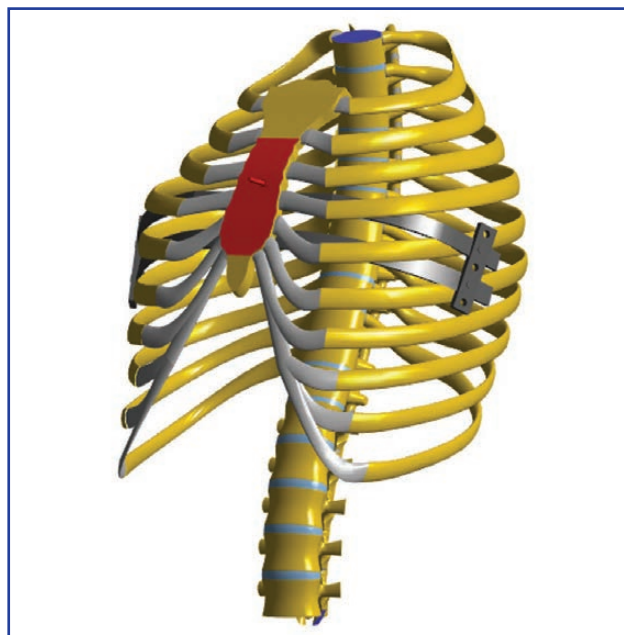


Рисунок 7. Схема навантаження моделей

зв'язку з тим, що реберні хрящі мають найнижчий модуль пружності серед усіх елементів моделі грудної клітки, саме в них повинні відбуватися найбільші деформації. Розподіл відносних деформацій у моделях з різними схемами корекції лійкоподібної деформації грудної клітки наведено на рис. 8.

Проведені дослідження показали, що при корекції лійкоподібної деформації грудної клітки за допомогою короткої пластини найбільш деформованими виявляються хрящі четвертих ребер, де відносні деформації сягають позначки 3,3 %. Великі показники відносних деформацій також визначаються в хрящах розташованих вище ребер, у яких вони спостерігаються в межах від 2,7 до 3,1 %.

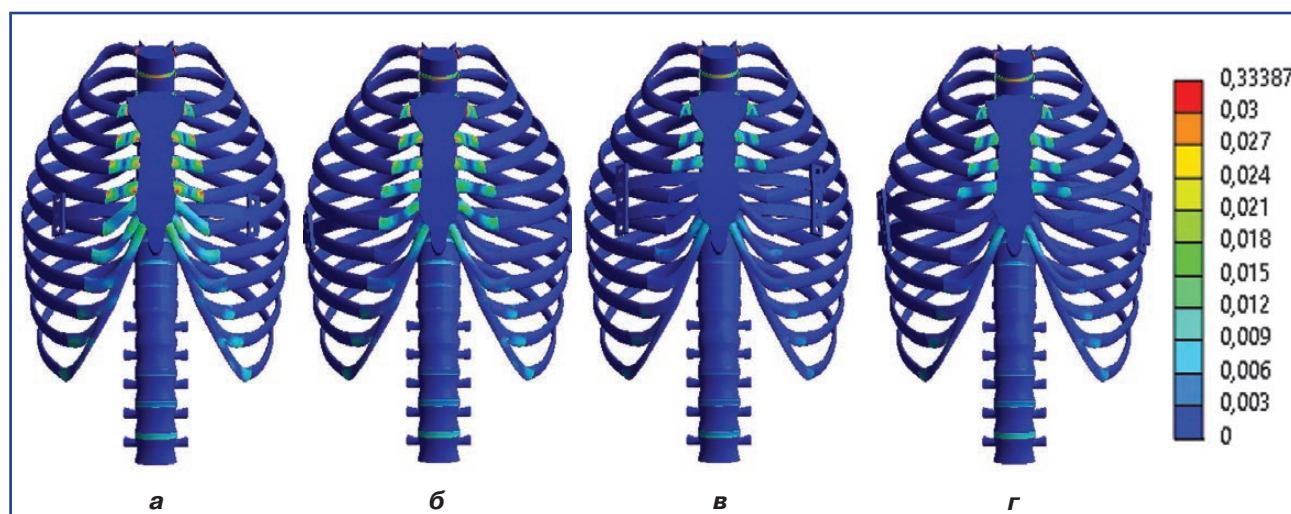
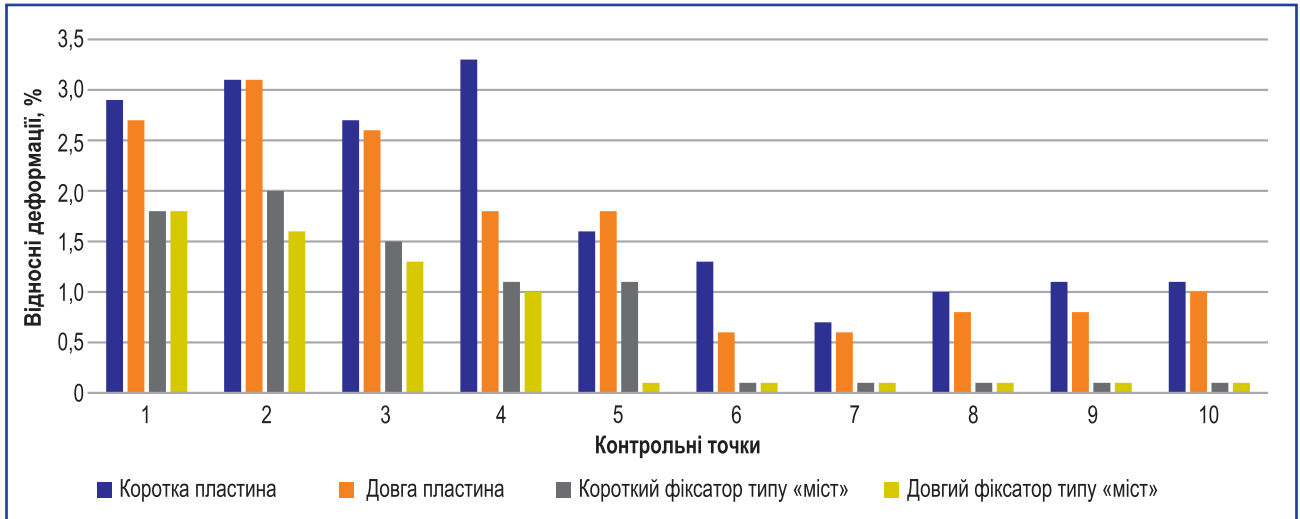
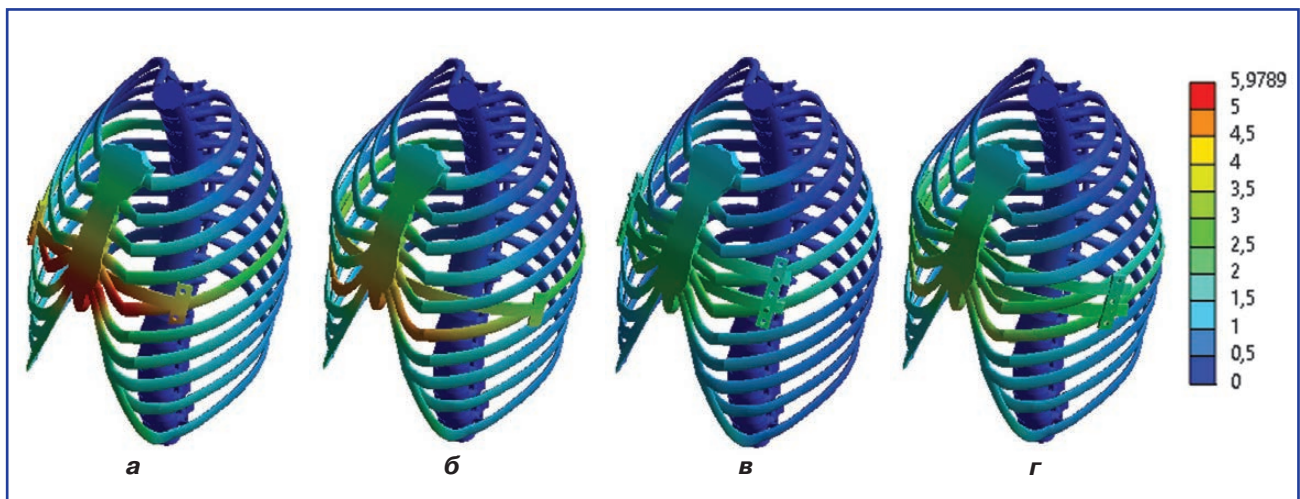


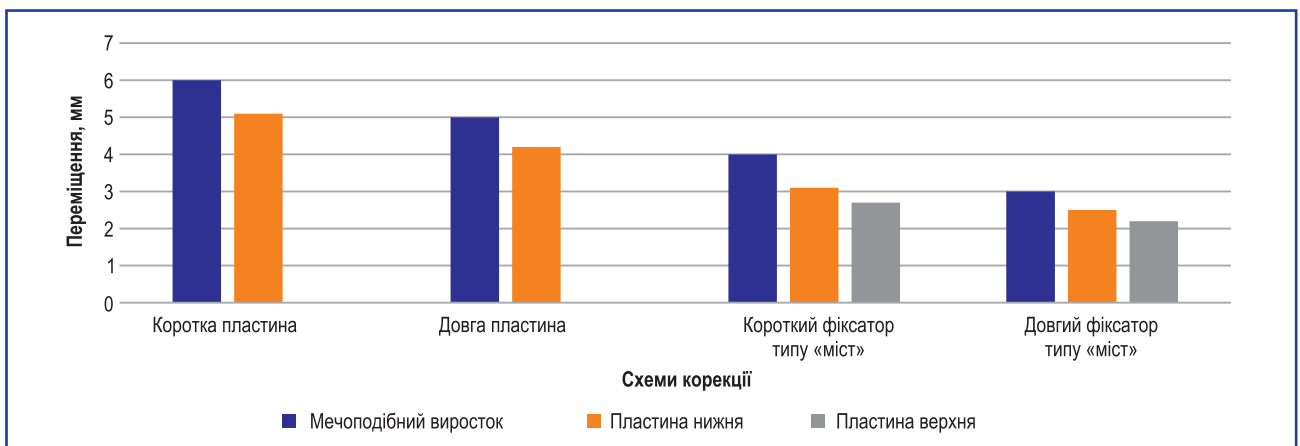
Рисунок 8. Розподіл відносних деформацій у моделях грудної клітки з різними схемами корекції лійкоподібної деформації грудина: а) коротка пластина; б) довга пластина; в) короткий фіксатор типу «міст»; г) довгий фіксатор типу «міст»



**Рисунок 9.** Діаграма величин відносних деформацій реберних хрящів моделей грудної клітки залежно від схеми корекції ЛДГК



**Рисунок 10.** Розподіл переміщень у моделях грудної клітки з різними схемами корекції лійкоподібної деформації грудної клітки: а) коротка пластина; б) довга пластина; в) короткий фіксатор типу «міст»; г) довгий фіксатор типу «міст»



**Рисунок 11.** Діаграма величин максимальних переміщень у моделях грудної клітки залежно від схеми корекції лійкоподібної деформації груднини

У нижній частині грудної клітки рівень відносних деформацій поступово знижується, досягаючи мінімуму 0,7 % у хрящах сьомих ребер. У хрящах ребер з восьмого по десяте відносні деформації визначаються практично на одному рівні — від 1,0 до 1,1 %.

Використання довгої пластини для корекції лічкоподібної деформації грудної клітки веде до зниження відносних деформацій хряща практично на всіх ребрах. Виняток становлять хрящі третіх ребер, де відносні деформації зберігаються на рівні 3,1 %, і хрящі п'ятих ребер, у яких величина відносних деформацій трохи зростає від 1,6 до 1,8 % порівняно з короткою пластиною.

Схема корекції лічкоподібної деформації груднини з використанням короткого фіксатора типу «міст» дозволяє значно зменшити деформації всіх реберних хрящів порівняно з одиночними пластинами. Так, максимум відносних деформацій спостерігається в хрящах других і перших ребер, де вони визначаються на рівні 2,0 і 1,8 % відповідно. Надалі рівень відносних деформацій поступово знижується від 1,5 % у хрящах четвертих ребер до 1,1 % у хрящах п'ятих і шостих ребер. У розташованих нижче ребрах рівень відносних деформацій не перевищує 0,1 %.

Заміна короткого фіксатора типу «міст» на довгий веде до того, що деформованими залишаються хрящі верхніх ребер, де максимум відносних деформацій — 1,8 % визначається в хрящах перших ребер і поступово знижується до 1,0 % у хрящах четвертих ребер. Усі хрящі ребер, розташованих нижче, залишаються практично не деформованими, про що свідчить рівень їх відносних деформацій 0,1 %.

Дані про величини відносних деформацій реберних хрящів при використанні різних схем корекції лічкоподібної деформації груднини наведені в табл. 2.

Діаграма, наведена на рис. 9, дає уявлення про співвідношення величин відносних деформацій реберних хрящів моделей грудної клітки залежно від схеми корекції лічкоподібної деформації грудної клітки.

Наведена діаграма наочно демонструє переваги використання довгих пластин перед короткими і схем із двома паралельними пластинами перед схемами з однією пластиною за критерієм величини відносних деформацій в елементах моделі грудної клітки.

На останньому етапі роботи вивчали максимальні переміщення грудної клітки та металевих пластин залежно від використання схеми корекції лічкоподібної деформації груднини. Картину розподілу переміщень в елементах моделей наведено на рис. 10.

**Таблиця 2. Величини відносних деформацій реберних хрящів в моделях грудної клітки з різними схемами корекції лічкоподібної деформації груднини**

Контрольні точки	Відносні деформації, %				
	№	Елемент моделі	Коротка пластина	Довга пластина	Короткий «міст»
1	Ребро 1	2,9	2,7	1,8	1,8
2	Ребро 2	3,1	3,1	2,0	1,6
3	Ребро 3	2,7	2,6	1,5	1,3
4	Ребро 4	3,3	1,8	1,1	1,0
5	Ребро 5	1,6	1,8	1,1	0,1
6	Ребро 6	1,3	0,6	0,1	0,1
7	Ребро 7	0,7	0,6	0,1	0,1
8	Ребро 8	1,0	0,8	0,1	0,1
9	Ребро 9	1,1	0,8	0,1	0,1
10	Ребро 10	1,1	1,0	0,1	0,1

**Таблиця 3. Величини максимальних переміщень у моделях грудної клітки з різними схемами корекції лічкоподібної деформації**

Елемент моделі	Максимальні переміщення, мм			
	Коротка пластина	Довга пластина	Короткий фіксатор типу «міст»	Довгий фіксатор типу «міст»
Мечоподібний виросток	6,0	5,0	4,0	3,0
Пластина нижня	5,1	4,2	3,1	2,5
Пластина верхня			2,7	2,2

Як бачимо на рис. 10, максимальні переміщення при всіх схемах корекції лійкоподібної деформації груднини припадають на мечоподібний виросток. Так, максимальне переміщення мечоподібного виростка відбувається при використанні короткої пластини і становить 6,0 мм. Заміна пластини на довгу веде до зменшення величини переміщення мечоподібного виростка до 5,0 мм. При використанні фіксатора типу «міст» переміщення мечоподібного виростка визначаються на позначках 4 і 3 мм для короткого і довгого фіксатора відповідно. Переміщення самих пластин у зоні контакту з грудиною трохи нижчі й дорівнюють 5,1 мм для короткої пластини і 4,2 мм для довгої. При використанні схеми з фіксатором типу «міст» найбільші переміщення визначаються на верхніх пластинах і становлять 3,1 і 2,5 мм для короткого і довгого фіксатора відповідно. Нижні пластини прогинаються трохи менше, про що свідчать величини їх переміщень 2,7 мм для короткої пластини і 2,2 мм для довгої.

Наочне уявлення про співвідношення величин переміщень мечоподібного виростка і металевих пластин можна одержати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 11.

З точки зору коригуючої відстані при елевачії лійкоподібного западання передньої грудної стінки й прогину фіксатора визначається сильніший вплив на найбільш запалу частину грудної клітки, що припадає на тіло груднини й мечоподібний відросток при застосуванні методу проведення фіксатора медіальніше (парастернально) та відповідно до довжини фіксатора, що закінчується на рівні передньої пахвової лінії (короткі пластини). Також є наочні переваги в розподілі коригуючого впливу на грудну клітку при використанні подвійного фіксатора (типу «міст»).

## Висновки

Усі досліджені показники свідчать про переваги подвійного фіксатора типу «міст». Медіальне проведення фіксатора (короткі пластини) дає більші коригуючі зусилля на передню грудну стінку при елевачії, що варто врахувати при виборі методики корекції. Однак латеральне проведення фіксатора розподіляє коригуючий вплив за площею, що може бути важливим у запобіганні ерозіям тканин внутрішньої стінки грудної клітки, необхідності розширеної елевачії западання при плоско-ввігнутих формах ЛДГК, зменшенні больового синдрому в післяопераційному періоді.

