



# Травма

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



Том 23, № 3, 2022

# 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

**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**

# **Т**равма

**TRAUMA**

**Travma**

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

**Том 23, № 3, 2022**

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

**Volume 23, № 3, 2022**

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



# Травма

## Travma

Спеціалізований рецензований  
науково-практичний журнал

Том 23, № 3, 2022

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://trauma.zaslavsky.com.ua**

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

**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 ступе-  
нів 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 № 4 від 25.08.2022 р.

Українською та англійською мовами

Свідцтво 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. 7,21.  
Тираж 8000 прим. Зам. 2022-траума-112.

Видавець Заславський О.Ю.  
(zaslavsky@i.ua)  
Адреса для листування: а/с 74, м. Київ, 04107  
Свідцтво 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)

**Відповідальний секретар**  
**Гончарова Л.Д.** (Київ)

### 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)

### Responsible secretary

**Goncharova L.D.** (Kyiv)

### Editorial Board

Bondarenko S.Y. (Kharkiv), Vyryva 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 інші 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, 2022  
© НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету, 2022  
© Заславський О.Ю., 2022

## Зміст

## Огляд

- Нехлопочин О.С., Чешук Є.В., Вороді М.В.  
Травматичні ушкодження  
грудопоперекового переходу.  
Класифікація Friedrich P. Magerl та співавт. .... 4

## Оригінальні дослідження

- Поплавська К., Філіпенко В., Карпінська О.,  
Карпінський М., Арутюнян З.  
Рентгенометричне дослідження  
оптичної щільності кісток щурів  
після заповнення дефектів кісткової  
тканини кістковими цементами на основі  
трикальційфосфату ..... 23
- Камінська М.О., Дігтяр В.А.,  
Карпінський М.Ю., Шульга Д.І.  
Характеристика параметрів  
серкляжного дроту  
при реконструкції кілеподібної  
деформації грудної клітки ..... 29
- Головіна Я.О., Малик Р.В., Вирва О.Є.  
Східцеподібна остеотомія  
в разі алопластичного заміщення  
післярезекційних дефектів довгих кісток  
із застосуванням універсального  
інструмента ..... 36
- Попсуйшапка К.О., Тесленко С.О., Попов А.І.,  
Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д.  
Експериментальне дослідження пружних  
властивостей хребетного стовпа  
за наявності вибухового перелому хребця Th6 .... 43
- Тяжелов О.А., Фіщенко В.О.,  
Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю.,  
Хасавнех Айхам Адлі Мохаммад  
Аналіз результатів вібраційної терапії  
імобілізаційних контрактур  
у пацієнтів після позасуглобових переломів  
верхньої кінцівки ..... 50
- Хвисюк О.М., Гонтар Н.М.,  
Пастух В.В., Карпінський М.Ю.,  
Карпінська О.Д.  
Експериментальне дослідження динаміки  
біодеградації матеріалу на основі полілактиду  
й трикальційфосфату після заповнення ним  
кісткових дефектів ..... 58

## Contents

## Review

- O.S. Nekhlopochny, Ye.V. Cheshuk, M.V. Vorodi  
Traumatic injuries  
of the thoracolumbar junction.  
Classification by Friedrich P. Magerl et al. .... 4

## Original Researches

- K. Poplavska, V. Filippenko, O. Karpinska,  
M. Karpinsky, Z. Arutyunyan  
X-ray study of optical density  
of rat bones after filling  
bone defects  
with tricalcium phosphate  
bone cements ..... 23
- M.O. Kaminska, V.A. Dihtiar,  
M.Yu. Karpinsky, D.I. Shulga  
Characteristics of the parameters  
of the cerclage wire  
in the reconstruction  
of pectus carinatum ..... 29
- Ya.O. Golovina, R.V. Malik, O.E. Vyrva  
Step-cut osteotomy in case  
of alloplastic replacement  
of post-resection defects  
of long bones using a universal  
tool ..... 36
- K.O. Popsuishapka, S.O. Teslenko, A.I. Popov,  
M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska  
Experimental study of elastic spinal column  
properties in the presence  
of burst fracture of Th6 ..... 43
- O.A. Tyazhelov, V.O. Fishchenko,  
O.D. Karpinska, M.Yu. Karpinsky,  
Ayham Adli Mohammad Khasawneh  
Analysis of the results of vibration therapy  
for immobilization contractures  
in patients after extra-articular fractures  
of the upper limb ..... 50
- O.M. Khvysyuk, N.M. Gontar,  
V.V. Pastukh, M.Yu. Karpinsky,  
O.D. Karpinska  
Experimental study of the dynamics  
of biodegradation of a material based  
on polylactide and tricalcium phosphate  
after filling bone defects with it ..... 58



Нехлопочин О.С.<sup>1</sup>, Чешук Є.В.<sup>1,2</sup>, Вороді М.В.<sup>1,2</sup><sup>1</sup>ДУ «Інститут нейрохірургії ім. акад. А.П. Ромоданова НАМН України», м. Київ, Україна<sup>2</sup>Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

## Травматичні ушкодження грудопоперекового переходу. Класифікація Friedrich P. Magerl та співавт.

**Резюме.** Грудопоперековий перехід є зоною грудного і поперекового відділів хребта, на яку припадає понад 50 % переломів. Незважаючи на велику частоту ушкодження цієї зони, однозначної уніфікованої тактики терапії потерпілих не розроблено. Одним з найкритичніших чинників, що визначають як загальну стратегію надання допомоги потерпілому, так і тактику хірургічного втручання (за потреби), є патоморфологічна картина остеолігаментозних ушкоджень. При цьому основним інструментом стандартизації та уніфікації тактичних підходів є класифікація ушкоджень. Оскільки грудопоперековий перехід анатомічно належить до грудного та поперекового відділів, ушкодження цієї зони характеризують відповідно до класифікацій, які застосовують для ушкоджень зазначених відділів. Однак низка біомеханічних особливостей грудопоперекового переходу визначає тактику, відмінну від такої при ідентичних типах травматичних змін інших відділів. У цій серії публікацій розглянуто сучасні та найчастіше використовувані класифікації з метою визначення алгоритму, за допомогою якого на підставі запропонованих класифікаційних категорій можна було б обрати оптимальну тактику лікування постраждалих. Розглянуто класифікацію, запропоновану в 1994 р. F. Magerl та співавт., яка протягом тривалого періоду була стандартом при характеристиці травматичних ушкоджень грудного і поперекового відділів хребта. Класифікація ґрунтується на принципі двох опорних колон хребта. Для її розробки автори використали клінічний матеріал 1445 постраждалих. В основі класифікації лежать три основні типи ушкоджень — компресійний, дистракційний і ротаційний. Кожний тип поділяється на групи та підгрупи. Для низки підгруп передбачена деталізація. Окрім детального огляду класифікації, розглянуто основні параметри, що сприяють або запобігають застосуванню аналізованої системи ранжування в клінічній практиці. Велика увага приділена проблемі відтворюваності результатів, а також впливу додаткових чинників на вірогідність визначення характеру ушкодження. Установлено, що класифікація надає вичерпну характеристику для всіх можливих посттравматичних патоморфологічних змін та має доведене біомеханічне підґрунтя. Така деталізація може бути важливим інструментом при визначенні тактики терапії саме грудопоперекового переходу, оскільки високі вимоги до жорсткості фіксації зумовлені значним навантаженням на цю зону та особливостями біомеханіки, що потребує подальшого вивчення, оскільки аналіз літератури не виявив чіткої схеми терапії цих травм.

**Ключові слова:** грудопоперековий перехід; травматичне ушкодження; класифікація; Magerl

### Вступ

Травма грудопоперекового переходу є одним з найчастіших ушкоджень хребта і пов'язана як з високою частотою інвалідизації через поєднане ушкодження невральних структур хребтового каналу, так і зі значними витратами, що зумовлено вартістю хірургічних мані-

пуляцій і великою тривалістю періоду реабілітації. За даними деяких авторів, на ділянку грудопоперекового переходу припадає від 50 до 65 % переломів грудного та поперекового відділів хребта [1–4]. Грудопоперековий перехід, до якого в класичному розумінні належать два нижні грудні та два верхні поперекові хребці, є не ана-

томічно, а функціонально відокремленою зоною [5]. Саме специфічний патерн розподілу критичних навантажень, що формується в момент впливу травматичного зусилля, визначає унікальність цієї зони. Крім того, саме перехід досить ригідного грудного відділу в мобільний поперековий визначає специфіку виконання стабілізуювальних втручань [6].

Незважаючи на значний досвід та накопичений практичний матеріал, не розроблено єдиного всеосяжного алгоритму терапії травматичних ушкоджень грудопозвонокового переходу. Практично всі автори підтримують думку, що стабілізація зазначеної зони має бути більш жорсткою та надійною порівняно з іншими ділянками грудопозвонокового відділу, але деталізація рекомендованих методів практично відсутня [7, 8].

Одним із основних інструментів стандартизації та уніфікації тактичних підходів є класифікація ушкоджень. Однак з огляду на те, що в основі всіх існуючих класифікацій лежить патоморфологія, закономірно, що окремої класифікації ушкоджень грудопозвонокового переходу не запропоновано [9]. Нині для опису травм зазначеної зони використовують класифікації, що характеризують травматичні ушкодження всієї грудопозвонокової ділянки. Оскільки стратегія і тактика терапії травм зони грудопозвонокового переходу та інших зон грудного і поперекового відділів значно відрізняються, то використання уніфікованих підходів, що ґрунтуються на певній системі оцінки, може призвести до незадовільних результатів [10]. Тому метою цієї серії публікацій є детальне висвітлення сучасних класифікацій, які використовують для оцінки травматичних ушкоджень зони грудопозвонокового переходу та визначення схеми, за допомогою якої на підставі запропонованих класифікаційних категорій можна було б обрати оптимальну тактику лікування постраждалих.

Класифікація в широкому розумінні є узагальненням, покликаним стати ефективним засобом комунікації. Процес узагальнення, який ґрунтується на загальних атрибутах об'єктів, з одного боку, дає змогу ідентифікувати групи, корисні для розуміння і прогнозування, з іншого — обов'язково передбачає відсікання певного рівня деталізації, тобто спрощення. Тому класифікація має надавати цінну інформацію про об'єкт, щоб виправдати втрату деталей. Крім того, узагальнення має ґрунтуватися на відмінних якостях кожної групи, які є досить помітними та значущими, щоб забезпечити послідовну категоризацію окремих об'єктів. Ці два важливі критерії складно застосовувати при класифікації травм хребта [11].

Недоліки багатьох існуючих класифікацій ушкоджень грудопозвонокового відділу хребта добре відомі та задокументовані [12]. Незважаючи на значні успіхи у галузі візуалізації та хірургічних методів лікування, ці проблеми не усунуто. Фактично завжди існує дисбаланс між простотою використання та інформативністю. Раніше ми вже розглядали принципи та критерії ідеальної класифікації травматичних ушкоджень хребта [13]. Цей огляд присвячено добре відомій класифікації, запропонованій у 1994 р. проф. Friedrich Paul

Magerl та співавт., яка тривалий час була стандартом при характеристиці травматичних ушкоджень грудопозвонокового відділу [14].

Класифікацію розроблено за результатами аналізу даних 1445 постраждалих. При розробці базової класифікації використано концепцію T.E. Whitesides Jr., який припустив, що стабільність хребта визначає його можливість компенсувати вплив трьох основних векторів механічного впливу — компресії, дистракції та ротації [15]. Відповідно, поза межний вплив зазначених чинників формує три основні типи ушкоджень: стискальне навантаження призводить до формування компресійних або вибухових ушкоджень (тип А), дистракційне зусилля визначає ушкодження передньої та задньої опорних колон (тип В), осьовий крутильний момент спричиняє ротаційні ушкодження (тип С).

До запропонованої F. Magerl та співавт. класифікації найчастіше використовували класифікацію F. Denis, яка поділяє ушкодження на легкі та тяжкі [16]. Серед останніх виділяють 5 типів: А, В, С, D і Е. Класифікація ґрунтувалася на принципі трьох опорних колон: передня колона — дві передні третини тіла хребця і диска та передня поздовжня зв'язка, середня колона — задня третина тіла хребця і диска та задня поздовжня зв'язка, задня колона — дуга хребця, фасеткові суглоби та відповідний капсульно-зв'язковий апарат. У подальшому триколонну концепцію було переглянуто. На думку деяких авторів, середній стовпець не підходить для використання як критерій типу ушкодження, оскільки є віртуальним стовпцем, а не анатомічною структурою [11]. Тому система, запропонована F. Magerl та співавт., ґрунтується на розробленій набагато раніше двоколонній концепції E.A. Nicoll: передня колона — тіло хребця з передньою та задньою поздовжньою зв'язкою та міжхребцевим диском, задня колона — дуга хребця з відростками, фасетковими суглобами та капсульно-зв'язковим апаратом [17]. Ізольовані переломи поперечного або остистого відростка у цій класифікації не враховані. Повна структурна схема класифікації наведена в табл. 1.

В аналізованій класифікації травми ієрархічно ранжовані відповідно до тяжкості — від типу А до типу С і аналогічно в межах кожного типу, наприклад від А1 до А3. Твердження авторів, що наростання ступеня тяжкості безпосередньо корелює з оптимальною тактикою ведення пацієнтів, за даними проведених в подальшому досліджень, є суперечливим [18].

## Детальний огляд класифікації

### Компресійні ушкодження (тип А)

Основною відмінністю ушкодження типу А від інших видів травм є ураження лише передньої опорної колони (рис. 1–3). Патоморфологічні зміни визначаються впливом травматичного зусилля, спрямованого вздовж осі, близької до осі хребта, що спричиняє ушкодження лише тіла хребця. Механізмами можуть бути компресія, зокрема комбінована з нахилом вперед, убік або з ротацією. При цьому саме компресійний

компонент має головне значення. Основними ознаками ушкоджень типу А є зменшення висоти тіла хребця, збереження заднього зв'язкового комплексу та відсутність зміщення в сагітальній площині.

#### Група А1: вбиті переломи

Вбиті переломи характеризуються деформацією тіл хребців за рахунок компресії губчастої кістки, при цьому її фрагментації не спостерігається. Задній стовп інтактний. Звуження хребтового каналу не відбувається. Ушкодження стабільні, неврологічний дефіцит трапляється дуже рідко.

А1.1: вбитий перелом замикальної пластинки. При такому типі ушкодження замикальна пластинка часто має форму пісочного годинника (рис. 1А). Можливе незначне зменшення висоти передньої стінки тіла хребця із формуванням клина до 5°. Задня стінка тіла хребця інтактна. Цей тип найхарактерніший для ювенільних чи остеопоротичних переломів.

А1.2: вбитий клиноподібний перелом. Втрата висоти передньої стінки тіла хребця призводить до ангуляції понад 5°. Задня стінка тіла хребця залишається інтактною (рис. 1Б). Пошкоджуватися може як верхня замикальна пластинка (верхній клиноподібний перелом — А1.2.1), так і нижня (нижній клиноподібний перелом — А1.2.3). У деяких випадках має місце деформація в передньобічному напрямку (латеральний клиноподібний перелом — А1.2.2), що часто призводить до сколіотичної деформації.