При моделюванні загрузинної пластини перед встановленням, як показує дане дослідження, для запобігання гіперкорекції варто враховувати ступінь вигину центральної частини фіксатора, беручи до уваги, що прогин пластини при медіальному проведенні менший, а коригуючі зусилля більші.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

- Liu C., Wen Y. Research progress in the effects of pectus excavatum on cardiac functions. *World Journal of Pediatric Surgery*. 2020. 3. e000142. doi: 10.1136/wjps-2020-000142.
- Zens T.J., Casar Berazaluze A.M., Jenkins T.M., Hardie W., Alsaied T., Tretter J.T. et al. The Severity of Pectus Excavatum Defect is Associated with Impaired Cardiopulmonary Function. *The Annals of Thoracic Surgery*. 2022. 114(3). 1015-1021. <https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2021.07.051>.
- Nuss D., Kelly R.E. Jr, Croitoru D.P., Katz M.E. A 10-year review of a minimally invasive technique for the correction of pectus excavatum. *Journal of Pediatric Surgery*. 1998. 33(4). 545-552.
- Nuss D., Obermeyer R.J., Kelly R.E. Nuss bar procedure: past, present and future. *Annals of Cardiothoracic Surgery*. 2016. 5(5). 422-433. <https://doi.org/10.21037/aacs.2016.08.05>.
- Park H.J., Lee S.Y., Lee C.S., Youm W., Lee K.R. The Nuss procedure for pectus excavatum: Evolution of techniques and early results on 322 patients *Ann. Thorac. Surg.* 2004. 77. 289-295. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14726081>.
- Hebra A., Swoveland B., Egbert M., Tagge E.P., George-K., Othersen H.B., Nuss D. Outcome analysis of minimally invasive repair of pectus excavatum: review of 251 cases. *Journal of Pediatric Surgery*. 2000. 35(2). 252-258.
- Park H.J., Kim K.S., Moon Y.K., Lee S. The bridge technique for pectus bar fixation: a method to make the bar un-rotatable. *Journal of Pediatric Surgery*. 2015. 50(8). 1320-1322.
- Радченко В.О., Понсуйшанка К.О., Ярьсько О.В. Дослідження напружено-деформованого стану моделі хребта за різноманітних методик хірургічного лікування вибухових переломів грудноперекового відділу (частина перша). *Ортопедія, травматологія і протезування*. 2017. (1). 27-33. DOI: 10.15674/0030-59872017127-33.
- Головаха М.Л., Тяжелов А.А., Летучая Н.П., Суббота И.А., Карпинский М.Ю. Биомеханические аспекты экспериментального исследования функционального лечения S-образной сколиотической деформации позвоночника. *Травма*. 2018. 19(1). 58-68. DOI: 10.22141/1608-1706.1.19.2018.126661.
- Головаха М.Л., Тяжелов А.А., Летучая Н.П., Суббота И.А., Карпинский М.Ю. Биомеханические аспекты экспериментального исследования функционального лечения C-образной сколиотической деформации позвоночника. *Травма*. 2019. 20(3). 32-41. DOI: 10.22141/1608-1706.3.20.2019.172091.
- Schwend R.M., Schmidt J.A., Reigrot J.L. et al. Patterns of rib growth in the human child. *Spine Deformity*. 2015. 3(4). 297-302. DOI: 10.1016/j.jspd.2015.01.007.
- Li Z., Kindig M.W., Subit D., Kent R.W. Influence of mesh density, cortical thickness and material properties on human rib fracture prediction. *Medical Engineering & Physics*. 2010. 32(9). 998-1008. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.06.
- Dworzak J., Lamecker H., von Berg J. et al. 3D reconstruction of the human rib cage from 2D projection images using a statistical shape model. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2010. 5(2). 111-124. DOI: 10.1007/s11548-009-0390-2.

14. Mohr M., Abrams E., Engel C. et al. Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction. *Journal of Biomechanics*. 2007. 40. 1310-1317. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2006.05.017.

15. Awrejcewicz J., Luczak B. Dynamics of human thorax with Lorenz pectus bar. *Proceeding XXII symposium "Vibrations in physical systems"*. Poznan: Bedlewo, 2006.

16. Yoganandan N., Kumaresan S.C., Voo L. et al. Finite element modeling of C4-C6 cervical spine unit. *Medical Engineering & Physics*. 1996. 18(7). 569-574. DOI: 10.1016/1350-4533(96)00013-6.

17. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. Рига: Зинатне, 1980. 320 с.

18. Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Киев: Наукова думка, 1990. 224 с.

19. Писаренко Г.С., Квітка О.Л., Уманський Е.С. Опір матеріалів: Підручник. За ред. Г.С. Писаренко. Київ: Вища школа, 2004. 655 с.

20. Пилипко В.М., Левицький А.Ф., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Експериментальні дослідження величини прогину пластини для корекції ліycopодібної деформації грудної клітки під впливом згинаючого навантаження. *Paediatric Surgery (Ukraine)*. 2023. 1(78). 35-41. doi: 10.15574/PS.2023.78.35.

21. Kumar K., Zindani D., Davim J.P. *Mastering Solid-Works. Practical Examples*. Springer Cham, 2020. 316. doi: 10.1007/978-3-030-38901-7.

22. Rao S.S. *The Finite Element Method in Engineering: Fifth Edition*. Elsevier Science, 2010. 726.

Отримано/Received 05.04.2023

Рецензовано/Revised 16.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 24.04.2023 ■

#### Information about authors

Anatolii Levytskyi, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Pediatric Surgery, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; Orthopedic Traumatologist, Pediatric Department of Orthopedics and Traumatology, National Specialized Children's Hospital "Ohmatdyt" of the Ministry of Health of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: levytysk.a.f@gmail.com; phone: +380(67)7251474; https://orcid.org/0000-0002-4440-2090

Vlasii Pylypko, PhD-student, Department of Pediatric Surgery, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; Orthopedic Traumatologist, Pediatric Department of Orthopedics and Traumatology, National Specialized Children's Hospital "Ohmatdyt" of the Ministry of Health of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: vpylypko@gmail.com; phone: +380(63)7687774; https://orcid.org/0000-0001-5506-0383

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380(67)5714863; https://orcid.org/0000-0002-3004-2610

Olexander Yaresko, Junior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; avyresko@gmail.com; phone: +380(57)7251474; https://orcid.org/0000-0002-2037-5964

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

A.F. Levitskyi<sup>1,3</sup>, V.M. Pylypko<sup>1,3</sup>, M.Yu. Karpinsky<sup>2</sup>, O.V. Yaresko<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

<sup>3</sup>National Children's Specialized Hospital "Okhmatdyt", Kyiv, Ukraine

### Study of the corrective effect of different fixators on pectus excavatum during Nuss procedure

**Abstract. Background.** A funnel chest is one of the most common chest deformities, which leads not only to cosmetic problems in adolescents, but also to cardiopulmonary complications. The main method of surgical correction is the Nuss procedure. The issues of the interaction between the fixator and the sternocostal joint depending on the choice of the plate length and the location of the tunnel for the fixator inside the chest to exit it on the opposite side remain undefined. Goal: to study the maximum relative deformities and displacements that occur in the chest model depending on the correction for pectus excavatum. **Materials and methods.** Four schemes for the correction of a funnel chest were modeled: 1) medial delivery of the fixator, the entry point is parasternal, using one retrosternal plate with transverse stabilizing bars (a short plate); 2) lateral passage of the fixator, the point of entry and exit from the chest is at the level of the anterior axillary line, using one retrosternal plate with transverse stabilizing bars; accordingly, the sternal plate is longer, ends at the level of the midaxillary line (a long plate); 3) a double plate with transverse bars connecting the plates with the help of screws (a short bridge-type fixator) with medial delivery; 4) a double plate with transverse bars connecting the plates with the help of screws (a long bridge-type fixator) with lateral delivery. The models were loaded with a distributed force of 100 N applied to the sternum. **Results.** When correcting pectus excavatum with a short plate, the cartilages of the fourth ribs turn out to be the most deformed — 3.3 %. In the cartilages of the ribs located above, deformities are in the range from

2.7 to 3.1 %. The use of a long plate decreases the relative deformities of the cartilage on almost all ribs. The scheme of correction using a short bridge-type fixator allows significantly reducing the deformities of all costal cartilages. The maximum is observed in the cartilage of the second and first ribs — 2.0 and 1.8 %, respectively. Replacing a short bridge-type fixator with a long one leads to the fact that the cartilages of the upper ribs remain deformed — 1.8 %, and a deformity gradually decreases to 1.0 % in the cartilages of the fourth ribs. The maximum movements in all schemes for pectus excavatum correction fall on the xiphoid process. The maximum displacement of 6.0 mm in the xiphoid process occurs when using a short plate. Replacing the plate with a long one decreases the displacement of the xiphoid process to 5.0 mm. When using a bridge-type fixator, the displacement of the xiphoid process is determined at the marks of 4 and 3 mm for a short and long fixator, respectively. **Conclusions.** All the investigated indicators testify to the advantages of a double bridge-type fixator. The medial passage of the fixator (short plates) has greater corrective forces on the anterior chest wall during elevation, which should be considered when choosing a correction technique. However, the lateral application of the fixator distributes the corrective effect by area, which can be important in preventing erosion of the tissues of the inner chest wall, the need for extended elevation of the depression in flat-concave forms of pectus excavatum, and the reduction of pain syndrome in the postoperative period. **Keywords:** sternum; deformity; correction; modeling

Тяжелов О.А., Карпінська О.Д., Біцадзе М.З., Міхановський Д.О.  
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## Вплив зміни довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента м'язів колінного суглоба на його ізометричну силу та крутний момент

**Резюме. Актуальність.** Контрактура колінного суглоба, яка розвилася внаслідок іммобілізації після позасуглобових травм нижньої кінцівки, призводить до кульгавості, порушення ходьби, появи болю в інших суглобах нижніх кінцівок. Тривала іммобілізація суглоба призводить до послаблення та збільшення жорсткості м'язів, зміни довжини сухожилків та міофібрил м'язів, втрати амортизаційних властивостей хряща, гальмування процесів кровообігу періартикулярних тканин. Адекватна реабілітація й відновлення функції колінного суглоба після іммобілізації є медичною та соціальною проблемою щодо зменшення інвалідності. **Мета роботи:** вивчити вплив зміни сили, довжини м'язів та сухожилків колінного суглоба на крутний момент. **Матеріали та методи.** Для моделювання взята базова модель OpenSim Leg39.osim. Параметри м'язів та сухожилків були змінені відповідно до умов іммобілізації на 45 діб під кутом переважного утримання кінцівки 15°. Аналізували 3 моделі: базова модель без змін параметрів м'язів, модель зі зміною довжини м'язово-сухожильного елемента та модель зі зміною додатково сили м'язів (відповідно до розрахунків). **Результати.** Зміна довжини компонентів м'язово-сухожильного комплексу м'язів-згиначів мало впливає як на ізометричну силу м'язів, так і на крутні моменти колінного суглоба, які створюють ці м'язи. Зменшення максимальної ізометричної сили м'язів-згиначів призводить до зменшення крутного моменту. При зміні довжини м'язів-розгиначів спостерігається різке збільшення ізометричної сили та крутних моментів колінного суглоба та зміна напрямку траєкторії активного крутного моменту. Зменшення сили м'яза призводить до зменшення рівня крутних моментів з наближенням до норми, але напрямок залишається зміненим. **Висновки.** Математичне моделювання впливу зміни компонентів м'язово-сухожильних елементів м'язів, відповідальних за рух колінного суглоба, показало, що незначні зміни їх довжини призводять до помітних порушень як крутного моменту суглоба, так і змін ізометричної сили м'яза при рухах. Прогнозування зміни крутного моменту колінного суглоба може бути корисним при вивченні конкретних клінічних ситуацій при контрактурах внаслідок тривалого знерухомлення після позасуглобових травм. Але не може бути повністю перенесеним на практику через значну умовність параметрів моделей. Застосований метод моделювання може показати тенденції щодо зміни параметрів функціонування м'язів при зміні їх геометрії і може бути розширений для вивчення інших параметрів м'язів та суглоба.

**Ключові слова:** колінний суглоб; моделювання; контрактура; крутний момент

Іммобілізаційні контрактури суглобів є одним із поширених ускладнень після травм. Часто наслідки іммобілізації стають не тільки фізичною тимчасовою вадою для пацієнтів, але й фактором, який призводить до інвалідності. Реабілітація хворих з контрактурами суглобів є важливим етапом лікування. Насамперед реабілітаційні заходи повинні бути спрямовані на відновлення рухливості суглобів і вод-

ночас не шкодити суглобу, не стати додатковим руйнівним фактором.

Контрактура колінного суглоба, яка розвилася внаслідок іммобілізації після позасуглобових травм нижньої кінцівки, призводить до кульгавості, порушення ходьби, появи болю в інших суглобах нижніх кінцівок. Після зняття іммобілізації контрактура суглоба поступово зменшується, але за відсутності відповідної



розробки рухливості суглоба часто залишаються обмеження його рухливості, що з часом може привести до формування патологічної звички пересування та бути поштовхом до розвитку дегенеративних змін у суглобах, причому не тільки колінного, але й інших суглобів як нижньої кінцівки, так і хребта. Порушення етапів реабілітаційних заходів, а саме раннє навантаження та збільшення рухливості суглоба для непідготовлених до цього тканин, може призвести до мікротравм як хряща, так і волокон м'язів.

Як відомо, тривала іммобілізація суглоба призводить до послаблення та збільшення жорсткості м'язів, зміни довжини сухожилків та міофібрил м'язів, втрати амортизаційних властивостей хряща, гальмування процесів кровообігу періартикулярних тканин [1]. Отже, адекватна реабілітація й відновлення функції колінного суглоба після іммобілізації є не тільки медичною, але й значною соціальною проблемою щодо зменшення інвалідності.

**Мета роботи:** вивчити вплив зміни сили, довжини м'язів та сухожилків колінного суглоба на крутний момент.

### Матеріали та методи

Найбільш відомою моделлю м'язово-сухожильного елемента є модель Хілла. На рис. 1 наведена удосконалена модель Хілла, яка використовується для визначення сили скорочення м'язів [2]. Ця модель включає послідовний пружний елемент (SE), пасивний пружний елемент (PE), елемент скорочення (CE), в'язкодемпований елемент (VE) та кут перистоті волокон м'язів (*pars penina*) ( $\varphi$ ) (рис. 1).

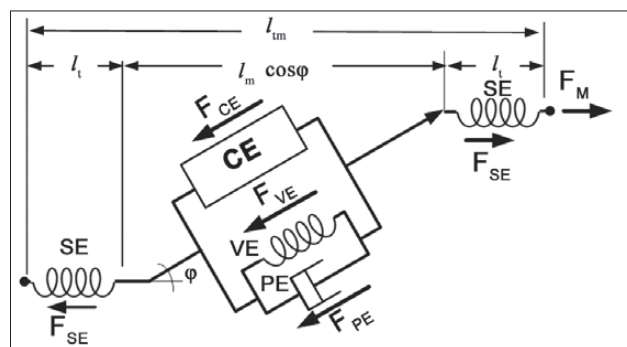
Згідно з м'язовою моделлю Хілла відношення між довжиною м'яза ( $l_{mt}$ ), довжиною м'язового волокна ( $l_m$ ) та довжиною сухожилків ( $l_s$ ) описується формулою [3]:

$$l_{mt} = l_m \cdot \cos\varphi + l_{s1} + l_{s2}$$

М'язова сила розраховується за формулою:

$$F_M = (F_{CE} + F_{PE} + F_{VE}) \cdot \cos\varphi$$

Активна сила, яку створює м'яз, залежить від його активації, довжини та швидкості.



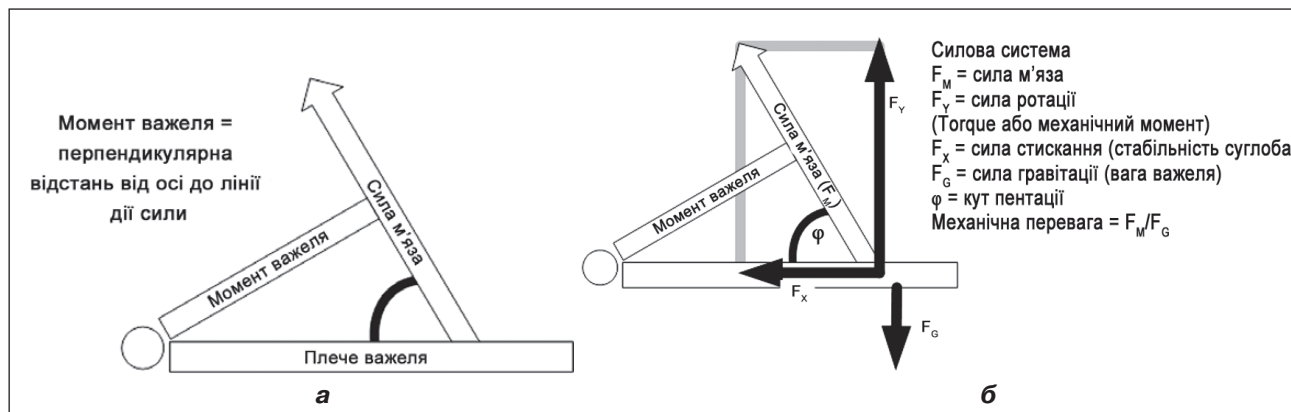
**Рисунок 1. Модель м'язово-сухожильного елемента та сили, які діють при скороченні м'яза**

Для вивчення впливу довжини м'яза ( $l$ ) на його силу ( $F$ ) за загальною моделлю Хілла використовують чотири початкові параметри:

- оптимальна довжина волокна м'яза,  $l_{m0}$ ;
- максимальна ізометрична сила м'яза ( $F_M$ );
- довжина провисання сухожилля,  $l_s$ ;
- кут  $\varphi$  (кут пентації).