А1.3: колапс тіла хребця. Пошкодження характеризується симетричною втратою висоти тіла хребця без

значної екструзії уламків (рис. 1В). У поєднанні з вираженою ретенцією замикальних пластинок тіло хребця має форму «риб'ячого хребця». Хребтовий канал найчастіше не компримований, але виражена компресія може супроводжуватися екструзією фрагментів і ушкодженням невральних структур. Пошкодження найхарактерніші для остеопоротичних нетравматичних чи травматичних переломів. З огляду на схожу рентгенологічну картину такі ушкодження слід диференціювати з повними вибуховими переломами А3.3 (рис. 3), але колапс тіла не супроводжується утворенням видимих кісткових фрагментів [19].

#### Група А2: осколкові переломи

Осколкові переломи характеризуються розщепленням тіла хребця в коронарній або сагітальній площині з різним ступенем дислокації основних фрагментів. При значному зміщенні кісткових уламків простір між ними виповнюється матеріалом диска, що перешкоджає консолидації. Задня опорна колона не ушкоджується. Неврологічний дефіцит трапляється рідко.

А2.1: сагітальний перелом, що розколює. За даними авторів, такі ушкодження в грудопоперековому відділі хребта трапляються рідко. Зазвичай вони виникають як супутнє ураження при ротаційних вибухових переломах.

А2.2: коронарний перелом, що розколює. Ушкодження характеризується відносно гладкою лінією перелому, що проходить крізь тіло хребця у коронарній проєкції з незначним діастазом. Задня стінка тіла хребця залишається інтактною (рис. 1Г). Відносно стабільна травма [20].

**Таблиця 1. Повна зведена таблиця типів ушкоджень, запропонованих F. Magerl та співавт.**

| Тип                       | Група                  | Рівні деталізації ушкоджень                |                                                                   |
|---------------------------|------------------------|--------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|
|                           |                        | Підгрупа 1-го рівня                        | Підгрупа 2-го рівня                                               |
| 1                         | 2                      | 3                                          | 4                                                                 |
| А: компресійні ушкодження | А1: вбиті переломи     | А1.1: вбитий перелом замикальної пластинки |                                                                   |
|                           |                        | А1.2: вбитий клиноподібний перелом         | А1.2.1: верхній<br>А1.2.2: бічний<br>А1.2.3: нижній               |
|                           |                        | А1.3: колапс тіла хребця                   |                                                                   |
|                           | А2: осколкові переломи | А2.1: сагітальний перелом, що розколює     |                                                                   |
|                           |                        | А2.2: коронарний перелом, що розколює      |                                                                   |
|                           |                        | А2.3: кліщеподібний перелом                |                                                                   |
|                           | А3: вибухові переломи  | А3.1: неповний вибуховий перелом           | А3.1.1: верхній<br>А3.1.2: бічний<br>А3.1.3: нижній               |
|                           |                        | А3.2: осколково-вибуховий перелом          | А3.2.1: верхній<br>А3.2.2: бічний<br>А3.2.3: нижній               |
|                           |                        | А3.3: повний вибуховий перелом             | А3.3.1: кліщеподібний<br>А3.3.2: згинальний<br>А3.3.3: аксіальний |



Закінчення табл. 1

| 1                                                              | 2                                                                                  | 3                                                | 4                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
|----------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| В: дистракційні ушкодження передньої та задньої опорних колон  | В1: травми з переважним ушкодженням заднього зв'язкового комплексу                 | В1.1: у поєднанні з поперечним розривом диска    | В1.1.1: згинальний підвивих<br>В1.1.2: передній вивих<br>В1.1.3: згинальний підвивих або передній вивих із переломом суглобових відростків                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
|                                                                |                                                                                    | В1.2: у поєднанні з переломом тіла хребця типу А | В1.2.1: згинальний підвивих<br>В1.2.2: передній вивих<br>В1.2.3: згинальний підвивих або передній вивих із переломом суглобових відростків                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
|                                                                | В2: травми з переважним ушкодженням кісткових структур заднього опорного комплексу | В2.1: з переломом двох опорних колон             |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|                                                                |                                                                                    | В2.2: у поєднанні з поперечним розривом диска    | В2.2.1: ушкодження ніжки дуги та міжхребцевого диска<br>В2.2.2: ушкодження міжсуглобової частини та міжхребцевого диска (згинальний спондилоліз)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |
|                                                                |                                                                                    | В2.3: у поєднанні з переломом тіла хребця типу А | В2.3.1: перелом ніжки дуги<br>В2.3.2: перелом міжсуглобової частини                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
|                                                                | В3: ушкодження переднього опорного комплексу, що проходить крізь міжхребцевий диск | В3.1: гіперекстензійний підвивих                 | В3.1.1: без ушкодження задньої опорної колони<br>В3.1.2: із ушкодженням задньої опорної колони                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |
|                                                                |                                                                                    | В3.2: гіперекстензійний спондилоліз              |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|                                                                |                                                                                    | В3.3: задній вивих                               |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
| С: травми переднього та заднього опорного комплексу з ротацією | С1: тип А з ротацією                                                               | С1.1: ротаційний вбитий перелом                  |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|                                                                |                                                                                    | С1.2: ротаційний осколковий перелом              | С1.2.1: сагітальний, що розколює<br>С1.2.2: коронарний, що розколює<br>С1.2.3: кліщеподібний перелом<br>С1.2.4: розщеплення тіла хребця                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
|                                                                |                                                                                    | С1.3: ротаційний вибуховий перелом               | С1.3.1. неповний<br>С1.3.2. осколково-вибуховий<br>С1.3.3. повний                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
|                                                                | С2: тип В з ротацією                                                               | С2.1: В1 з ротацією                              | С2.1.1: ротаційний згинальний підвивих<br>С2.1.2: ротаційний згинальний підвивих з однобічним переломом суглобового відростка<br>С2.1.3: однобічний вивих<br>С2.1.4: ротаційний однобічний вивих із зсувом уперед з однобічним переломом суглобового відростка або без такого<br>С2.1.5: ротаційний згинальний підвивих з однобічним переломом суглобового відростка або без такого + перелом тіла типу А<br>С2.1.6: однобічний вивих + перелом тіла типу А<br>С2.1.7: ротаційний однобічний вивих із зсувом уперед з однобічним переломом суглобового відростка або без такого + перелом тіла типу А |
|                                                                |                                                                                    | С2.2: з ротацією                                 | С2.2.1: ротаційний з поперечним переломом двох опорних колон<br>С2.2.2: однобічний флексійний спондилоліз із ушкодженням диска<br>С2.2.3: однобічний флексійний спондилоліз + перелом тіла типу А                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
|                                                                |                                                                                    | С2.3: В3 з ротацією                              | С2.3.1: ротаційний гіперекстензійний підвивих з переломом задньої опорної колони або без нього<br>С2.3.2: ротаційний гіперекстензійний спондилоліз<br>С2.3.3: задній вивих із ротацією                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
|                                                                | С3: ротаційно-зсувні ушкодження                                                    | С3.1: з горизонтальною лінією перелому           |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|                                                                |                                                                                    | С3.2: з косою лінією перелому                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |

A2.3: кліщеподібний перелом. При такому вигляді ушкодження центральна частина тіла хребця частково або повністю роздроблена та виповнена фрагментами міжхребцевого диска. Передній основний фрагмент помітно зміщений уперед (рис. 1Д). Морфологія ушкодження визначає значне зниження опору стисненню при згинанні, можливе формування несправжнього суглоба.