М'яз створює свою максимальну активну силу ( $F_{M0}$ ), коли довжина м'язового волокна ( $l_m$ ) відповідає оптимальній довжині волокна ( $l_{m0}$ ). Хоча оптимальна довжина волокон різна для різних м'язів, ізометричну здатність будь-якого м'яза генерувати силу можна охарактеризувати поточною довжиною волокна м'яза відносно його оптимальної довжини. Коли довжина м'язового волокна перевищує його оптимальну довжину, паралельний еластичний елемент розтягується, створюючи пасивну силу. Ця пасивна сила залежить від довжини м'яза незалежно від активації. Коли сухожилля розтягується понад довжину провисання ( $l_s$ ), воно також створює пасивну силу. Оскільки м'яз працює послідовно з сухожиллям, сила м'яза та сила сухожилля повинні бути в рівновазі, враховуючи кут пентації ( $\varphi$ ).

Для розуміння крутного моменту (*Torque, Nm*) важливим є визначення поняття важеля моменту [4]. Це перпендикулярна відстань від осі обертання до лінії дії сили. Плече моменту визначає якість крутного момен-



**Рисунок 2. Крутний момент ліктьового суглоба (за [5]): а) момент важеля в силевій системі; б) діаграма сили вільного тіла аналізу компонентів системи сил (включно з крутним моментом)**

ту. Плече моменту змінюється залежно від кута прикладання сили (рис. 2а).

Крутний момент залежить від кількості сили (сили м'язів), кута прикладання сили та довжини важеля моменту.

Крутний момент створює біомеханічний рух, тобто рух важільної системи (кісток). Можливість максимізувати крутний момент, який може генерувати м'яз, дасть змогу оптимально зміцнити цей м'яз. Чим більший крутний момент може виробити м'яз, тим більший рух створюється на кінцівках (важелях) тіла. Отже, для збільшення рухливості суглоба можна маніпулювати зміною крутного моменту. Амплітуда руху суглоба не завжди корелює з величиною крутного моменту, яку може створити м'яз. Є багато м'язів, які перетинають суглоби та мають багато різних прикріплень. Для визначення векторів сили (крутного моменту і стиснення) м'яза необхідно оцінити лінію натягу щодо важеля та осі суглоба.

Враховуючи те, що довжина важеля (гомілки та стегна) не змінюється, на крутний момент буде впливати тільки сила м'яза.

Для моделювання взята базова модель OpenSim Leg39.osim [6, 7].

При іммобілізації нижньої кінцівки розвивається переважно контрактура згинання (розгинальна контрактура). Це пов'язано з тим, що при травмах кісток нижньої кінцівки колінний суглоб не іммобілізується. Найбільш зручна поза для пацієнта — випрямлена кінцівка з незначним згинанням колінного суглоба під кутом 10–15° з підкладанням під суглоб м'якого валика.

Виходячи з того, що при іммобілізації м'язи втрачають силу, згідно з даними метааналізу [8] втрата сили м'язів нижньої кінцівки при односторонній іммобілізації в середньому становить 1 % на добу, тобто при середньому терміні іммобілізації при переломі кісток нижньої кінцівки 45 днів втрата сили м'язів становить 45 %.

Іммобілізація призводить до зменшення довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента. При тривалому положенні колінного суглоба при згинанні під кутом 10–15° було визначено довжину означених компонентів м'язів саме для цього положення колінного суглоба.

Модифікації щодо сили м'язів та довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента наведені в табл. 1.

Було створено 3 моделі: Normal (N) — базова модель без змін параметрів м'язів; Contracture (C) — модель зі зміною довжини м'язово-сухожильного елемента; Contracture+muscle (CM) — модель зі зміною сили м'язів (відповідно до розрахунків).

На графіках від'ємні значення показують напрямок. Для кутів згинання колінного суглоба від'ємне значення відносно нульового положення (повне розгинання) до  $-120^\circ$  (згинання). Для моментів від'ємне значення визначає напрямок дії сили. У тексті будемо описувати величини за абсолютним значенням без урахування напрямку, тобто за модульними значеннями величин.

## Результати моделювання

За даними моделі при утриманні колінного суглоба під кутом 15° змінюється довжина компонентів м'язово-сухожильного елемента. Фібрили м'яза зменшують свою довжину, а сухожилки, навпаки, збільшуються. Зміни невеликі — у межах від 15 до 20 % змінюються фібрили, а у межах від 2 до 5 % — сухожилки.

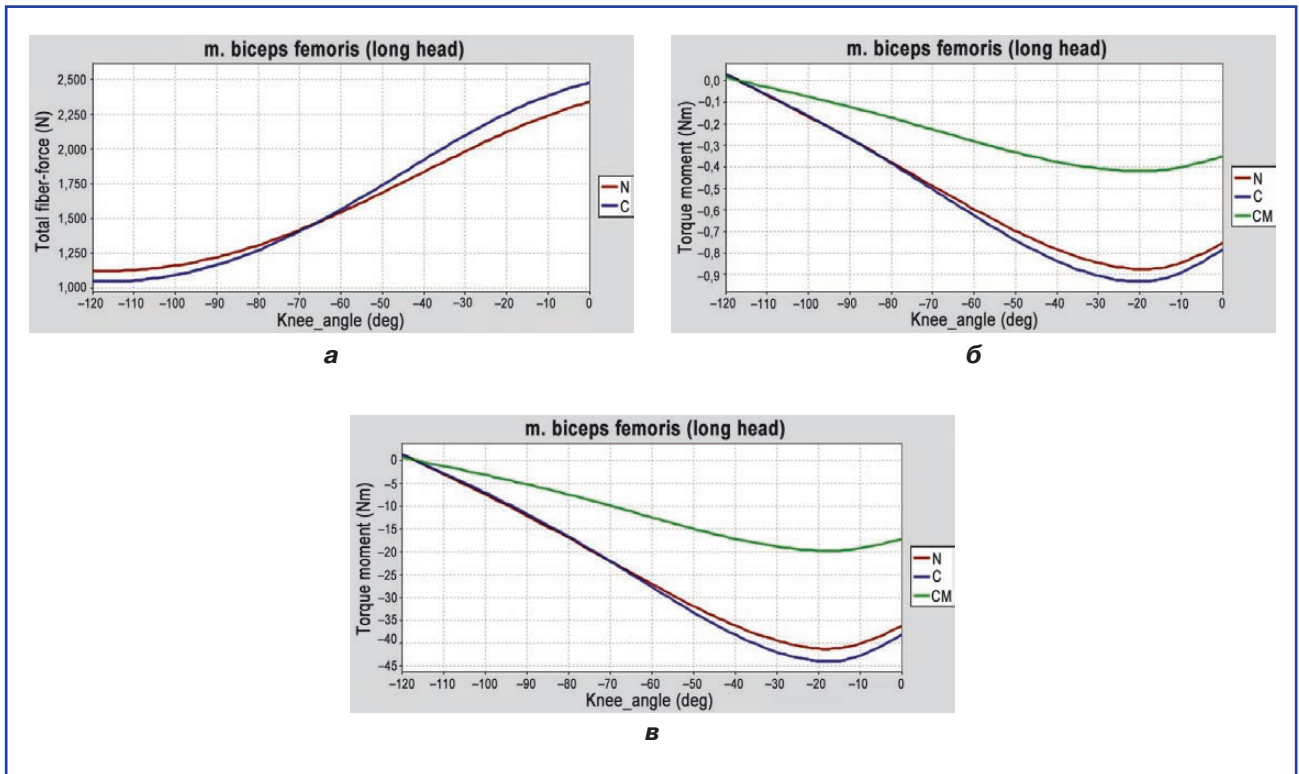
Розглянемо, як впливає зміна довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента та сила на функціональність м'язів-згиначів колінного суглоба.

При іммобілізації нижньої кінцівки м. biceps femoris (long head) зазнає зменшення фібрил на 20 % і збільшення сухожилків на 3 %, при цьому загальна зміна довжини м'яза становила менше ніж 3 % (табл. 1). При моделюванні згинання коліна без урахування втрати сили м'яза (рис. 3а) при зменшенні довжини м'яза його ізометрична сила збільшується при повному розгинанні приблизно на 4 %, при повному згинанні, навпаки, зменшується приблизно до 2 %. При куті згинання суглоба на 65° ізометрична сила м'яза однакова і становить 1500 Н.

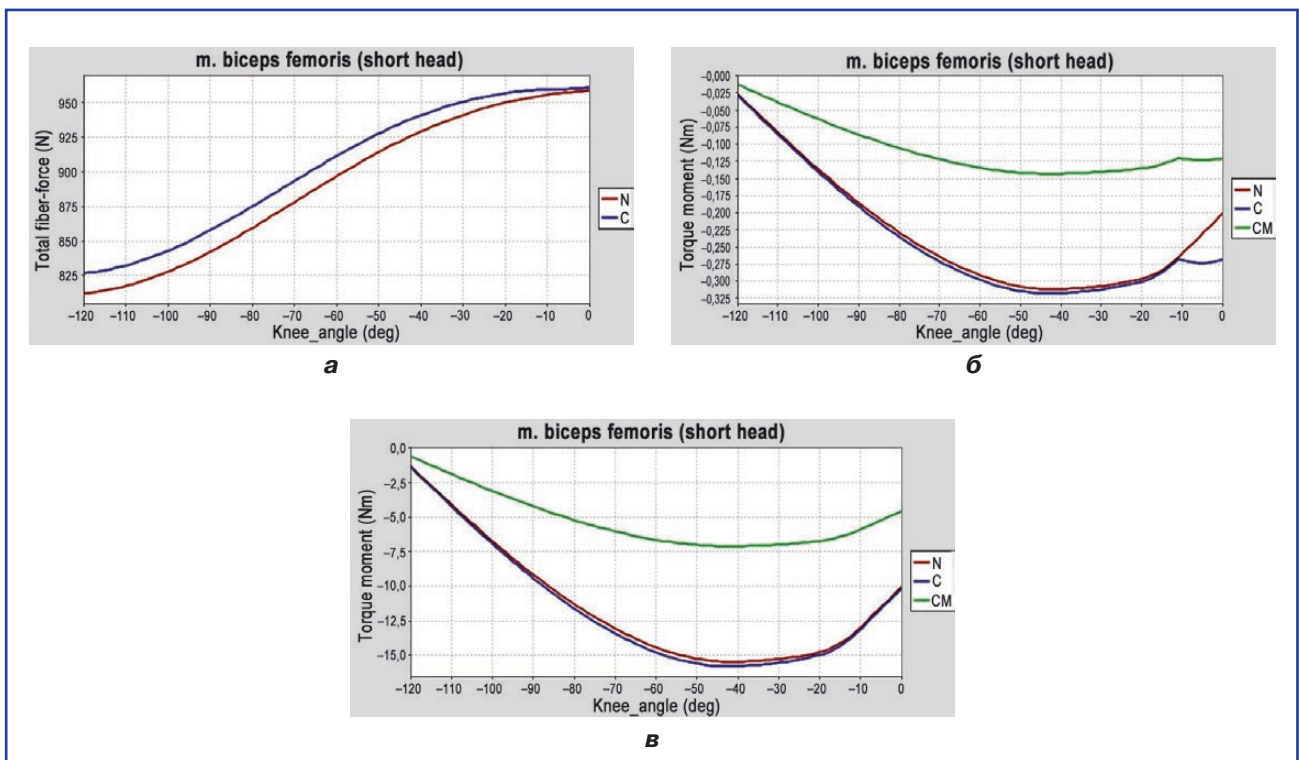
Тільки зміна довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента (модель C) не впливає суттєво на крутний момент суглоба, але зменшення сили м'яза (модель CM) призводить до зменшення та більш пологої траєкторії зміни крутного моменту.

**Таблиця 1. Параметри м'язово-сухожильного елемента в моделях колінного суглоба**

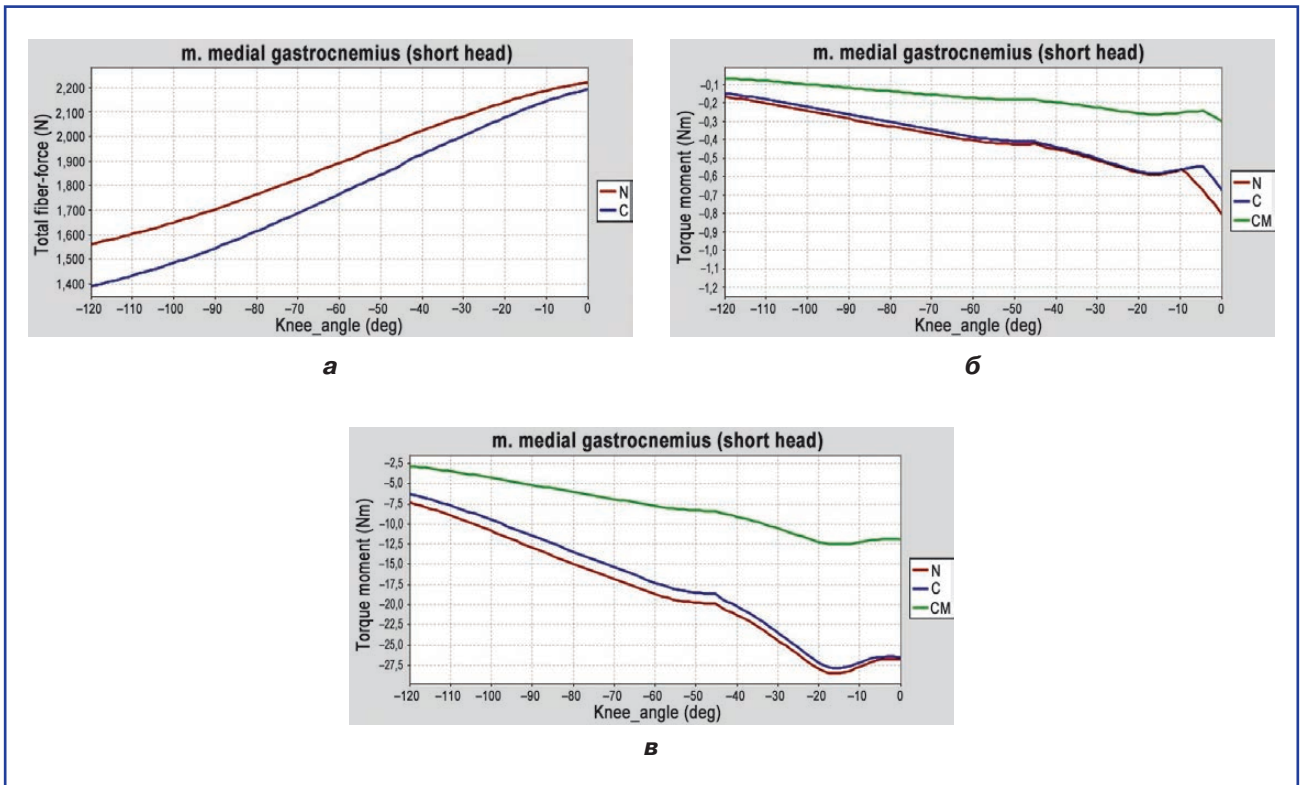
М'яз		Довжина компонентів м'язово-сухожильного елемента (м)				Сила м'яза (Н)	
		Оптимальна		Згинання 15°		Номінальна	Залишок
		М'яз	Сухожилок	М'яз	Сухожилок		
Згиначі	Biceps femoris (long head)	0,1282	0,3835	0,1016	0,3956	2594,0	1167
	Biceps femoris (short head)	0,2008	0,1033	0,1891	0,1065	960,0	432
	Medial gastrocnemius	0,1031	0,4124	0,0918	0,4254	2241,0	1008
Розгиначі	Rectus femoris	0,1329	0,3613	0,1110	0,3728	1169,0	526
	Vastus intermedius	0,1262	0,1368	0,0876	0,1408	4530,0	2038