### **Група A3: вибухові переломи**

Ушкодження характеризується частковою чи повною фрагментацією тіла хребця з відцентровим поширенням уламків. Фрагменти задньої стінки ретропульсують у хребтовий канал і часто є причиною неврологічних порушень. Задній зв'язувальний апарат інтактний. При ушкодженнях A3 може мати місце вертикальний перелом дуги, що проходить крізь ніжку чи остистий відросток, який, на думку авторів, не має важливого значення для формування нестабільності. При неповних вибухових переломах (A3.1, A3.2) виділяють верхній, нижній та латеральний варіанти. У латеральних випадках з вираженою ангуляцією у передній поверхні може бути дистракційне ураження на опуклому боці. Частота ураження нервової системи висока та значно збільшується від підгрупи до підгрупи.

A3.1: неповний вибуховий перелом. Характерною картиною є ушкодження однієї (верхньої чи нижньої) половини тіла хребця, інша половина є інтактною (рис. 1Е). Стабільність цих ушкоджень знижена при флексії/компресії. Зокрема, фрагменти задньої стінки тіла хребця можуть надалі ретропульсувати в хребтовий канал під впливом осьових або згинальних навантажень.

A3.2: осколково-вибуховий перелом (рис. 2). При цій травмі, докладно описаній S. Lindahl та співавт. у 1983 р., одна половина хребця (найчастіше верхня) фрагментована, а інша розщеплена сагітально [21] (рис. 2В, Г). Пластинка дуги або остистий відросток розщеплені по вертикалі (рис. 2А). Порівняно з попередньою підгрупою осколково-вибуховий перелом є нестабільнішим при згинанні/стисканні і частіше супроводжується неврологічними розладами.

A3.3: повний вибуховий перелом. Характеризується фрагментацією всього тіла хребця. Повні вибухові переломи вкрай нестабільні при флексійно-компресійному впливі, що може призвести до додаткової втрати висоти тіла хребця та діастазу уламків. Хребтовий канал найчастіше значно компримований фрагментами задньої стінки, тому велика частота неврологічних розладів. Серед повних вибухових переломів автори виділили такі підтипи:

A3.3.1: кліщеподібний вибуховий перелом. Основною відмінністю від простого кліщеподібного перелому (A2.3) є ушкодження задньої стінки тіла хребця зі зміщенням кісткових фрагментів у хребтовий канал. Дуга хребця зазвичай залишається інтактною.

A3.3.2: повний згинальний вибуховий перелом. При такому ушкодженні фрагментоване тіло хребця має клиноподібну форму, що призводить до кіфотичного

викривлення хребта. Пластинка дуги або остисті відростки розщеплені по вертикалі.

A3.3.3: повний осьовий вибуховий перелом. Характеризується відносно рівномірним зменшенням вертикального розміру тіла хребця (рис. 3). Пластинка або остисті відростки розщеплені по вертикалі.

### **Тип В: дистракційні ушкодження передньої та задньої опорних колон**

Основною патоморфологічною ознакою ушкоджень типу В є поперечний розрив однієї чи обох опорних колон. Згинання/дистракція спричиняє розрив та діастаз заднього опорного комплексу (групи В1 і В2), тоді як гіперекстензія з передньозаднім зсувом або без цього зумовлює ушкодження та діастаз фрагментів передніх структур (група В3).

При травмах типу В1 і В2 лінія ушкодження передніх опорних структур може проходити або крізь міжхребцевий диск, або крізь тіло хребця, визначаючи один з варіантів ушкодження типу А. Тому для детальнішого опису комплексу травматичних змін автори рекомендують, крім зазначення типу і підтипу В ураження, деталізувати тип А. Однак, за даними аналізу літератури, це робиться доволі рідко. Дистракційні ушкодження припускають можливість зсувів у сагітальній площині: підвивихів чи вивихів. Ступінь нестабільності такого виду травм значно варіює, але всі вони віднесені до нестабільних ушкоджень. Частота неврологічних розладів вища, ніж при ушкодженнях типу А.

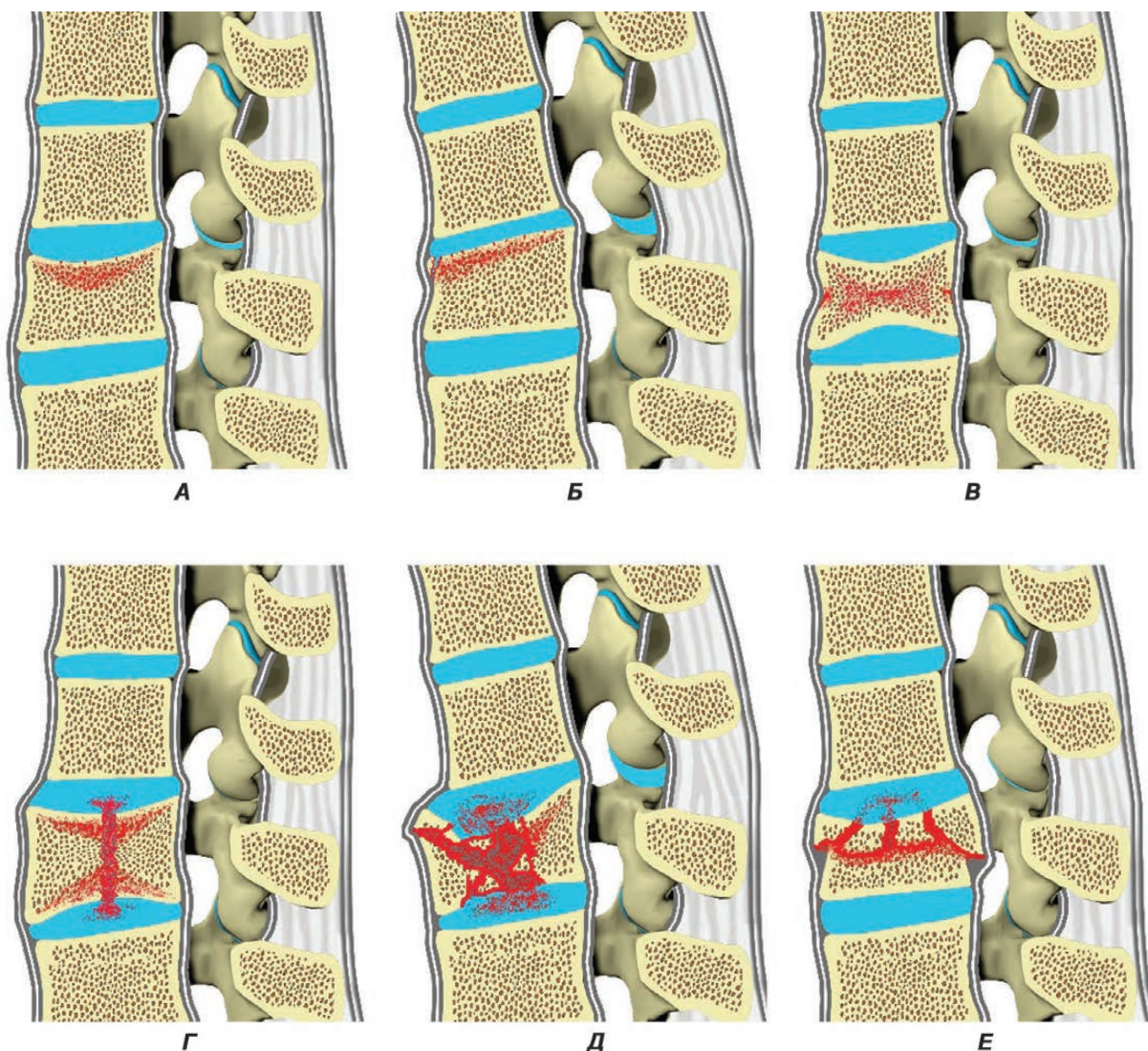
### **Група В1: травми з переважним ушкодженням заднього зв'язкового комплексу**

Основною ознакою таких ушкоджень є розрив заднього зв'язкового комплексу з двобічним підвивихом, вивихом чи переломом фасеткових суглобів. Пошкодження комбінуються або з поперечним розривом диска, або з переломом тіла хребця типу А. Ступінь нестабільності варіабельний: підвивихи нестійкі лише при згинанні, вивихи — при згинанні та зміщенні. Пошкодження В1, пов'язані з нестабільним компресійним переломом тіла хребця типу А, додатково нестабільні при осьовому навантаженні.

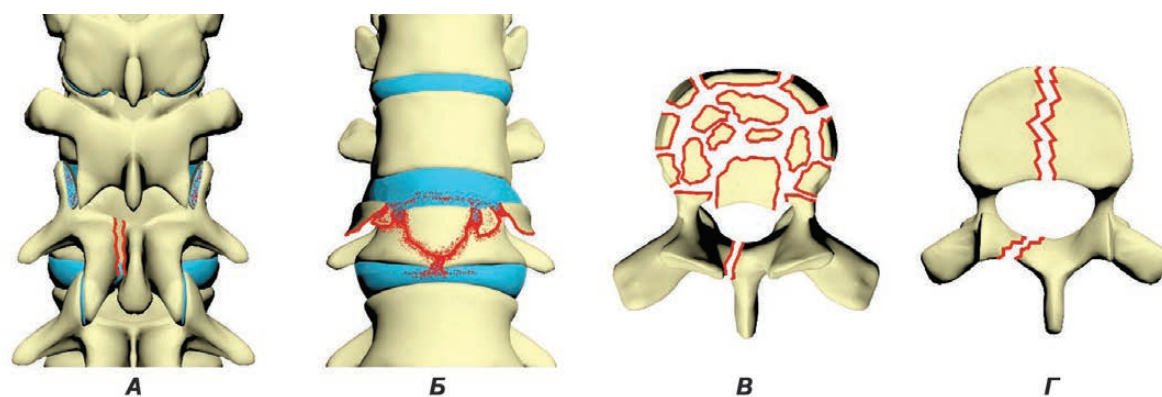
В1.1: ушкодження лігаментозних структур заднього опорного комплексу у поєднанні з поперечним розривом диска. Виділяють такі підтипи:

В1.1.1: згинальний підвивих. Цей вид травми характеризується лише дискозв'язковим ураженням. Патоморфологічна картина представлена ушкодженням заднього зв'язкового апарату у поєднанні з частковим відривом фіброзного кільця від заднього або переднього краю замикальної пластинки (рис. 4А). Неврологічний дефіцит трапляється рідко.

В1.1.2: передній вивих. Характеризується повним вивихом фасеткових суглобів і зміщенням тіла хребця, розташованого вище, вперед, що спричиняє компресію хребтового каналу (рис. 4Б). У зв'язку з анатомічними особливостями груднопоперекового відділу такий вид ушкоджень на відміну від шийного відділу трапляється рідко.

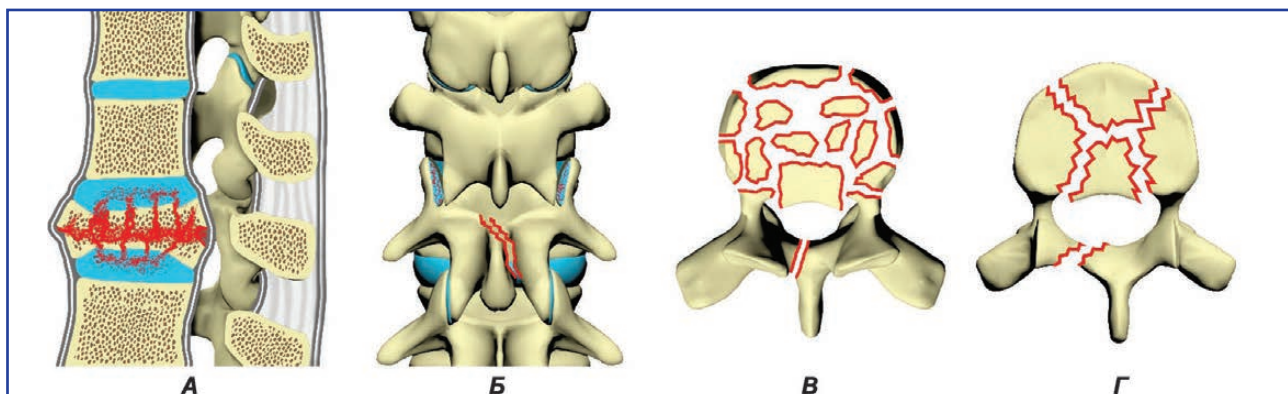


**Рисунок 1. Деякі варіанти переломів типу А: А – А1.1; Б – А1.2.1; В – А1.3; Г – А2.2; Д – А2.3; Е – А3.1.1**

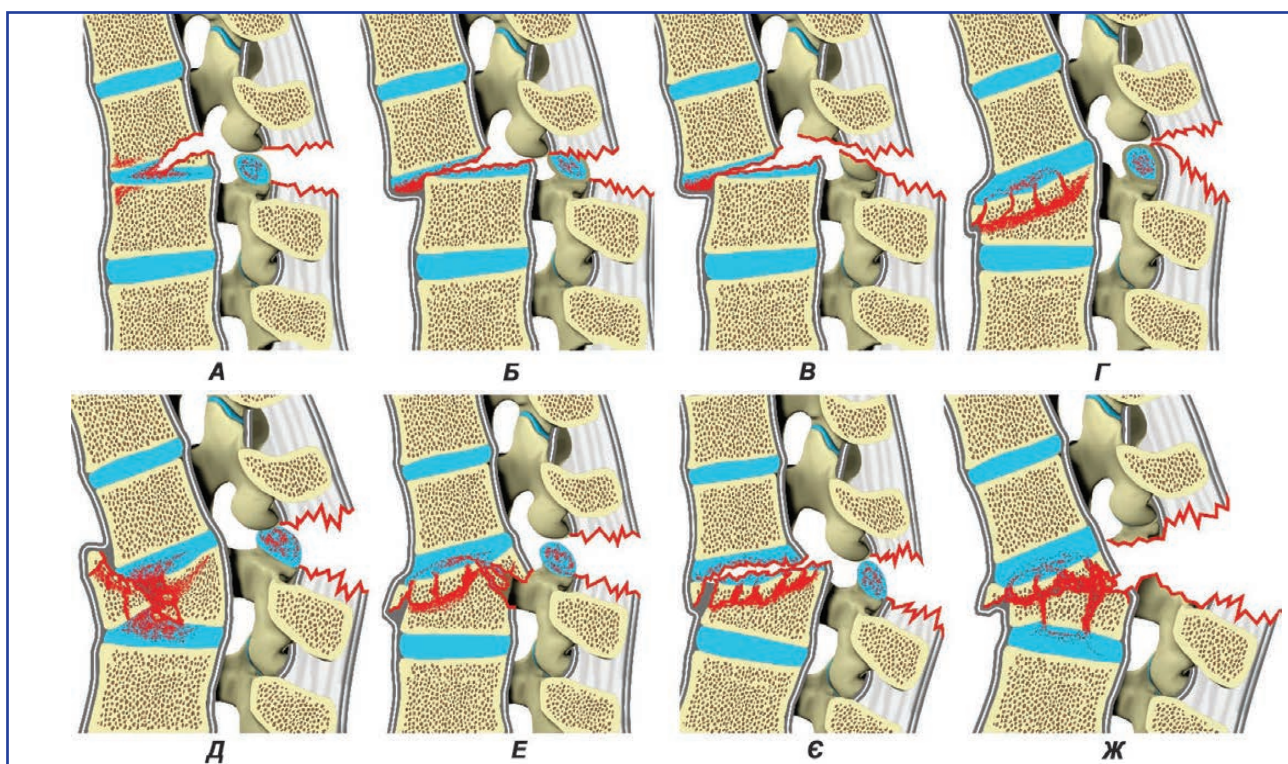


**Рисунок 2. Осколково-вибуховий перелом А3.2: А – вигляд ззаду; Б – вигляд спереду; В – вигляд ураженого хребця зверху; Г – вигляд ураженого хребця знизу**