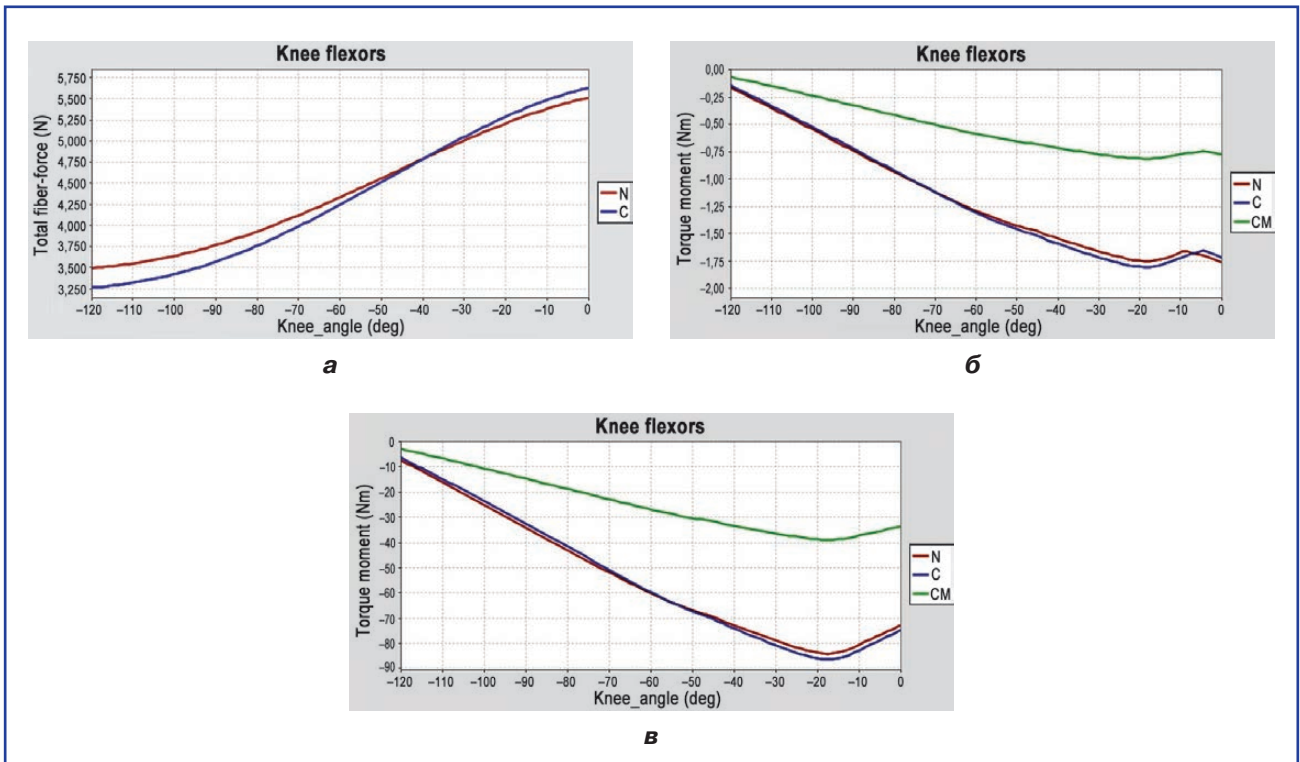
**Рисунок 3.** Характеристики *m. biceps femoris (long head)* при згинанні суглоба: а) загальна сила м'яза (total fiber-force) моделей N та C; б) пасивний момент (без активації); в) активація м'яза на 50 %



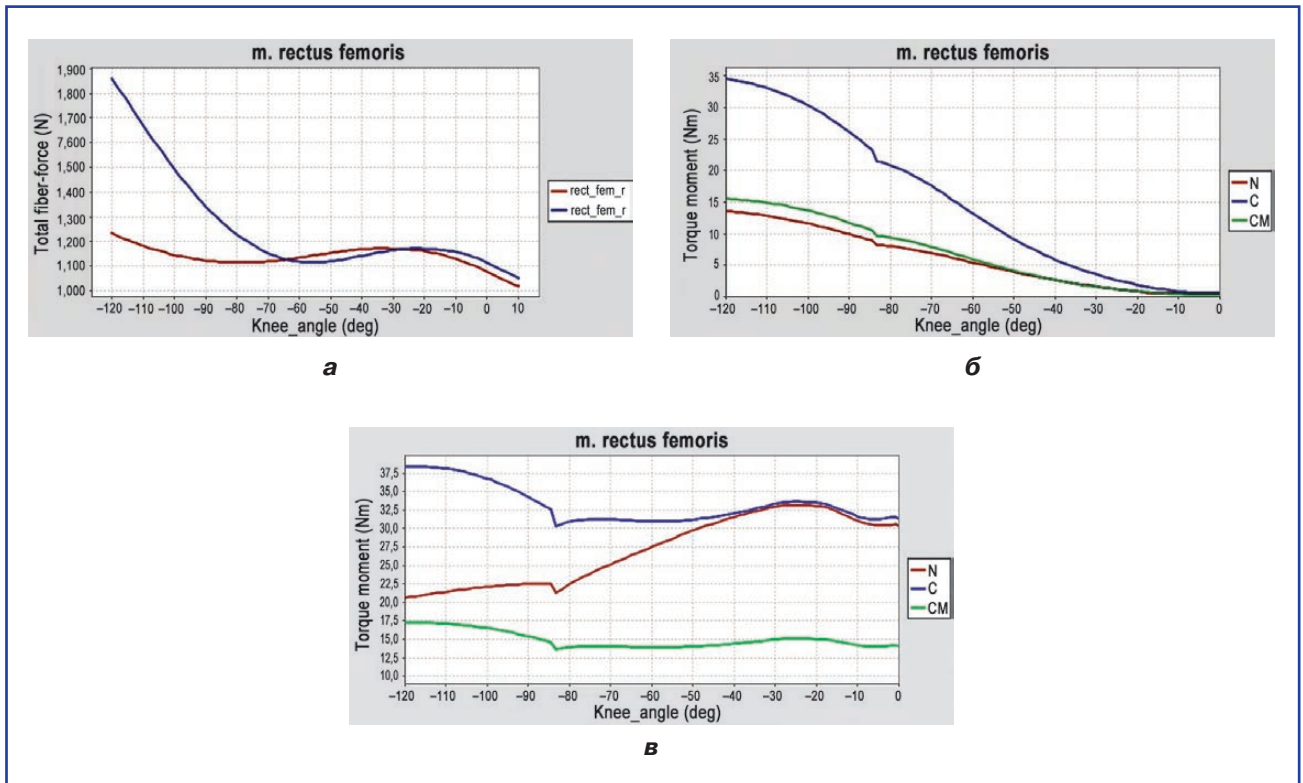
**Рисунок 4.** Характеристики *m. biceps femoris (short head)* при згинанні суглоба: а) загальна сила м'яза (total fiber-force) моделей N та C; б) пасивний момент (без активації); в) активація м'яза на 50 %



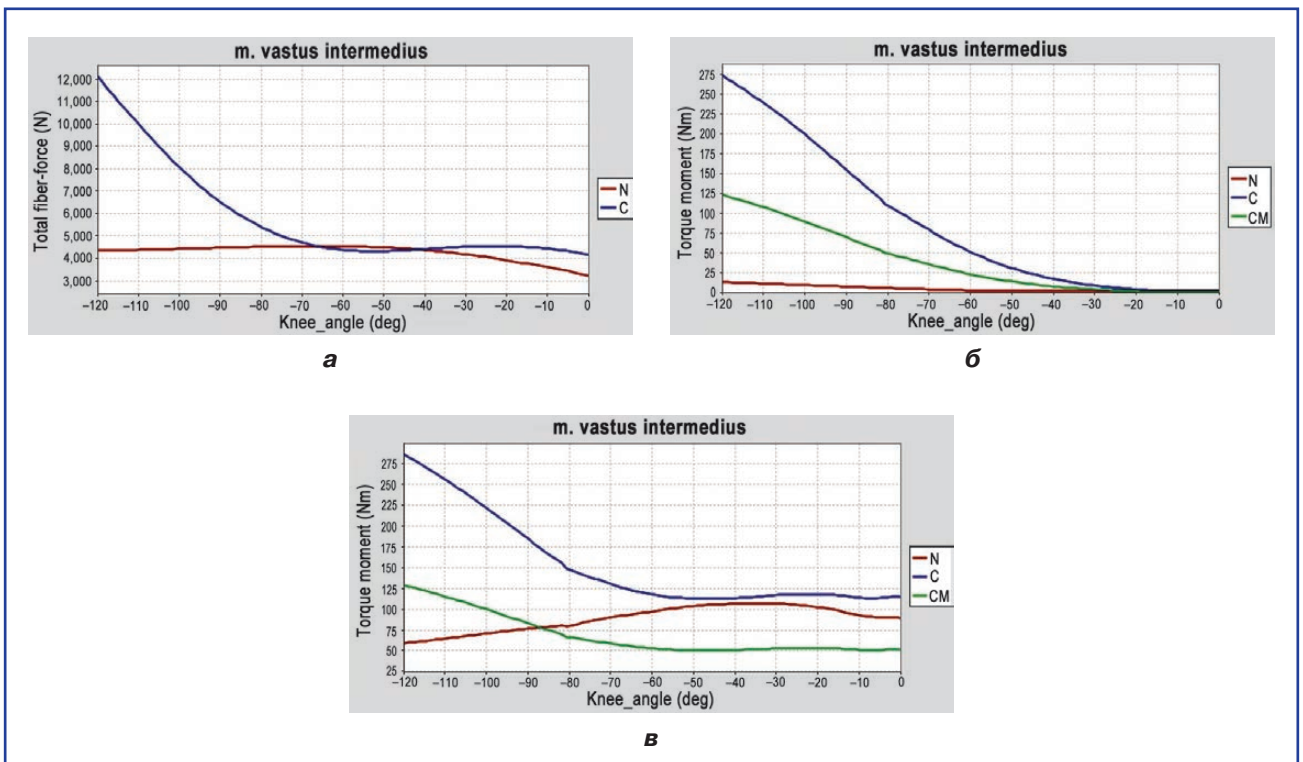
**Рисунок 5. Характеристики *m. medial gastrocnemius* (short head) при згинанні суглоба: а) загальна сила м'язу (total fiber-force) моделей N та C; б) пасивний момент (без активації); в) активація м'язу на 50 %**



**Рисунок 6. Характеристики м'язів-згиначів колінного суглоба (сума): а) загальна сила м'язу (total fiber-force) моделей N та C; б) пасивний момент (без активації); в) активація м'язу на 50 %**



**Рисунок 7. Характеристики m. rectus femoris при розгинанні суглоба:**  
**а) загальна сила м'язу (total fiber-force) моделей N та C; б) пасивний момент (без активації);**  
**в) активація м'язу на 50 %**



**Рисунок 8. Характеристики m. vastus intermedius при розгинанні суглоба:**  
**а) загальна сила м'язу (total fiber-force) моделей N та C; б) пасивний момент (без активації);**  
**в) активація м'язу на 50 %**

Максимум моменту при згинанні коліна на кут  $20^\circ$  дає різницю між моделями 45 %, тобто на величину втрати сили. При інших кутах згинання різниця у величині крутного моменту моделей менше, а при куті  $120^\circ$  він однаковий для всіх моделей і дорівнює 0 нм. При активації на 50 % (рис. 3в) спостерігаємо аналогічну траєкторію зміни крутного моменту, але збільшену на 50 % при нульовому значенні при згинанні на  $120^\circ$ .

Для короткої голівки м'яза *m. biceps femoris* (short head) було змодельовано зменшення довжини фібрил на 6 %, збільшення сухожилків на 3 %, загальна довжина м'яза збільшилась на 1 %. Зміни незначні, але це призвело до збільшення ізометричної сили м'яза практично на всій траєкторії руху колінного суглоба (рис. 4а) з мінімумом при куті  $120^\circ$  і максимумом при повному розгинанні ( $0^\circ$ ), однаковій в обох моделях.

Особливістю траєкторії зміни крутного моменту суглоба за відсутності активації (рис. 4б) є наявність для моделей С та СМ горизонтальної «полички» від  $0^\circ$  (повного розгинання суглоба) до  $10^\circ$  згинання. Це пов'язане, скоріше за все, з провисанням (перерозтягуванням) сухожилка, тобто вільним рухом суглоба. Максимум крутного моменту припадає на кут згинання колінного суглоба від  $25^\circ$  до  $45^\circ$ . На цій ділянці крутний момент моделі СМ менший на 45 %, ніж момент моделей без зміни сили м'яза (N та С). При активації м'яза на 50 % на траєкторії крутного моменту зникає ділянка «полички», а величина моменту для всіх моделей збільшується на 50 % у максимумі (від

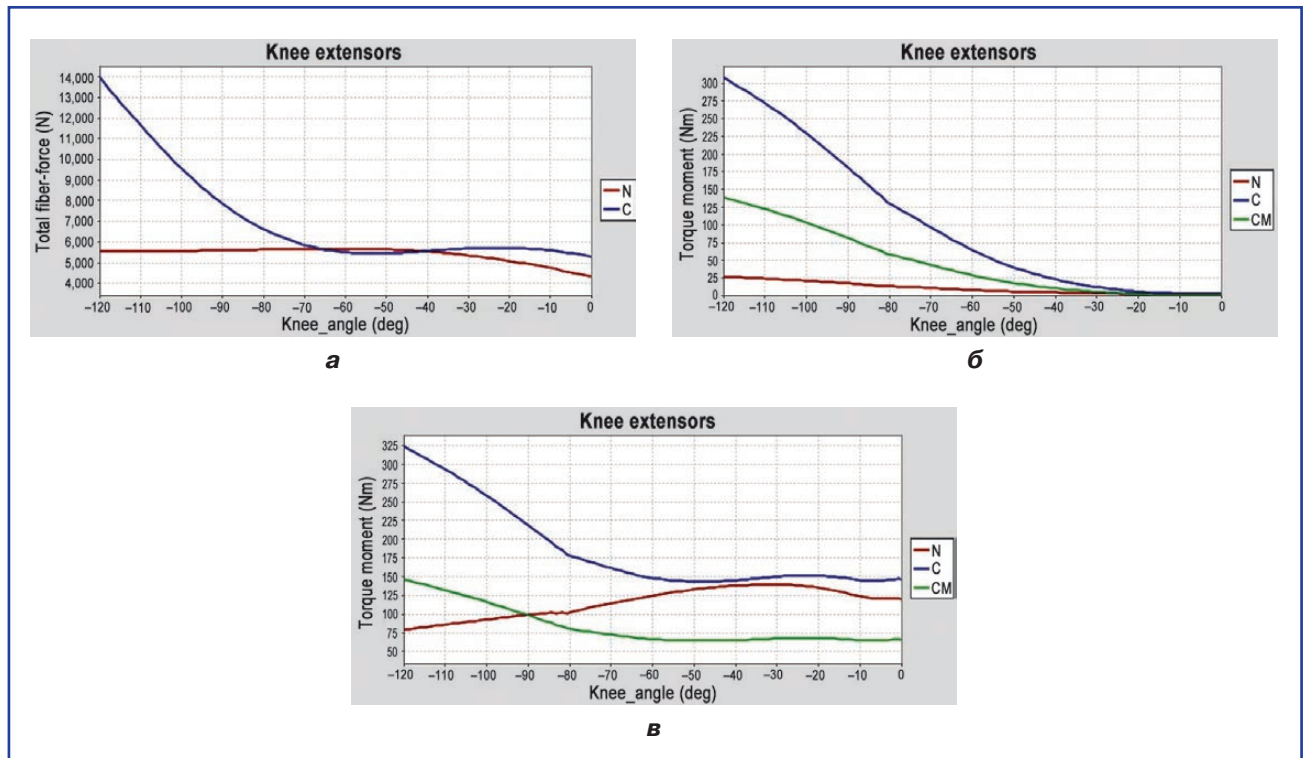
$25^\circ$  до  $45^\circ$ ). На кінцях траєкторії різниця у величині крутних моментів моделей зменшується.

Третій м'яз, який відповідає на згинання колінного суглоба — *m. medial gastrocnemius*. Довжина фібрил м'яза зменшилась на 10 %, довжина сухожилків збільшилась на 3 %, загальна довжина без змін (0,03 %).

Незважаючи на незначну зміну загальної довжини м'яза, траєкторія зміни ізометричної сили моделі С показує більш стрімке зменшення сили при згинанні порівняно з нормою (N) і мінімумом в куті  $120^\circ$  і максимумом при повному розгинанні (рис. 5а).

Крутний момент моделі С менший, ніж у моделі норми (N), різниця не перевищує 1 %. Крутний момент моделі СМ менший, траєкторія його зміни більш полого. Активація м'яза на 50 % призводить до збільшення крутного моменту з максимумом на кут згинання  $15^\circ$ . У моделі норми крутний момент при активації м'яза максимальний, у моделі С момент менший приблизно на 10–15 % на різних ділянках траєкторії. Крутний момент моделі СМ зменшений від 30 % при куті згинання  $120^\circ$  до 60 % у максимумі при згинанні  $15^\circ$ .

Аналіз ізометричної сили м'язів-згиначів коліна при зміні довжини компонентів м'язово-сухожильних елементів (рис. 6а) показав, що при повному розгинанні ізометрична сила моделі С збільшується приблизно на 4 %, при згинанні на  $40^\circ$  сила м'язів у моделях однакова, а при повному розгинанні поступово зменшується приблизно на 7 %.



**Рисунок 9. Характеристики м'язів-розгиначів колінного суглоба (сума): а) загальна сила м'яза (total fiber-force) моделей N та С; б) пасивний момент (без активації); в) активація м'яза на 50 %**

Круті моменти колінного суглоба для моделей N та C практично однакові, але в нормі при куті згинання  $10^\circ$  відбувається зміна напрямку моменту, у моделі C зміна напрямку відбувається при куті згинання  $4^\circ$ , і це зберігається і в моделі CM. Зменшення сили м'язів призводить до зменшення крутного моменту (модель CM) зі значною різницею на 55 % при куті згинання коліна на  $20^\circ$ . Активація м'язів збільшує крутний момент, одночасно згладжуючи траєкторію, тобто зникає поворот моменту перед повним виправленням коліна, відношення величини моментів у моделях зберігається.

Розглянемо формування крутних моментів, які створюють м'язи-розгиначі.

М'яз *rectus femoris*. У моделі C довжина фібрил зменшена на 16 %, а сухожилків — збільшена на 1 % (табл. 1). Загальна зміна м'яза являє собою зменшення на 2 %. Вплив зміни довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента *rectus femoris* показано на рис. 7а.