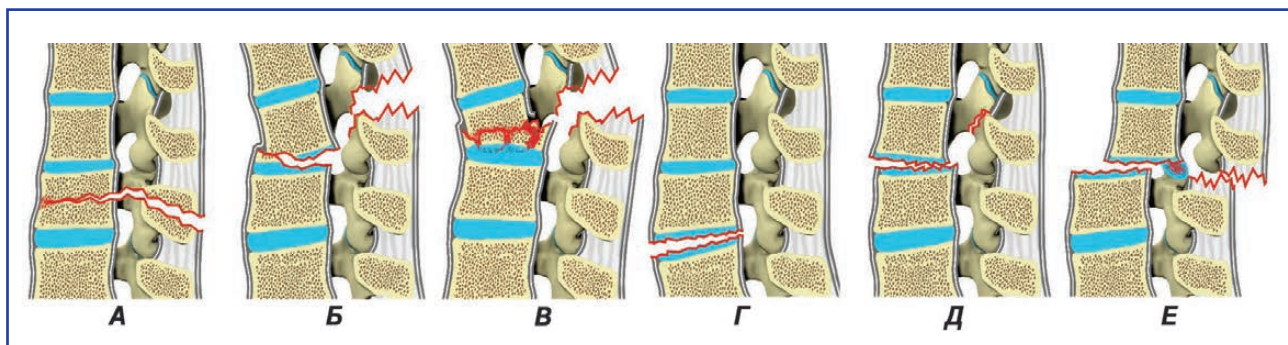




**Рисунок 3. Повний осьовий вибуховий перелом А3.3.3: А — сагітальний зріз; Б — вигляд ззаду; В — вигляд ураженого хребця зверху; Г — вигляд ураженого хребця знизу**

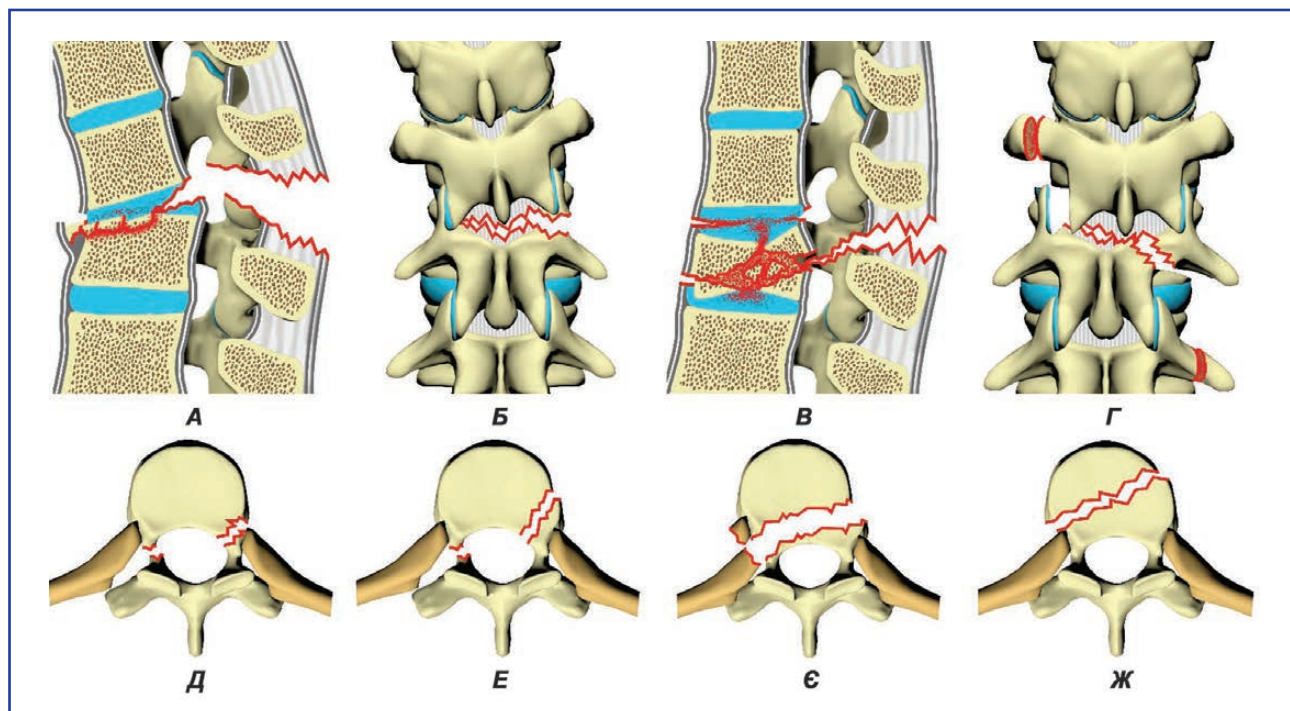


**Рисунок 4. Деякі варіанти переломів типу В1: А — В1.1.1; Б — В1.1.2; В — В1.1.3; Г — В1.2.1 (+А1.2.1); Д — В1.2.1 (+А2.3); Е — В1.2.1 (+А3.1.1); Є — В1.2.2 (+А1.2.1); Ж — В1.2.3 (+А3.3)**