Моделювання показало, що від моменту повного згинання ( $120^\circ$ ) до кута  $65^\circ$  в моделі C спостерігається перевищення ізометричної сили, тобто зміна загальної довжини м'яза всього на 1 % призвела до різкого стрибка ізометричної сили з 1200 до 1850 Н, тобто на 35 %.

Розвиток пасивного моменту в моделі C також вище, ніж в нормі (рис. 7б), але зменшення ізометричної сили м'яза в моделі CM призводить до зниження крутного моменту практично до нормального. Активація м'яза на 50 % показала збільшення крутного моменту в моделі C на ділянці траєкторії від  $120^\circ$  (повне згинання) до кута  $45^\circ$ , а в моделі CM — зменшення крутного моменту на всій траєкторії розгинання суглоба (рис. 7в). Відмітимо, що в нормі активний крутний момент зростає від 21 нм при повному згинанні коліна до 33 нм при куті в  $30^\circ$ , у моделі C спостерігаємо зворотний процес, тобто зменшення крутного моменту від 38 нм при  $120^\circ$  до 33 нм при куті  $30^\circ$ . У моделі CM крутний момент має практично пласку траєкторію від 17,5 нм при  $120^\circ$  до 13 нм у мінімумі при куті від  $85^\circ$  до  $35^\circ$ .

При моделюванні м'яза *vastus intermedius* було зменшено довжину фібрил на 30 %, довжина сухожилків збільшена на 3 % (табл. 1), загальна довжина м'яза зменшена на 13 %. Результати зміни ізометричної сили м'яза показані на рис. 8а.

У нормі (модель N) зміна ізометричної сили *m. vastus intermedius* повільно зростає від 4350 Н при згинанні колінного суглоба від  $120^\circ$  до 4450 Н при куті  $50^\circ$ , потім спостерігається стрімке зниження до 2900 Н при повному розгинанні. Інакше відбувається зміна ізометричної сили м'яза в моделі C. Максимум припадає на кут  $120^\circ$  і становить більше ніж 12 000 Н з поступовим зниженням до 4300 Н при куті  $55^\circ$  без помітних змін при подальшому розгинанні суглоба.

Пасивний крутний момент у нормі поступово зменшується від 13 нм при  $120^\circ$  згинання до 2 нм при куті  $55^\circ$  і далі залишається без змін. Зміна довжини компонентів м'язово-сухожильного елемента *m. vastus*

*intermedius* призводить до різкого збільшення пасивного крутного моменту від 275 нм при  $120^\circ$  з плавним зниженням до 2 нм при куті  $15^\circ$ . Розвиток крутного моменту моделі CM починається з 125 нм при повному згинанні до 2 нм також при куті  $15^\circ$ .

Активний крутний момент моделі N характеризується зростанням на 80 % до 60 нм при куті  $120^\circ$  з поступовим збільшенням до 110 нм при куті  $35^\circ$ . У моделі C активний крутний момент має дзеркальну нормальній траєкторію, тобто зменшення від 280 до 125 нм при куті  $70^\circ$  і в подальшому практично без змін. Траєкторія активного крутного моменту моделі CM повторює траєкторію моделі C, але менше на 45–55 % (залежно від кута згинання).

Через те, що ізометрична сила *m. vastus intermedius* в 4 рази більше *m. rectus femoris*, діаграми сумарної роботи м'язів-розгиначів повністю повторюють траєкторію *m. vastus intermedius*, але рівень кривих більше, саме на величину кривої *m. rectus femoris* (рис. 9).

Виходячи з отриманих даних, можна дійти висновку, що зміна довжини компонентів м'язово-сухожильного комплексу м'язів-згиначів мало впливає як на ізометричну силу м'язів, так і на круті моменти колінного суглоба, які створюють ці м'язи. Зменшення максимальної ізометричної сили м'язів-згиначів призводить до зменшення крутного моменту.

Зовсім інші закономірності спостерігаються при зміні довжини м'язів-розгиначів. Спостерігається різке збільшення ізометричної сили та крутних моментів колінного суглоба та зміна напрямку траєкторії активного крутного моменту. Зменшення сили м'яза призводить до зменшення рівня крутних моментів з наближенням до норми, але напрямок залишається зміненим.

У дослідженні V.L. Labaque et al. [9] було показано, що 2-тижнева іммобілізація здорового колінного суглоба у добровольців призвела до зниження крутного моменту при розгинанні на 27 %, а при згинанні — на 11 %. У цьому дослідженні не враховували зниження сили м'язів.

Групою вчених [10] було проведено дослідження, метою якого стало вивчення впливу травми м'язів та підколінкових сухожилків на ізометричну силу м'язів та крутний момент колінного суглоба. За даними дослідження було показано, що травма міофібрил призводить до значного зниження ізометричної сили м'язів та зменшення крутного моменту.

Отже, отримані нами дані не протирічать експериментальним та клінічним дослідженням. Звичайно, моделювання не може враховувати всі зміни, які відбуваються у людини внаслідок травми та наступної іммобілізації, але показує тенденції, які слід враховувати при реабілітаційних заходах. Моделювання показало, що при відновленні рухливості суглоба особливо увагу треба звертати на м'язи, відповідальні за розгинання. Тобто перед вправами на збільшення сили м'язів необхідно звернути увагу на збільшення еластичності зв'язок. Фізичні вправи на цьому етапі необхідно проводити без навантаження, і силові вправи слід вводити поступово під контролем лікаря.

## ВИСНОВКИ

Математичне моделювання впливу зміни компонентів м'язово-сухожильних елементів м'язів, відповідальних за рух колінного суглоба, показало, що незначні зміни їх довжини призводять як до помітних порушень крутного моменту суглоба, так і до змін ізометричної сили м'яза при рухах. Прогнозування зміни крутного моменту колінного суглоба може бути корисним при вивченні конкретних клінічних ситуацій при контрактурах внаслідок тривалого знерухомлення після позасуглобових травм. Але не може бути повністю перенесене на практику через значну умовність параметрів моделей. Застосований метод моделювання може показати тенденції щодо зміни параметрів функціонування м'язів при зміні їх геометрії і може бути розширений для вивчення інших параметрів м'язів та суглоба.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

1. Tyazhelov O.A., Khasawneh Ayham A.M., Karpinska O.D., Karpinsky M.Yu., Bitsadze M.Z. Conceptual model of the process of formation of immobilization contractures. *Orthopaedics traumatology and prosthetics*. 2023. 3–4. 52-61. doi: 10.15674/0030-598720223-452-61.
2. Shao Q., Bassett D.N., Manal K., Buchanan T.S. An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Comput. Biol. Med.* 2009. 39(12). 1083-8. doi: 10.1016/j.compbiomed.2009.09.002.
3. Hu B., Tao H., Lu H., Zhao X., Yang J., Yu H. An Improved EMG-Driven Neuromusculoskeletal Model for Elbow

*Joint Muscle Torque Estimation. Appl. Bionics Biomech.* 2021 Oct 31. 2021. 1985741. doi: 10.1155/2021/1985741. PMID: 34754328; PMCID: PMC8572603.

4. I Downloaded OpenSim: Now What? Introductory OpenSim Tutorial GCMAS: Annual Meeting, Portland, OR March 18, 2015.

5. Hamm K. *Biomechanics of Human Movement. E-book:* <https://pressbooks.bccampus.ca/humanbiomechanics/>.

6. Yamaguchi G.T., Zajac F.E. A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. *J. Biomech.* 1989. 22(1). 1-10. doi: 10.1016/0021-9290(89)90179-6. PMID: 2914967.

7. Delp S.L., Loan J.P., Hoy M.G., Zajac F.E., Topp E.L., Rosen J.M. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990 Aug. 37(8). 757-67. doi: 10.1109/10.102791. PMID: 2210784.]

8. Campbell M., Varley-Campbell J., Fulford J., Taylor B., Mileva K.N., Bowtell J.L. Effect of Immobilisation on Neuromuscular Function In Vivo in Humans: A Systematic Review. *Sports Med.* 2019 Jun. 49(6). 931-950. doi: 10.1007/s40279-019-01088-8.

9. Labarque V.L., Eijnde B.O., Van Leemputte M. Effect of immobilization and retraining on torque-velocity relationship of human knee flexor and extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2002. 86(3). 251-7. doi: 10.1007/s00421-001-0530-z.

10. Dabbs N.C., Chander H. The Effects of Exercise Induced Muscle Damage on Knee Joint Torque and Balance Performance. *Sports (Basel)*. 2018 Sep 19. 6(3). 101. doi: 10.3390/sports6030101.

Отримано/Received 08.04.2023

Рецензовано/Revised 19.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 27.04.2023 ■

### Information about authors

Oleksiy Tyazhelov, MD, PhD, Professor, Head of Biomechanics Laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: alzhar3001@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-0534-0528>

Olena Karpinska, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74, +380 (99) 486-34-63; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

Marianna Bitsadze, PhD, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: bitsadze.marianna@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0003-3093-6590>

Dmytro Mikhanovskiy, PhD, Orthopedic Traumatologist, Department of Emergency Trauma Care with Operating Unit, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: bitsadze.marianna@gmail.com; phone: +380 (66) 731-84-01; <https://orcid.org/0000-0002-5304-722X>

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

O.A. Tyazhelov, O.D. Karpinska, M.Z. Bitsadze, D.O. Mikhanovskiy  
State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

## The effect of changing the length of the components of the muscle-tendon unit of the knee joint on its isometric force and torque

**Abstract. Background.** A knee contracture developed due to immobilization after extra-articular injuries leads to lameness, impaired walking, and the appearance of pain in other joints of the lower limb. Long-term immobilization of the joint leads to weakening and increasing stiffness of muscles, changes in the length of tendons and myofibrils, loss of cushioning properties of cartilage, inhibition of blood circulation processes in the periarticular tissues. Adequate rehabilitation and recovery of the knee joint function

after immobilization is a medical and social problem in terms of reducing disability. The goal of the work: to study the influence of changes in strength, length of muscles and tendons of the knee joint on torque. **Materials and methods.** The OpenSim Leg39.osim base model was used for simulation. The parameters of the muscles and tendons were changed in accordance with the conditions of immobilization for 45 days at the angle of preferential position of the limb — 15°. Three models were analyzed: a basic model without



changes in muscle parameters, a model with a change in the length of the muscle-tendon unit, and a model with an additional change in muscle strength (according to calculations). **Results.** Changing the length of the components of the muscle-tendon unit of the flexors has little effect on both the isometric strength of the muscles and the knee joint torques produced by these muscles. A decrease in the maximum isometric force of the flexor muscles leads to a decrease in torque. When the length of the extensors changes, there is a sharp increase in the isometric force and torques of the knee joint and a change in the direction of the active torque trajectory. A decrease in muscle strength leads to a decrease in the level of torques approaching normal, but the direction remains unchanged. **Conclusions.** Mathematical modeling of the effect of changes in the

components of the muscle-tendon unit of the muscles responsible for the movement of the knee joint showed that minor alterations in their length lead to noticeable violations of both the torque of the joint and changes in the isometric strength of the muscle during movements. Predicting the change in knee joint torque can be useful in studying specific clinical situations with contractures caused by a long-term immobilization after extra-articular injuries. But it cannot be fully transferred into practice due to the significant conditionality of model parameters. The used modeling method can show trends in the change of muscle functioning parameters when changing their geometry, and can be extended to study of other muscle and joint parameters.

**Keywords:** knee joint; modeling; contracture; torque

Бур'янов О.А., Науменко В.О., Кваша В.П., Ковальчук Д.Ю., Пилипчук О.Р., Федоренко Д.І.

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

## Аналіз результатів лікування надвиросткових переломів плечової кістки в дітей і підлітків

**Резюме. Актуальність.** Переломи дистального епіметафіза плечової кістки в пацієнтів дитячого і підліткового віку є доволі частими пошкодженнями, серед них превалюють над- і черезвиросткові переломи. Серед пошкоджень дистального відділу плеча дані переломи зустрічаються з найбільшою частотою, є однією з найпоширеніших побутових травм у дітей і становлять 47,5–80 % від усіх внутрішньосуглобових переломів у ділянці ліктьового суглоба в дітей віком від 3 до 12 років. Незадовільні результати лікування становлять від 6,67 до 18,2 %. **Мета дослідження:** вивчити сучасний стан і проблеми при лікуванні надвиросткових переломів плечової кістки в дітей і підлітків і визначити об'єм оптимальної лікувальної тактики шляхом аналізу віддалених результатів у пацієнтів даної категорії. **Матеріали та методи.** Проведено ретроспективний аналіз результатів лікування у 123 пацієнтів з надвиростковими переломами плечової кістки за період з 2019 по 2021 рік. Середній вік пацієнтів становив  $7,38 \pm 0,34$  року. Усім пацієнтам проводилось цілеспрямоване клініко-інструментальне дослідження. Тип перелому встановлювали на підставі AO Pediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures (PCCF). Оцінка результату лікування проводилась за шкалою визначення функції ліктьового суглоба клініки Mayo (Mayo Elbow Performance Score (MEPS)). **Результати.** Визначення типу надвиросткових переломів за AO Pediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures (PCCF) порівняно з класифікацією Gartland є обґрунтованим, тому що дозволяє більшою мірою деталізувати пошкодження і, відповідно, розширює можливості для відпрацювання індивідуалізованої тактики лікування. Незадовільні результати при лікуванні «репозиція + зовнішня іммобілізація» становлять 3,7 % випадків, «закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня іммобілізація» — 6,1 %, «відкрита репозиція + фіксація спицями + зовнішня іммобілізація» — 8,8 %. **Висновки.** Надвиросткові переломи є одним з найчастіших пошкоджень дистального кінця плечової кістки, частіше зустрічаються у хлопчиків віком від 4 до 9 років (58,3 % випадків). Превалюють переломи типу II.1 (співвідношення хлопчиків/дівчаток — 33,3/37,3 %) і III.1 (23,7/27,6 % відповідно). Поглиблення знань шляхом анатомо-біомеханічних досліджень характеристик конструкцій з перехрещеними і коронарними штифтами дозволить удосконалити існуючі та стане підґрунтям для розробки новітніх засобів фіксації, що суттєво поліпшить результати лікування надвиросткових переломів у дітей і підлітків.

**Ключові слова:** надвиросткові переломи; діти; підлітки; лікування

### Вступ

Вивчення проблеми дитячого травматизму лишається актуальним, оскільки, незважаючи на позитивну тенденцію щодо зниження захворюваності дитячого населення останніми роками в цілому, зокрема рівнів травматизму, наслідки травм є досить серйозними — від тимчасового обмеження фізичної спроможності до ускладнень та інвалідності. Доведено, що 18–40 % дітей, які отримали травми опо-

рно-рухового апарату, стають інвалідами. Всесвітня організація охорони здоров'я зазначає, що лише в небагатьох країнах існують фактичні дані про дитячий травматизм. У структурі захворюваності дитячого населення частка вищезазначеного класу хвороб становить лише 2 % (для порівняння: серед дорослого населення — 11 %), проте питома вага дитячих травм серед травм усього населення становить до 30 % [1].

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2023

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2023

Для кореспонденції: Кваша Володимир Петрович, доктор медичних наук, професор кафедри травматології та ортопедії, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, бульв. Т. Шевченка, 13, м. Київ, 01601, Україна; e-mail: vlkvasha@ukr.net; тел.: +380(50)3816557

For correspondence: Volodymyr P. Kvasha, MD, PhD, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, T. Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: vlkvasha@ukr.net; phone: +380(50)3816557

Full list of authors information is available at the end of the article.

Пошкодження кісткових структур ділянки ліктьового суглоба в дітей, за даними різних дослідників, становлять від 16 до 50 % серед переломів кісток і 50–80 % від усіх внутрішньосуглобових травм верхньої кінцівки. Переломи дистального епіметафіза плечової кістки в пацієнтів дитячого і підліткового віку є доволі частими пошкодженнями, серед них превалюють над- і черезвиросткові переломи. Серед пошкоджень дистального відділу плеча дані переломи зустрічаються з найбільшою частотою, є однією з найпоширеніших побутових травм у дітей і становлять 47,5–80 % від усіх внутрішньосуглобових переломів у ділянці ліктьового суглоба в дітей віком від 3 до 12 років. Частка переломів дистального відділу плечової кістки в дітей в Україні серед всіх пошкоджень верхньої кінцівки становить 16,2 %, а частка черезвиросткових переломів, що зустрічаються у хворих з пошкодженнями дистального відділу плечової кістки, — 68,1 % [2].

Дані пошкодження найбільш характерні для дітей віком від 3 до 12 років, що зумовлено особливостями вікової групи пацієнтів. З віком частота даних переломів зменшується, а типи переломів змінюються. Стосовно сторони пошкодження існують протиріччя щодо частки ураження домінантної руки. У переважній кількості досліджень над- і черезвиросткові переломи зустрічаються в хлопчиків. Найчастіше травматизація відбувається під час гри на вулиці — 47 % випадків, удома — 31 %, у навчальних закладах — 7 %. Основний механізм пошкодження непрямий — падіння на руку (94 %). Є два основних типи надвиросткових переломів: розгинальний (екстензійний) і згинальний (флексійний) із суттєвою перевагою першого — до 96,4–98,2 % випадків [3, 4].

При надвиросткових переломах найбільш характерними є нервово-судинні ускладнення (пошкодження плечової артерії, серединного або променевого нервів), які частіше виникають при переломах Gartland III. Відносна частота ушкодження нервів після надвиросткових переломів плечової кістки становить 12–20 %, серед яких 2–6,5 % — ятрогенного походження, які виникають під час закритої репозиції та черезшкірної фіксації. Судинні ураження, пов'язані з переломами дистального метаепіфіза плечової кістки, зустрічаються в 3,2–14,3 % [5].

Консервативне й оперативне лікування, особливо з упровадженням новітніх технологій для забезпечення останнього, суттєво поліпшили результативність. Однак дослідження вказують, що результати лікування були відмінними у 81,33–83,3 %, добрими — у 3,33–12,5 %, задовільними — у 4,2–6,67 % і незадовільними — у 6,67–18,2 % [6].

Серед невирішених проблем — відсутність об'єктивізації термінів для проведення закритої репозиції та оперативних втручань, дискусійним є питання про способи фіксації після закритої та відкритої репозиції.

**Мета роботи:** вивчити сучасний стан і проблеми при лікуванні надвиросткових переломів плечової кістки в

дітей і підлітків і визначити об'єм оптимальної лікувальної тактики шляхом аналізу віддалених результатів у пацієнтів даної категорії.

## Матеріали та методи

Проведено ретроспективний аналіз результатів лікування у 123 пацієнтів з надвиростковими переломами плечової кістки за період з 2019 по 2021 рік. Середній вік пацієнтів становив  $7,38 \pm 0,34$  року. Критерії включення в дослідження: згода батьків на проведення дослідження; вік пацієнтів від 0 до 16 років; відсутність уродженої патології ліктьового суглоба. Критерії виключення: відмова батьків від проведення дослідження; вік пацієнтів старше за 16 років; уроджена патологія ліктьового суглоба; тяжкі соматичні та скелетні захворювання в стадії декомпенсації; пацієнти з наступним спостереженням менше за 6 місяців.

Дане клінічне дослідження виконано з дотриманням вимог і положень Гельсінської декларації про права людини (2000 р.), включно з переглядом ЕС-GCP, Конституції та основ законодавства України про охорону здоров'я (1992 р.), усіх етичних норм щодо проведення клінічних досліджень.

Усім пацієнтам проводилось цілеспрямоване клініко-інструментальне дослідження.

Тип перелому встановлювали на підставі АО Pediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures (PCCF) [7].

Характеристика пацієнтів за віком і типом перелому подана в табл. 1.

Лікувальна тактика, яка застосовувалась у пацієнтів з надвиростковими переломами плечової кістки, подана на рис. 1.

Характеристика лікувальних заходів, які застосовувались у даних пацієнтів відповідно до типу перелому, подана в табл. 2.

Оцінка результату лікування проводилась лікарем за шкалою визначення функції ліктьового суглоба клініки Mayo (Mayo Elbow Performance Score (MEPS), яка є найбільш вживаною. Загальна сума балів включає оцінку таких показників: біль (максимальний показник 45 балів); рухи в плечеліктьовому суглобі (20 балів); стабільність (10 балів); здатність виконувати 5 функціональних завдань (25 балів). Загальний бал коливається від 5 до 100 балів. Загальний бал між 90 і 100 балами оцінюється як відмінний результат, від 75 до 89 балів — добрий; від 60 до 74 балів — задовільний, менше ніж 60 балів — незадовільний [8].

## Результати та обговорення

Отримані результати вказують, що надвиросткові переломи частіше зустрічаються у хлопчиків віком від 4 до 9 років (58,3 % випадків). Превалюють переломи типу II.1 (співвідношення хлопчиків/дівчаток — 33,3/37,3 %) і III.1 (23,7/27,6 % відповідно).

Відкриті переломи зустрічались у 3 пацієнтів (2,4 %). Превалює непрямий механізм пошкодження — падіння на витягнуту верхню кінцівку — 89,4 % випадків. Переважна більшість пацієнтів (85,4 %) були госпіталізовані в перші 12 годин після отримання пошкодження.

Таблиця 1. Розподіл пацієнтів за віком і типом перелому

Вік (роки)	Стать		Тип перелому																												
			I				II				III				IV																
			1		2		1		2		1		2		1		2														
			Х	Д	Х	Д	Х	Д	Х	Д	Х	Д	Х	Д	Х	Д	Х	Д													
0-3	10	13,9	6	11,8	0	0	0	0	4	5,6	4	2,8	2	4	2	2,8	0	0	2	2,8	0	0	0	0	0	0	0	0	0		
4-6	23	31,9	17	33,3	0	0	0	0	8	11	6	9,8	7	15,7	0	0	0	0	6	8,3	3	5,9	0	0	0	0	0	0	0	0	
7-9	19	26,4	15	29,4	2	2,8	1	2	4	5,6	2	2,8	2	4	6	8,3	4	7,9	1	1,4	3	5,8	2	2,8	1	2	2	2,8	2	3,9	
10-12	12	16,7	6	11,8	1	1,4	0	0	6	8,3	3	5,9	2	2,8	0	0	0	0	1	2	3	4,1	1	2	0	0	0	0	0	0	
13-16	8	11,1	7	13,7	1	1,4	1	2	4	5,6	4	7,8	2	2,8	1	2	2,8	1	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Усього	72	100	51	100	4	5,6	2	4	26	36,1	19	23,7	13	27,6	1	1,4	4	7,8	14	19,4	5	9,9	2	2,8	2	2,8	2	2,8	2	3,9	

Примітка: Х — хлопчики; Д — дівчатка.

Визначення типу надвиросткових переломів за АО Pediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures (PCCF) порівняно з класифікацією Gartland є обґрунтованим, тому що дозволяє більшою мірою деталізувати пошкодження і, відповідно, розширює можливості для відпрацювання індивідуалізованої тактики лікування.

Закрита репозиція з наступною фіксацією гіпсовою пов'язкою як кінцевий спосіб лікування була використана у 27 пацієнтів: при переломі типу II.1 — 15; II.2 — 3; III.1 — 8; IV.1 — 1. Однак, як свідчать результати досліджень, при переломах III–IV типів суттєво зростає частка вторинних зміщень, що, відповідно, потребує повторної репозиції та перкутанної фіксації місця пошкодження. На нашу думку, з цього приводу заслуговує на ґрунтовне обговорення питання про необхідність обов'язкової перкутанної фіксації таких типів переломів навіть після «вдалої» первинної закритої репозиції.

Таблиця 2. Лікувальні заходи, які застосовувались у пацієнтів, за типами перелому

Тип перелому (кількість пацієнтів)	Лікувальна тактика					
	Закрита репозиція				Відкрита репозиція, інтрамедулярна фіксація, імобілізація задньою гіпсовою лонгетою	
	Імобілізація задньою гіпсовою лонгетою		Перкутанна фіксація + задня гіпсова лонгета			
	п	%	п	%	п	%
I (6)	6	100	–	–	–	–
II.1 (45)	15	53,6	13	46,4	17	37,8
II.2 (15)	3	20	5	80	7	46,7
III.1 (29)	8	42,1	11	57,9	10	34,5
III.2 (5)	–	–	–	–	5	100
IV.1 (19)	1	25	3	75	15	78,9
IV.2 (4)	0	–	1	100	3	75
Усього	33	26,8	33	26,8	57	46,4

Таблиця 3. Порівняльний аналіз термінів стаціонарного лікування та консолідації за типами перелому

Тип перелому	Термін стаціонарного лікування		Термін консолідації	
	ЗР+ЗІ	ЗР+ПФ+ЗІ	ЗР+ЗІ	ЗР+ПФ+ЗІ
II.1	3 ± 3	5 ± 2	20 ± 3	18 ± 2
II.2	4 ± 3	5 ± 2	20 ± 3	18 ± 2
III.1	5 ± 3	6 ± 2	21 ± 3	19 ± 2
III.2	–	–	–	–
IV.1	6 ± 3	7 ± 2	24 ± 3	21 ± 2
IV.2	6 ± 3	7 ± 2	25 ± 3	21 ± 2
Середні показники	4,8 ± 3,0	6 ± 2	22 ± 2	19,4 ± 2,0

Примітки: ЗР+ЗІ — закрита репозиція + зовнішня імобілізація; ЗР+ПФ+ЗІ — закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня імобілізація.

Порівняльний аналіз термінів стаціонарного лікування та консолідації способами консервативного лікування («закрита репозиція + зовнішня іммобілізація» і «закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня іммобілізація») подано в табл. 3.

Отже, незначне збільшення терміну стаціонарного лікування в пацієнтів з перкутанною стабілізацією перелому, на нашу думку, зумовлене не самим проведенням спиць, а ступенем ішемічних порушень. Ско-

рочення термінів консолідації «закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня іммобілізація» порівняно із «закрита репозиція + зовнішня іммобілізація» можна пояснити раннім та активним проведенням реабілітаційного лікування.

При аналізі даних показників було виключено пацієнтів з першим типом пошкодження, тому що потреба в госпіталізації була зумовлена ступенем ішемічних порушень, що потребувало спостереження в динаміці.

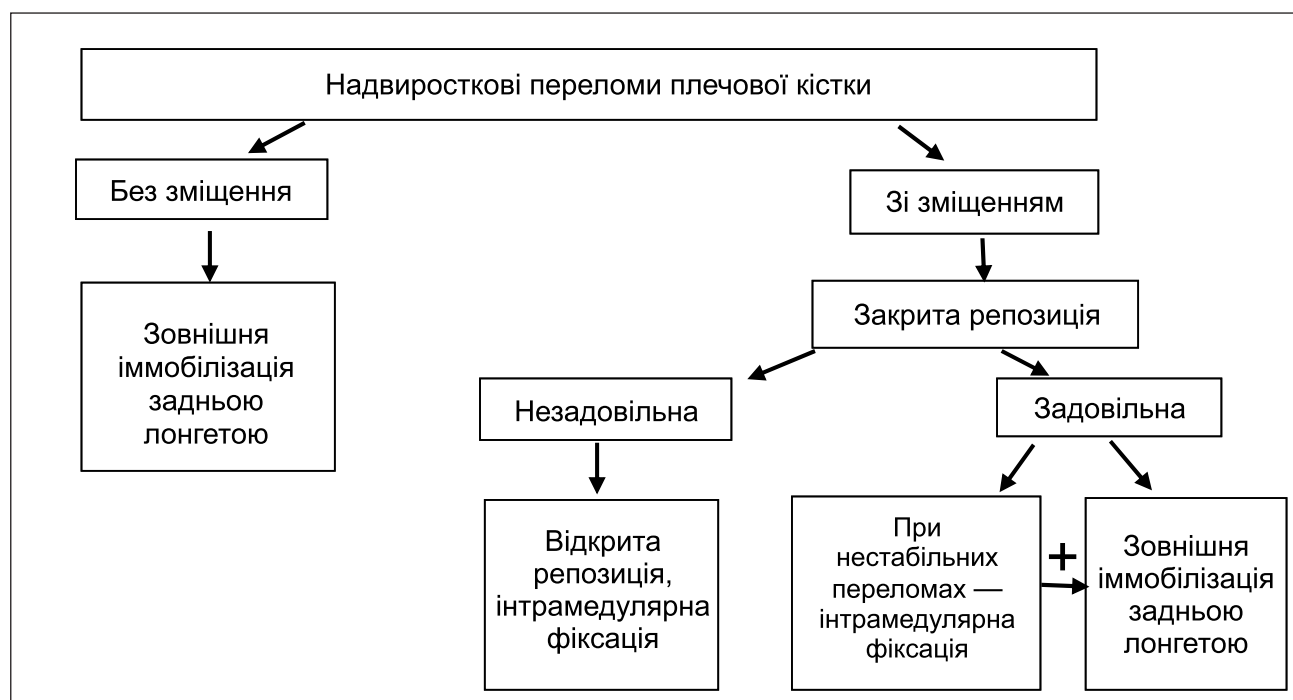


Рисунок 1. Лікувальна тактика

Таблиця 4. Функціональні результати лікування за типом перелому (Mayo Elbow Performance Score)

Тип перелому	Функціональні результати лікування, n (%)											
	ЗР+ЗІ				ЗР+ПФ+ЗІ				ВР+ФС+ЗІ			
	В	Д	З	НЗ	В	Д	З	НЗ	В	Д	З	НЗ
II.1	10 (66,7)	4 (26,7)	1 (6,6)	-	9 (69,2)	3 (23,1)	1 (7,7)	-	9 (52,9)	5 (29,4)	3 (17,7)	-
II.2	2 (66,7)	1 (33,3)	-	-	4 (80)	1 (20)	-	-	4 (57,1)	2 (28,6)	1 (14,3)	-
III.1	6 (75)	1 (12,5)	1 (12,5)	-	7 (63,6)	2 (18,2)	1 (9,1)	1 (9,1)	4 (40)	3 (30)	2 (20)	1 (10)
III.2	-	-	-	-	-	-	-	-	2 40	1 20	1 20	1 20
IV.1	-	-	-	1 (100)	2 (66,6)	1 (33,4)	-	-	6 (40)	4 (26,7)	3 (20)	2 (13,5)
IV.2	-	-	-	-	-	-	-	1 (100)	-	1 (33,3)	1 (33,3)	1 (33,3)
Усього	27 (23,1)				33 (28,2)				57 (48,7)			

Примітки: ЗР+ЗІ – закрита репозиція + зовнішня іммобілізація; ЗР+ПФ+ЗІ – закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня іммобілізація, ВР+ФС+ЗІ – відкрита репозиція + фіксація спиць + зовнішня іммобілізація; В – відмінний результат; Д – добрий; З – задовільний; НЗ – незадовільний.

За результатами досліджень, при лікуванні надвиросткових переломів суттєву частку становлять оперативні втручання, а саме відкрита репозиція з наступною інтрамедулярною фіксацією та зовнішньою іммобілізацією — 46,4 % випадків. Частка таких оперативних втручань прямо залежить від тяжкості перелому. Відкрита репозиція та фіксація спицями була застосована в 57 (46,4 %) пацієнтів. Тривалість перебування в умовах стаціонару становила  $15 \pm 3$  доби, консолідація —  $25 \pm 3$  доби. Подовжений термін стаціонарного лікування у даної групи пацієнтів перш за все зумовлений потребою проведення передопераційної підготовки, метою якої було поліпшення трофіки тканин.

Функціональні результати лікування за типом перелому подані в табл. 4.

Незадовільні результати при лікуванні «закрита репозиція + зовнішня іммобілізація» становили 3,7 % випадків, «закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня іммобілізація» — 6,1 %, «відкрита репозиція + фіксація спицями + зовнішня іммобілізація» — 8,8 %.

В усіх пацієнтів з надвиростковими переломами типу I (6) за шкалою оцінки Mayo Elbow Performance Score досягнуто відмінний результат.

Типовими негативними наслідками, які зумовили незадовільні результати, були згинальні контрактури в межах  $10\text{--}15^\circ$ . У 2 (1,6 %) пацієнтів, яким була проведена «закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня іммобілізація», мали місце прояви ятрогенного неврити ліктьового нерва, які були компенсовані протягом 2–3 місяців.

Ятрогенні пошкодження, у першу чергу ліктьового нерва, за даними літератури, зустрічаються з частотою до 6,5 % випадків, особливо під час закритої репозиції та черезшкірної фіксації, що зумовило пропозицію виконувати відкриту візуалізацію нервового стовбура при проведенні спиць [5].

На сьогодні існують дві найпоширеніші конфігурації щодо фіксації надвиросткових переломів у дітей і підлітків: конструкція з перехрещеними штифтами та конструкція з використанням 2 або 3 латеральних штифтів з їх дивергенцією в коронарній площині. Позитивною стороною останньої є виключення ятрогенного пошкодження ліктьового нерва, однак існують суттєві протиріччя в забезпеченні стабільності перелому [9].

## Висновки

1. Надвиросткові переломи є одним з найчастіших пошкоджень дистального кінця плечової кістки, частіше зустрічаються в хлопчиків віком від 4 до 9 років (58,3 % випадків). Превалюють переломи типу II.1 (співвідношення хлопчиків/дівчаток — 33,3/37,3 %) і III.1 (23,7/27,6 % відповідно). Незадовільні результати при лікуванні «закрита репозиція + зовнішня іммобілізація» становлять 3,7 % випадків, «закрита репозиція + перкутанна фіксація + зовнішня іммобілізація» — 6,1 %, «відкрита репозиція + фіксація спицями + зовнішня іммобілізація» — 8,8 %.

2. Поглиблення знань шляхом анатомо-біомеханічних досліджень характеристик конструкцій з перехрещени-

ми та коронарними штифтами дозволить удосконалити існуючі та стане підґрунтям для розробки новітніх засобів фіксації, що суттєво поліпшить результати лікування надвиросткових переломів у дітей і підлітків.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

**Інформація про фінансування.** Автори заявляють про відсутність сторонньої фінансової підтримки даного дослідження.

**Інформація про внесок кожного автора.** Бур'янов О.А. — концепція і дизайн дослідження; Науменко В.О. — написання тексту; Кваша В.П. — аналіз отриманих даних; Ковальчук Д.Ю. — відбір пацієнтів, формування мети; Пилипчук О.Р. — відбір пацієнтів, аналіз інструментальних способів обстеження; Федоренко Д.І. — статистичний аналіз.