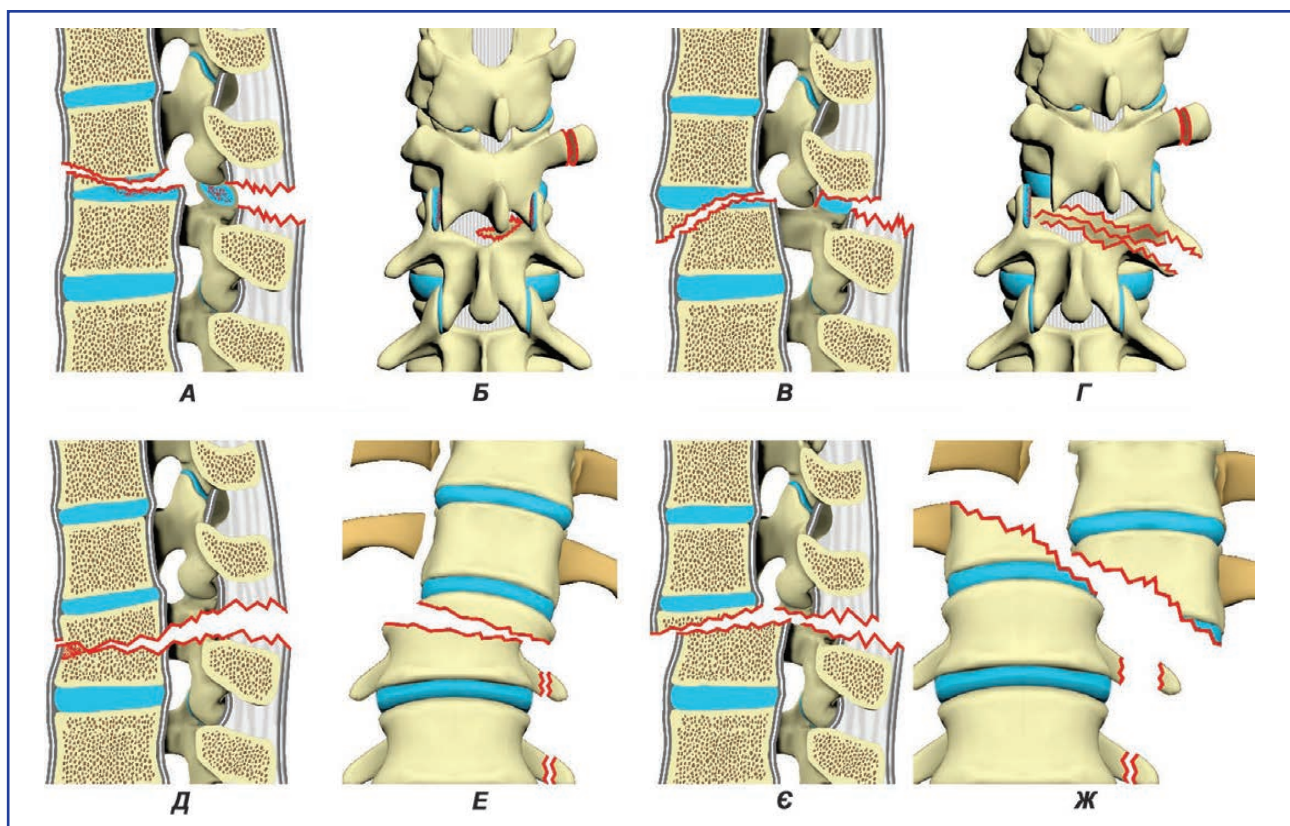


**Рисунок 5. Деякі варіанти переломів типу В2 та В3: А — В2.1; Б — В2.2.2; В — В2.3.2 (+А3.1.3); Г — В3.1.1; Д — В3.2; Е — В3.3**





**Рисунок 6. Деякі варіанти переломів типу C1: А – C1.1, серединний сагітальний зріз; Б – C1.1, вигляд ззаду; В – C1.3.3, серединний сагітальний зріз; Г – C1.3.3, вигляд ззаду; Д–Ж – варіанти проходження лінії перелому при C1.2.4**



**Рисунок 7. Деякі варіанти переломів типу C2 та C3: А – C2.1.1, серединний сагітальний зріз; Б – C2.1.3, вигляд ззаду; В – C2.1.3, серединний сагітальний зріз; Г – C2.2.1, вигляд ззаду; Д – C2.2.1, серединний сагітальний зріз; Е – C3.1, вигляд спереду; Є – C3.1, серединний сагітальний зріз; Ж – C3.2, вигляд спереду**



B1.1.3: згинальний підввих або передній ввих із переломом суглобових відростків. Характеризується поєднанням ушкоджень B1.1.1 чи B1.1.2 із двобічним переломом фасеткових суглобів (рис. 4В). Пошкодження менш стійке до зміщення в сагітальній площині.

B1.2: ушкодження заднього зв'язкового комплексу в поєднанні з переломом тіла хребця типу А. Таке поєднання спостерігається у випадках, коли вектор дистракційної дії проходить близько до задньої стінки тіла хребця, що одночасно призводить до формування поперечного розриву задньої колони та компресійного ушкодження тіла хребця, що відповідає типу А.

B1.2.1: згинальний підввих у поєднанні з переломом типу А. Травма нестабільна при згинанні та осьовому стисканні, що пов'язано з порушенням компресійної резистентності тіла хребця (рис. 4Г, Д, Е). Зазвичай підввих відбувається у верхніх фасеткових суглобах компримованого хребця, описано також поодинокі випадки вивиху в нижніх фасеткових суглобах при вибухових переломах. Пошкодження невральних структур визначається кіфотичною ангуляцією чи ретропульсацією фрагментів у хребтовий канал.

B1.2.2: передній ввих у поєднанні з переломом типу А (рис. 4Є). Ступінь нестабільності, а також ризик ушкодження нервової системи є більшим, ніж при описаних вище ушкодженнях. Відрізняється від B1.2.1 наявністю зсуву краніально розташованого хребця вперед.

B1.2.3: згинальний підввих або передній ввих із двобічним переломом фасеткових суглобів, асоційованим з переломом типу А. У грудному відділі хребта та в зоні грудопоперекового переходу таке ушкодження найчастіше поєднується з повним вибуховим переломом (рис. 4Ж). Пошкодження суглобового відростка може поширитись на ніжку дуги. Травма дуже нестабільна, особливо при передньому зсуві, та часто супроводжується грубою неврологічною симптоматикою.

#### **Група В2: травми з переважним ушкодженням кісткових структур заднього опорного комплексу**

Головним критерієм такого ушкодження є поперечний розрив заднього опорного комплексу, що проходить крізь пластинку, ніжки дуги та остистий відросток. Закономірно спостерігається ушкодження міжкостистої і надостної зв'язок. Як і в групі В1, ушкодження задніх опорних структур може бути пов'язане або з поперечним розривом диска, або з переломом тіла хребця типу А. Однак, як зазначають автори, у межах типу А немає ушкодження тіла хребця, яке відповідало б поперечному перелому двох опорних колон. За винятком поперечного двоколонного перелому, ступінь нестабільності, а також частота неврологічного дефіциту дещо вищі, ніж при ушкодженнях В1.

B2.1: поперечний перелом двох опорних колон. Поперечний двоколонний перелом зазвичай виникає у верхніх сегментах поперекового відділу хребта чи зоні грудопоперекового переходу (рис. 5А). Перелом

нестабільний при згинанні. Неврологічний дефіцит трапляється рідко, але часто супроводжується закритою абдомінальною травмою (понад 50 % випадків). Відомий як перелом Чанца або перелом «ременя безпеки» [22, 23].

B2.2: ушкодження заднього опорного комплексу переважно кісткове у поєднанні з поперечним розривом диска.

B2.2.1: перелом ніжки дуги у поєднанні з ушкодженням міжхребцевого диска. Ушкодження характеризується горизонтальним переломом дуги, що переходить донизу крізь основу ніжки на міжхребцевий диск.

B2.2.2: ушкодження крізь міжсуглобову частину та міжхребцевий диск (згинальний спондилоліз) (рис. 5Б). Такий тип ушкодження при мінімальному зміщенні практично не призводить до неврологічних розладів, але, за даними авторів, додавання флексійно-ротаційного компонента спричиняє звуження хребтового каналу і травму невральних структур.

B2.3: ушкодження заднього опорного комплексу переважно кісткове у поєднанні з переломом тіла хребця типу А.

B2.3.1: перелом ніжки дуги у поєднанні з компресійним переломом тіла типу А. Ушкодження заднього опорного комплексу відповідає B2.2.1.

B2.3.2: ушкодження крізь міжсуглобову частину в комбінації з переломом тіла типу А. Патоморфологічні зміни заднього комплексу відповідають B2.2.2. Ушкодження передньої колони найчастіше представлене неповним нижнім варіантом типу А (рис. 5В).

#### **Група В3: ушкодження переднього опорного комплексу, що проходить крізь міжхребцевий диск**

Травма має гіперекстензійний характер і досить рідко обмежується ізольованим ушкодженням передньої колони. Найчастіше страждає як передній, так і задній опорний комплекс. Класично описана F. Denis та J.K. Burkus унаслідок прямого травматичного впливу ззаду, іноді згадується як перелом лісоруба [24]. Нерідко супроводжується сагітальним зсувом, причому переднє зміщення може спостерігатися при травмах В3.1 і В3.2, тоді як заднє характерне для підгрупи В3.3 [25].