## Список літератури

1. Литвинова Л.О., Донік О.М., Гречишкіна Н.В. Аналіз динаміки дитячого травматизму в Україні. Сучасні медичні технології. 2020. № 2. С. 49-53. DOI: [https://10.34287/MMT.2\(45\)2020.9](https://10.34287/MMT.2(45)2020.9).
2. Гур'єв С.О., Трутяк І.Р., Обаранець О.В. Стан проблеми переломів дистального метаепіфізу плечової кістки у дітей та підлітків. Вісник Вінницького національного медичного університету. 2021. Т. 25. № 2. С. 277-280. DOI: [10.31393/reports-vnmedical-2021-25\(2\)-16](https://10.31393/reports-vnmedical-2021-25(2)-16).
3. Bekmez S., Camp M.W., Ling R. et al. Supracondylar Humerus Fractures in Older Children: Success of Closed Reduction and Percutaneous Pinning. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2021. 41(4). P. 242-248.
4. Hu X., Zhong M., Lou Y. et al. Clinical application of individualized 3D-printed navigation template to children with cubitus varus deformity. *Journal of orthopaedic surgery and research*. 2020. 15(1). P. 1-9.
5. Jerome J.T.J., Prabu G.R. Median nerve injuries associated with humerus shaft fractures in children. *Orthoplastic Surgery*. 2021. № 3. P. 17-25.
6. Kasirajan S., Govindasamy R., Sathish B.R.J. et al. Trans-olecranon fossa four-cortex purchase lateral pinning in displaced supracondylar fracture of the humerus — a prospective analysis in 48 children. *Revista brasileira de ortopedia*. 2018. № 53. P. 342-349.
7. Slongo T., Audigé L. AO Pediatric Classification Group (2007). *AO Pediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures (PCCF)*. AO Foundation, Switzerland, 2020. [www.aofoundation.org/legal/AOE-E1-019.5](http://www.aofoundation.org/legal/AOE-E1-019.5) July 2020.
8. Morrey B.F. *The Elbow and Its Disorders*. Saunders Elsevier, 2009. 4th ed. 1232 p.
9. Alexander M. Bitzer, Stephen M. Belkoff, Christa L., Li Brizzi et al. Sagittal plane alignment affects the strength of pin fixation in supracondylar humerus fractures. *Medicine (Baltimore)*. 2021 Jun 4. 100(22). e26173. Published online. 2021. doi: [10.1097/MD.00000000000026173](https://doi.org/10.1097/MD.00000000000026173).

Отримано/Received 04.04.2023

Рецензовано/Revised 15.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 23.04.2023 ■

**Information about authors**

Olexandr Buryanov, MD, PhD, Professor, Head of the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: kaftraum@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882>

Valeriia Naumenko, Intern Doctor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: Valeria.naumenko1@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3228-3450>

Volodymyr P. Kvasha, MD, PhD, Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: vlkvasha@ukr.net; phone: +380(50)3816557; <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289>

Dmytro Y. Kovalchuk, Associate Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: Kovamid@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-3106-6048>

Oleg R. Pylypchuk, Associate Professor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: Pylypchuk.doc@gmail.com

Dmytro I. Fedorenko, Intern Doctor at the Department of Traumatology and Orthopedics, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: dima\_\_fedorenko@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-6972-6446>

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

**Information about funding.** The authors declared that this study has received no financial support.

**Authors' contribution.** *Buryanov O.A.* — research concept and design; *Naumenko V.O.* — writing text; *Kvasha V.P.* — analysis of the received data; *Kovalchuk D.Y.* — patient selection, goal formation; *Pylypchuk O.R.* — selection of patients, analysis of instrumental examination methods; *Fedorenko D.I.* — statistical analysis.

*O.A. Buryanov, V.O. Naumenko, V.P. Kvasha, D.Y. Kovalchuk, O.R. Pylypchuk, D.I. Fedorenko*  
Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

### Treatment outcomes analysis in supracondylar humerus fractures in children and adolescents

**Abstract. Background.** Distal epimetaphyseal humerus fractures in children and adolescents are relatively common injuries, with supracondylar and transcondylar fractures being the most prevalent. Among injuries to the distal humerus, these fractures occur most frequently and are one of the most common household injuries, composing 47.5–80 % of all intra-articular fractures of the elbow in children aged 3–12 years. Poor treatment outcomes range from 6.67 to 18.2 %. The aim is to study a current stage and therapeutic challenges in supracondylar humerus fractures in children and adolescents, and to find out optimal management based on analysis of the long-term treatment outcomes in this category of patients. **Materials and methods.** A retrospective study of treatment outcomes was conducted in 123 patients with supracondylar humerus fractures in 2019–2021. Average age of patients was  $7.38 \pm 0.34$  years. Targeted clinical and instrumental examination have been performed in all patients. Fracture type was assessed based on AO Pediatric Comprehensive Classification of Long-Bone Fractures (PCCF). Mayo Elbow Performance Score was used to evaluate treatment outcomes. **Results.** Determining the type of supra-

condylar humerus fractures using AO PCCF compared to Gartland classification is justified as it allows for a more detailed assessment of the injury, thereby expanding the possibilities for developing individualized treatment strategies. Poor treatment outcomes with reduction + external immobilization constitute 3.7 % of cases, closed reduction + percutaneous fixation + external immobilization — 6.1 %, open reduction + pin fixation + external immobilization — 8.8 %. **Conclusions.** Supracondylar fractures are one of the most frequent injuries to the distal humerus and mostly occur in boys aged 4 to 9 years (58.3 % of cases). Fractures type II.1 (boys/girls ratio is 33.3/37.3 %) and III.1 (23.7/27.6 %) are dominating. Deepening the knowledge through anatomical and biomechanical studies of the structures with crossed and coronal pins will improve the existing fixation devices and will become the basis for the development of new ones, which will significantly improve treatment outcomes in supracondylar humerus fractures in children and adolescents.

**Keywords:** supracondylar humerus fractures; children; adolescents; treatment

Прозоровський Д.В., Златник Р.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д.  
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## Біомеханічне обґрунтування алгоритму вибору варіанта коригуючої остеотомії V плеснової кістки в лікуванні деформації Тейлора

**Резюме. Актуальність.** Деформацію суглоба між основною фалангою 5-го пальця стопи та V плесною кісткою прийнято називати деформацією Тейлора. Лікування деформації Тейлора найчастіше хірургічне. При цьому відзначається відсутність єдиного підходу щодо застосування остеотомій, їх виду та локалізації на плесновій кістці (дистальні, діафізарні та проксимальні). **Мета:** на підставі біомеханічних досліджень обґрунтувати коригувальні можливості дистальних остеотомій Weil та Shevrop для усунення вальгусної деформації V плеснової кістки залежно від її геометричних параметрів. **Матеріали та методи.** Моделювали два варіанти коригувальних остеотомій: остеотомія Weil та остеотомія Shevrop. Визначали максимально можливі величини вальгусної деформації V плеснової кістки, які можуть бути усунені за допомогою цих остеотомій залежно від геометричних параметрів V плеснової кістки. Для визначення геометричних параметрів V плеснової кістки проводили рентгенометрію за 39 цифровими рентгенограмами стоп пацієнтів. **Результат.** З огляду на відносне невелике кутове відхилення V плеснової кістки, величина якого найчастіше спостерігається в межах від 10 до 15° при нормі 8°, кутову деформацію можна компенсувати лінійним зміщенням головки плеснової кістки. Оскільки зміщення головки виконують у горизонтальній площині, обидві остеотомії у даному випадку працюють абсолютно однаково. Зона максимально можливої корекції деформацій визначається в межах від 12° при довжині 60 мм і діаметрі 8 мм до 15,5° при довжині 45 мм і діаметрі 12 мм. З урахуванням того, що існує якийсь баланс між довжиною та діаметром кістки, можна вважати максимальною деформацією, яку можна усунути за допомогою коригувальних остеотомій Weil та Shevrop, деформацію до 14°. **Висновки.** Коригувальні остеотомії Weil та Shevrop можуть бути застосовані для корекції вальгусної деформації V плеснової кістки (деформації Тейлора) та ефективні в використанні при куті М4М5, який не перевищує показник в 14°. У тих випадках, коли кут М4М5 перевищує показник 15°, доцільно використовувати проксимальні коригувальні остеотомії V плеснової кістки при лікуванні деформації Тейлора.

**Ключові слова:** стопа; деформація; остеотомія

### Вступ

Деформацію суглоба між основною фалангою 5-го пальця стопи та V плесною кісткою прийнято називати деформацією Тейлора. Походження цієї назви відноситься до ХХ століття, коли Н. Davies в 1949 році уперше описав цю патологію як «незвичайну випуклість» (unusual prominence) по зовнішній поверхні плеснофалангового суглоба V пальця стопи [1]. Вважається, що термін «деформація Тейлора» бере свій початок від патології стопи, яка найчастіше зустрічалась

у кравців (англ. *tailor* — кравець), яким тривалий час необхідно було знаходитись у вимушеній позі, схрестивши ноги. При цьому положенні латеральні відділи стоп знаходились на підлозі, а основне навантаження припадало на головку V плеснової кістки.

Терміном Tailor's bursitis або bunionette визначається вальгусна девіація V плеснової кістки з варусним положенням 5-го пальця стопи та наявністю кістково-хрящового екзостозу в ділянці головки V плеснової кістки [2].

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2023

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2023

Для кореспонденції: Карпінський Михайло Юрійович, старший науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка НАМН України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; тел.: +380 (67) 571-48-63

For correspondence: Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63

Full list of authors information is available at the end of the article.



Деякі автори вважають деформацію Тейлора дзеркальним відображенням вальгусної деформації I пальця стопи [3].

Лікування деформації Тейлора найчастіше хірургічне. Якщо хірургічному лікуванню hallux valgus в літературі приділено достатню уваги, то корекції деформації Тейлора — значно менше. Уперше хірургічний метод з приводу усунення цієї патології було описано безпосередньо самим Н. Davies. Він виконував резекцію кістково-хрящового екзостозу на головці V плеснової кістки [1]. На сьогодні для лікування деформації Тейлора запропоновано достатню кількість різноманітних остеотомій V плеснової кістки [4–14].

При цьому відзначається відсутність єдиного підходу щодо застосування цих остеотомій, їх виду та локалізації на плеснової кістці (дистальні, діафізарні та проксимальні). На наш погляд, це є суттєвим недоліком та потребує подальшого вивчення цього питання.

**Мета:** на підставі біомеханічних досліджень обґрунтувати коригувальні можливості дистальних остеотомій Weil та Shevron для усунення вальгусної деформації V плеснової кістки залежно від її геометричних параметрів.

## Матеріали та методи

Моделювали два варіанти коригувальних остеотомій: остеотомія Weil та остеотомія Shevron. Нами було обрано саме ці методики хірургічного втручання, оскільки вони є найбільш поширеними у світі, мають

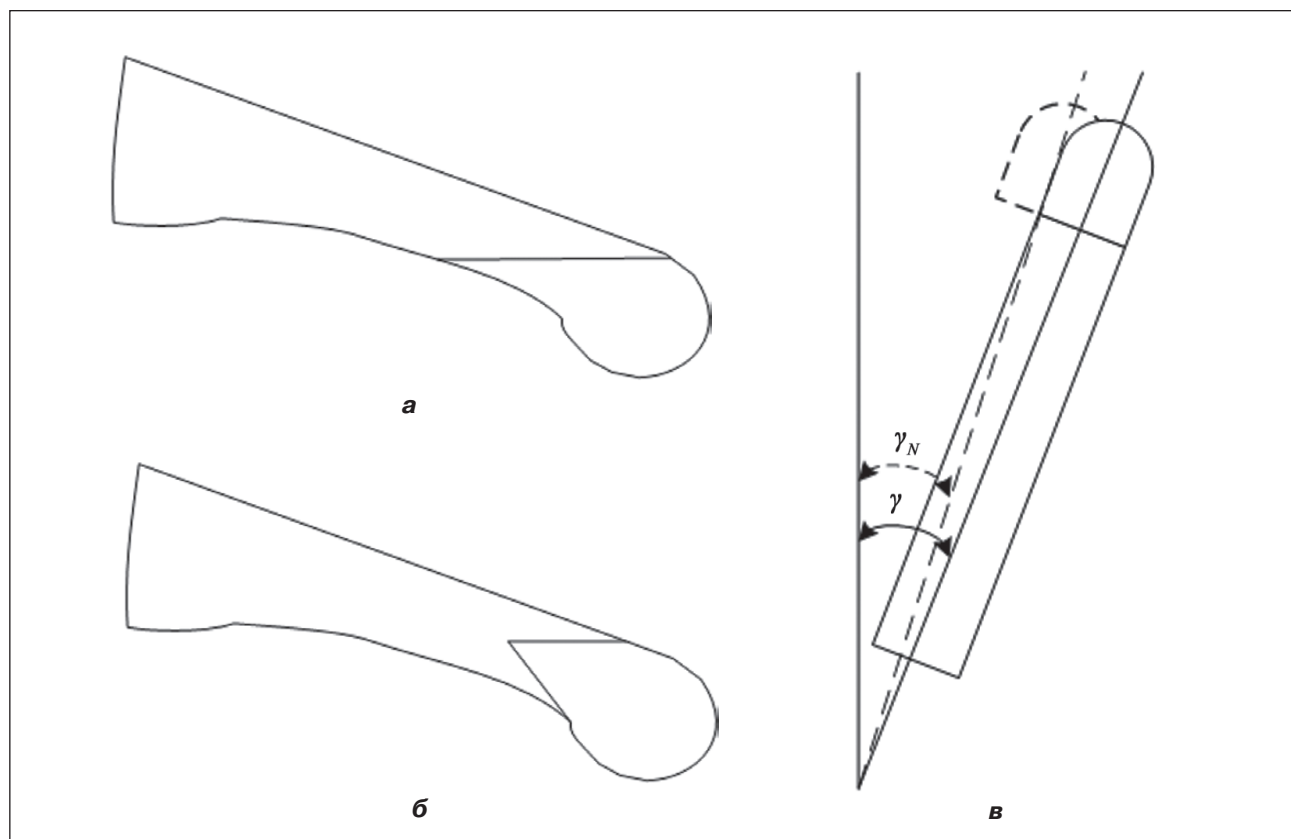
певну доказову базу та задовольняють багатьох ортопедів сучасності з точки зору ефективності їх застосування при лікуванні деформацій переднього відділу стопи. Визначали максимально можливі величини вальгусної деформації V плеснової кістки (збільшення кута M4M5), які можуть бути усунені за допомогою коригувальних остеотомій Weil та Shevron залежно від геометричних параметрів V плеснової кістки.

Для визначення геометричних параметрів V плеснової кістки проводили рентгенометрію за 39 цифровими рентгенограмами стоп пацієнтів. Визначали середнє значення, стандартне відхилення, мінімальне та максимальне значення.

## Результати

Для усунення вальгусної деформації V плеснової кістки (нормалізація кута M4M5) найчастіше використовують коригувальні остеотомії Weil та Shevron. Схеми виконання цих остеотомій наведені на рис. 1.

Суть цих остеотомій полягає в тому, що, враховуючи відносно невелике кутове відхилення V плеснової кістки на кут  $\lambda$ , величина якого найчастіше спостерігається в межах від 10 до 15° при нормі  $\gamma_N = 8^\circ$ , кутову деформацію можна компенсувати лінійним зміщенням головки плеснової кістки. Оскільки зміщення головки виконують у горизонтальній площині, обидві остеотомії у даному випадку працюють абсолютно однаково. Різниця полягає тільки в



**Рисунок 1.** Коригувальні остеотомії V плеснової кістки: а — остеотомія Weil; б — остеотомія Shevron; в — схема корекції остеотомій Weil та Shevron

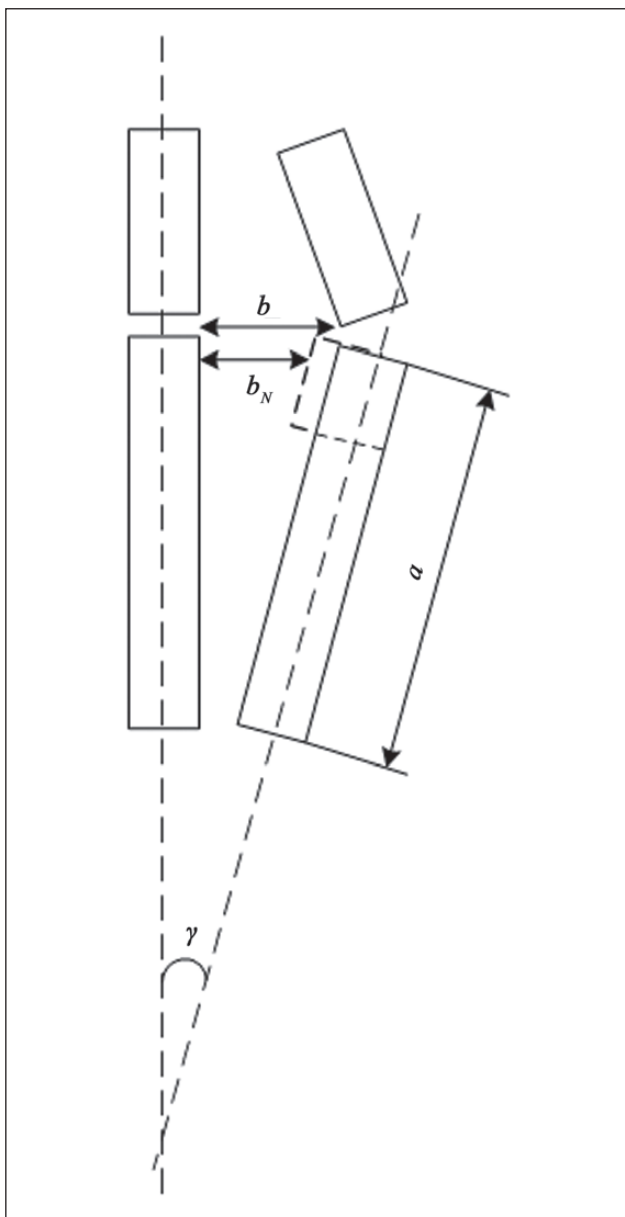
складності виконання та надійності фіксації кісткових фрагментів дистального метафізу плеснової кістки після виконання її остеотомії. Розрахункова схема цих остеотомій наведена на рис. 2.

При вальгусній деформації V плеснової кістки відбувається відхилення її головки в латеральному напрямку за рахунок збільшення величини кута  $\gamma$  між IV та V плесновими кістками, що, у свою чергу, призводить до відхилення головки V плеснової кістки на величину  $\Delta b$  у латеральному напрямку:

$$\Delta b = b - b_N \quad (1)$$

де  $b$  — відстань між головками IV та V плеснових кісток;

$b_N$  — відстань між головками IV та V плеснових кісток у нормі.



**Рисунок 2. Розрахункова схема коригувальних остеотомій V плеснової кістки за Weil та Shevron**

Відстань між головками IV та V плеснових кісток залежить від довжини V плеснової кістки та величини кута між IV та V плесновими кістками і визначається формулою:

$$b = a \sin \gamma, \quad (2)$$

де  $a$  — довжина V плеснової кістки;

$\gamma$  — величина кута між IV та V плесновими кістками.

У нормі величина кута між IV та V плесновими кістками не перевищує  $8^\circ$ , тому відстань між головками IV та V плеснових кісток у нормі можна визначити як

$$b_N = a \sin 8^\circ. \quad (3)$$

Таким чином, формула для визначення величини необхідної корекції буде мати такий вигляд:

$$\Delta b = a \sin \gamma - a \sin 8^\circ \quad (4)$$

або

$$\Delta b = a(\sin \gamma - \sin 8^\circ). \quad (5)$$

Якщо прийняти діапазон зміни кута між IV та V плесновими кістками від  $10^\circ$  до  $15^\circ$ , а діапазон довжини V плеснової кістки від 45 до 60 мм залежно від анатомічної будови стопи пацієнта, то, підставивши відповідні значення в рівняння (5), отримаємо величину зміщення головки V плеснової кістки, необхідного для відновлення нормальної величини кута між IV та V плесновими кістками  $8^\circ$  при виконанні остеотомії Weil або остеотомії Shevron. Результати розрахунків наведені в табл. 1.

Графік, наведений на рис. 3, надає наочне уявлення про величини необхідного зміщення головки V плеснової кістки залежно від її довжини і кута M4M5.

За критерій доцільності виконання остеотомії Weil та Shevron для корекції вальгусної деформації V плеснової кістки обрано величину зміщення її головки на не більше ніж  $1/2$  діаметра її діяфіза, що обумовлено можливістю фіксації кісткових фрагментів.

Для визначення варіації товщини V плеснової кістки у дистальному відділі було оброблено 39 цифрових рентгенограм стоп пацієнтів. Схема вимірювання наведена на рис. 4.

Як показано на графіку, зона максимально можливої корекції деформацій V плеснової кістки визначається в межах від  $12^\circ$  при довжині 60 мм і діаметрі 8 мм до  $15,5^\circ$  при довжині 45 мм і діаметрі 12 мм. З урахуванням того, що існує якийсь баланс між довжиною та діаметром кістки, можна вважати максимальною деформацією, яку можна усунути за допомогою коригувальних остеотомій Weil та Shevron, деформацію до  $14^\circ$ .

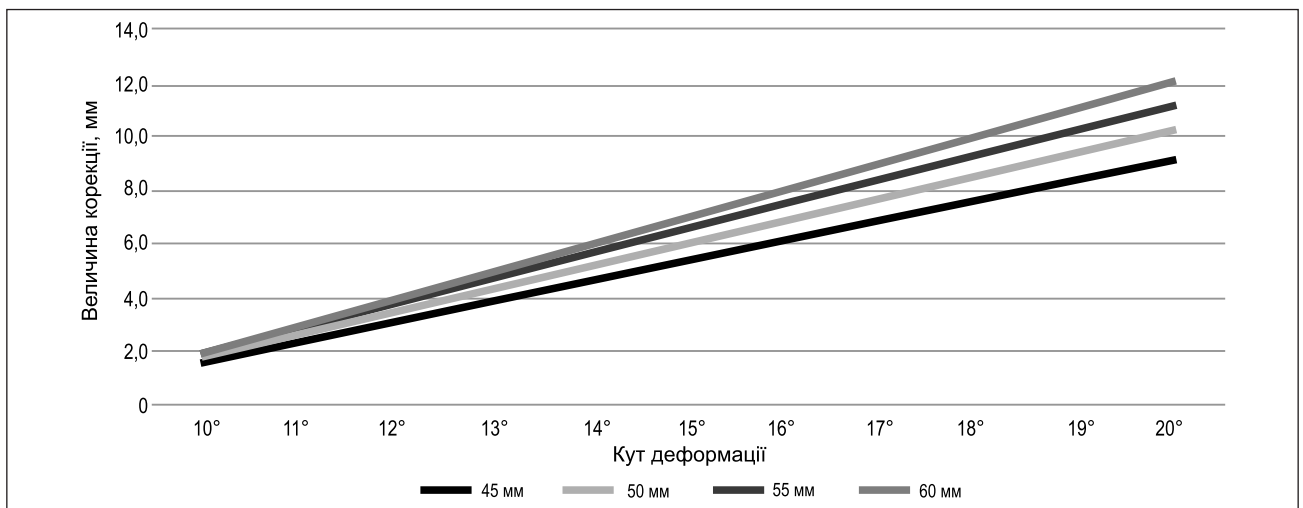
Наведений графік можна використовувати для визначення величини корекції. Для цього необхідно скористатися таким алгоритмом:

— за рентгенограмою визначити довжину V плеснової кістки та діаметр її діяфізарної частини в імовірній зоні остеотомії;

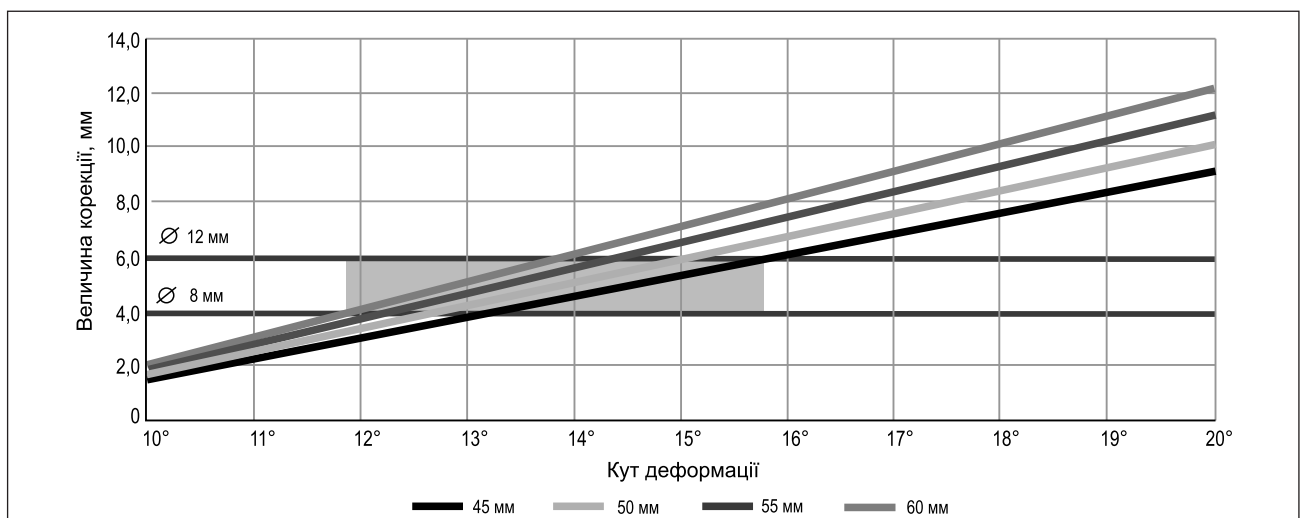
— визначити величину кута відхилення V плеснової кістки (кут M4M5);

**Таблиця 1. Величини необхідного зміщення головки V плеснової кістки залежно від її довжини і кута M4M5**

Кут M4M5, градуси	Величина корекції, мм			
	Довжина V плеснової кістки, мм			
	45	50	55	60
10	1,6	1,7	1,9	2,1
11	2,3	2,6	2,8	3,1
12	3,1	3,4	3,8	4,1
13	3,9	4,3	4,7	5,1
14	4,6	5,1	5,6	6,2
15	5,4	6,0	6,6	7,2
16	6,1	6,8	7,5	8,2
17	6,9	7,7	8,4	9,2
18	7,6	8,5	9,3	10,2
19	8,4	9,3	10,2	11,2
20	9,1	10,1	11,2	12,2



**Рисунок 3. Графік залежності величини необхідного зміщення головки V плеснової кістки від її довжини і кута M4M5**



**Рисунок 5. Зона максимально можливої корекції деформацій V плеснової кістки залежно від її довжини та діаметра**

— за наведеним графіком обрати лінію відповідно до довжини V плеснової кістки;

— визначити необхідну величину зміщення головки V плеснової кістки відповідно до величини кута відхилення V плеснової кістки;

— якщо необхідна величина корекції перевищує 1/2 діаметра діафіза V плеснової кістки, то треба змістити зону остеотомії в проксимальний відділ V плеснової кістки.



**Рисунок 4. Схема вимірювання діаметра V плеснової кістки**

## Висновки

1. Коригувальні остеотомії Weil та Shevcon можуть бути застосовані для корекції вальгусної деформації V плеснової кістки (деформації Тейлора) та ефективні при куті М4М5, який не перевищує показник в 14°.

2. У тих випадках, коли кут М4М5 перевищує показник 15°, доцільно використовувати проксимальні коригувальні остеотомії V плеснової кістки при лікуванні деформації Тейлора.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів та власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

## Список літератури

1. Davies H. *Metatarsus quintus valgus*. *Br. Med. J.* 1949. 1. 664.
2. Fallat L.M. *Pathology of the fifth ray, including the tailor's bunion deformity*. *Clin. Podiatr. Med. Surg.* 1990. 7. 689-715.
3. Deveci A., Yilmaz S., Firat A. et al. *An Overlooked deformity in patients with hallux valgus Teylor's bunion*. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 2015. 105(3). 233-7.
4. Яременко Д.А. *Технологические аспекты хирургического лечения поперечно-распластанной деформации переднего отдела стопы. Лимонис травматології та ортопедії*. 2012. № 1–2. С. 164-168.
5. Cooper M.T., Coughlin M.J. *Subcuptial Oblique Fifth Metatarsal Osteotomy Versus Distal Chevron Osteotomy for Correction of Bunionette Deformity: A Cadaveric Study*. *Foot Ankle Spec.* 2012. 5. 313-317.
6. Coughlin M.J. *Treatment of bunionette deformity with longitudinal diaphyseal osteotomy with distal soft tissue repair*. *Foot Ankle.* 1991. 11. 195-203.
7. Gerbert J., Sgarlato T.E., Subotnick S.I. *Preliminary study of a closing wedge osteotomy of the fifth metatarsal for correction of a tailors bunion deformity*. *J. Am. Podiatry Assoc.* 1972. 62. 212.
8. Kitaoka H.B., Holiday A.D. Jr, Campbell D.C. *Distal chevron metatarsal osteotomy for bunionette*. *Foot Ankle.* 1991. 12. 80-85.
9. Leach R.E., Igou R. *Metatarsal osteotomy for bunionette deformity*. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1974. 10. 171.
10. Legenstein R., Bonomo J., Huber W., Boesch P. *Correction of tailor's bunion with the Boesch technique: a retrospective study*. *Foot Ankle Int.* 2007. 28(7). 799-803.
11. Maher A.J., Kilmartin T.E. *Scarf Osteotomy for Correction of Tailor's Bunion: Mid- to Long-Term Followup*. *Foot Ankle Int.* 2010. 8. 676-82.
12. Masquijo J.J., Willis B.R., Kontio K., Dobbs M.B. *Symptomatic bunionette deformity in adolescents: surgical treatment with metatarsal sliding osteotomy*. *J. Pediatr. Orthop.* 2010. (8). 904-9.
13. Skoták M., Hrubina M. *Shortening scarf osteotomy of the fifth metatarsal: mid-term results*. *Acta Chir Orthop. Traumatol. Cech.* 2010. 4. 332-6.
14. Weitzel S., Trnka H.J., Petroutsas J. *Transverse medial slide osteotomy for bunionette deformity: Long-term results*. *Foot Ankle Int.* 2007. 2. 794-798.

Отримано/Received 06.04.2023

Рецензовано/Revised 17.04.2023

Прийнято до друку/Accepted 25.04.2023 ■

**Information about authors**

Dmytro Prozorovskiy, PhD, Senior Research Fellow at the Department of Traumatology of Locomotor Apparatus, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: prozorovskiy1973@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-28; <https://orcid.org/0000-0002-0469-747X>

Ruslan Zlatnik, Radiologist, Head of the X-ray Department, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: ruslan.zlatnik@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-28; <https://orcid.org/0009-0005-7621-9118>

Mykhailo Karpinsky, Senior Research Fellow of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: korab.karpinsky9@gmail.com; phone: +380 (67) 571-48-63; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Olena Karpinska, Research Fellow at the Department of biomechanics laboratory, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: helen.karpinska@gmail.com; phone: +380 (57) 725-14-74; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

**Conflicts of interests.** Authors declare the absence of any conflicts of interests and own financial interest that might be construed to influence the results or interpretation of the manuscript.

*D.V. Prozorovskiy, R.V. Zlatnyk, M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska*  
State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

### **Biomechanical substantiation of the algorithm for choosing the type of corrective osteotomy of the fifth metatarsal bone in the treatment of tailor's bunion**

**Abstract. Background.** Joint deformity between the main phalanx of the fifth toe and the fifth metatarsal bone is called tailor's bunion. Its treatment is most often surgical. At the same time, there is no unified single approach regarding the use of osteotomies, their type and localization on the metatarsal bone (distal, diaphyseal, and proximal). Goal: based on the biomechanical studies, to substantiate the corrective possibilities of Weil and chevron distal osteotomies to correct valgus deformity of the fifth metatarsal bone depending on its geometric parameters. **Materials and methods.** Two types of corrective osteotomies were modeled: Weil and chevron osteotomy. We determined the maximum possible values of valgus deformity of the fifth metatarsal bone, which can be eliminated with the help of these osteotomies, depending on the geometric parameters of the fifth metatarsal bone. To determine the latter, radiometry was performed on 39 digital radiographs of the patients' feet. **Results.** Taking into account the relatively small angular deviation of the fifth metatarsal bone

whose value is most often observed in the range from 10 to 15° at the norm of 8°, the angular deformity can be compensated by linear displacement of the head of the metatarsal bone. Since the head displacement is performed in the horizontal plane, both osteotomies in this case work equally. The zone of maximum possible correction for deformity is determined within the range from 12°, with a length of 60 mm and a diameter of 8 mm, to 15.5°, with a length of 45 mm and a diameter of 12 mm. Given that there is some balance between bone length and diameter, the maximum deformity that can be corrected with Weil and chevron corrective osteotomies is a deformity of up to 14°. **Conclusions.** Weil and chevron corrective osteotomies can be used to correct the fifth metatarsal valgus deformity (tailor's bunion) and are effective when the M4M5 angle does not exceed 14°. In cases where the M4M5 angle exceeds 15°, it is advisable to use proximal corrective osteotomies of the fifth metatarsal bone for the treatment of tailor's bunion.

**Keywords:** foot; deformity; osteotomy

ДЛЯ ПОТАТОК

# ВЖЕ У ПРОДАЖУ!

О. СІДЕЛКОВСЬКИЙ, О. ОВСЯННИКОВ,  
В. МАРУСІЧЕНКО, М. САВЧУК



## ДІАГНОСТИЧНІ ШКАЛИ І ТЕСТИ

В НЕВРОЛОГІЇ, НЕЙРОХІРУРГІЇ  
І НЕЙРОРЕАБІЛІТАЦІЇ

КЛІНІКА СУЧАСНОЇ НЕВРОЛОГІЇ "АКСІМЕД"

AKSIMED.UA



(044) 390-0055

ВЖЕ У ПРОДАЖУ!

ПРОЧИТАЙ  
ТА ПРАЦЮЙ  
СПОКІЙНО

О. СІДЕЛКОВСЬКИЙ

ЮРИДИЧНА  
ГІГІЄНА  
МЕДИЧНИХ  
ПРАЦІВНИКІВ

КЛІНІКА СУЧАСНОЇ НЕВРОЛОГІЇ "АКСІМЕД"

AKSIMED.UA



(044) 390-0055