B3.1: гіперекстензійний підввих. Дискозв'язувальне ушкодження, що спонтанно вправляється. У зв'язку з відсутністю кістково-травматичних змін його складно діагностувати. Непрямою ознакою є розширення дискового простору (рис. 5Г). Гіперекстензійні підввихи можуть комбінуватися з переломом пластинки дуги, суглобових відростків або основи ніжки.

B3.2: гіперекстензійний спондилоліз. Є комбінацією ушкодження передньої колони — розриву міжхребцевого диска і передньої поздовжньої зв'язки з двобічним ураженням фасеткових суглобів (рис. 5Д). Трапляється рідко, причому в поперековому відділі практично не спричиняє неврологічних розладів, а в грудному — завжди зумовлює грубу неврологічну симптоматику.

В.3.3: задній вивих. Це одне з найтяжчих ушкоджень, що часто супроводжується повною параплегією. Характеризується повним розривом передньої та задньої поздовжніх зв'язок, руйнуванням міжхребцевого диска, ушкодженням міжостистої та надостистої зв'язки, капсули фасеткових суглобів і діастазом міжсуглобової щілини (рис. 5E). Трапляється рідко.

### Тип С: травми переднього та заднього опорного комплексу з ротацією

Основними ознаками ушкоджень типу С є ротаційне зміщення, що супроводжується ушкодженням обох опорних колон. Часто реєструють зміщення у будь-якій площині, часткове або повне ушкодження диско-зв'язкового апарату. Переломи суглобових відростків зазвичай однобічні. Асиметричні переломи тіл хребців.

Із багатьох видів ушкоджень виділено три групи, до яких віднесено ушкодження з подібною морфологічною картиною: 1) тип А в комбінації з обертанням, 2) тип Б у комбінації з обертанням, 3) ротаційно-зсувні ушкодження. За рідкісним винятком, ротаційні ушкодження є найтяжчими ушкодженнями грудного і поперекового відділів хребта і пов'язані з найбільшою частотою неврологічного дефіциту.

В оригінальній класифікації не наведено детального опису підтипів С ушкоджень. Передбачається, що будь-які ознаки ротації на тлі морфології типу А і В формують підтипи С1 і С2. Переломи поперечних відростків є основною ознакою ротаційних ушкоджень поперекового відділу хребта. Отже, навіть якщо вони видаються ізольованими, їх наявність завжди є приводом для інтенсивного пошуку прихованої травми типу С.

#### Група С1: тип А з ротацією

У цю групу входять ротаційні вбиті, осколкові та вибухові переломи. При ураженнях типу А з ротацією одна бічна стінка тіла хребця часто залишається інтактною.

С1.1: комбінація вбитого перелому з ротацією. Характеризується асиметрією ураження тіла хребця, однобічним ушкодженням фасеткових суглобів, порушеним співвідношенням остистих відростків у зоні перелому (рис. 6А, Б).

С1.2: осколковий перелом із ротацією. Морфологія ушкодження тіла відповідає групі А2. Лінія перелому найчастіше проходить навскіс — між сагітальною та коронарною площинами і може зачепити декілька суміжних тіл (рис. 6Д–Ж). При значному діастазі уламків на спондилограмі у бічній проекції може візуалізуватися фантомний хребець. Ротаційний компонент характеризується однобічним або двобічним ураженням фасеток, можливі переломи дуги.

С1.3: комбінація вибухового перелому із ротацією. Неповні вибухові переломи з ротацією (С1.3.1) характеризуються широким спектром асиметрії ушкодження тіла хребця — від однієї інтактної бічної стінки до абсолютно симетричного ушкодження. Зазвичай спо-

стерігається значне ушкодження заднього опорного комплексу — двобічні переломи фасеткових суглобів, переломи ніжки чи пластинки дуги. Осколково-вибуховий перелом певною мірою дублює А3.2, але з однобічним ураженням заднього опорного комплексу та можливою ротацією. При повному вибуховому переломі (С1.3.3) має місце фрагментація тіла хребця з асиметрією висоти його бічних стінок (рис. 6В, Г). Ушкодження заднього опорного комплексу варіабельні, що, можливо, зумовлено різним розташуванням точки обертання.

#### Група С2: тип В з ротацією

Найчастіше трапляються ушкодження С2. За даними авторів, є різні варіанти однобічного підвивиху, тоді як інші види трапляються рідко.

С2.1: група ушкоджень, морфологія яких практично повністю дублює травми з переважним ушкодженням заднього комплексу зв'язку (група В1). Однак ушкодження заднього опорного комплексу лише однобічні. У разі відсутності ушкоджень тіл хребців та руйнування лише міжхребцевого диска (С1.2.1) ротаційний компонент зазвичай добре виражений, що значно полегшує діагностику (рис. 7А–В).

С2.2: травми з переважним ушкодженням кісткових структур заднього опорного комплексу із ротаційним компонентом. Вкрай нестабільне ушкодження. Патоморфологія близька до В2, але задній комплекс ушкоджений асиметрично, є ознаки ротації (рис. 7Г, Д). Значно частіше реєструють травми з ушкодженням тіла хребця (С2.2.3), ніж із ушкодженням міжхребцевого диска (С2.2.2).

С2.3: екстензійно-ротаційні ушкодження. Трапляються рідко, переважно у пацієнтів із хворобою Бехтерева. Характерний діастаз міжхребцевого простору, ротаційне зміщення і асиметрія ушкодження заднього опорного комплексу. Описано поодинокі випадки одностороннього заднього вивиху.

#### Група С3: ротаційно-зсувні ушкодження

Морфологія характеризується ушкодженням двох опорних колон хребта із ротацією. Травми дещо схожі з В2.1, але майже завжди, крім ротації, наявний «зсув» — зміщення в сагітальній чи фронтальній площині. Ушкодження вкрай нестабільні. Залежно від проєкції лінії перелому автори виділяють два підтипи.

С3.1: характеризується практично горизонтальною лінією перелому, що проходить крізь тіло хребця та задній опорний комплекс (рис. 7Е, Є). Частим варіантом С3.1 є перелом Холдсворда (Holdsworth slice fracture), який характеризується ушкодженням тіла біля основи замикальної пластинки [14, 26].

С3.2: перелом характеризується косою лінією перелому. Може зачіпати одне або два тіла. Через повну втрату опороздатності тіла та повного ушкодження зв'язкового апарату практично в усіх випадках спостерігається зісковзування фрагментів (рис. 7Ж). Такі ушкодження є основною причиною формування травматичного спондилоптозу.

## Загальні клінічні ознаки травматичних ушкоджень

### Тип А

На відміну від інших видів травм ушкодження типу А можуть не порушувати загальну стабільність травмованого сегмента. Основною та єдиною скаргою є помірні больові відчуття. Пацієнти можуть перебувати у вертикальному положенні та самостійно пересуватися. Нестабільні ушкодження супроводжуються вираженим больовим синдромом і зниженням рухливості хворих. Значна клиноподібна деформація тіла хребця може зумовлювати локальний кіфоз, що виявляється пальпаторно. Набряк м'яких тканин спини і підшкірна гематома нехарактерні, оскільки ушкодження заднього комплексу якщо і наявні, то зазвичай незначні та не зачіпають м'які тканини.

Основні рентгенологічні ознаки ушкоджень типу А: зменшення висоти задньої стінки тіла хребця при її переломі та зміщенні фрагментів у хребтовий канал. Пролабування відбувається лише дорзально, а не краніально. Ротація уламків не спостерігається. У разі ушкодження пластинки дуги лінія перелому завжди проходить вертикально. Можливе незначне збільшення вертикальної відстані між остистими відростками. Зміщення в горизонтальній площині при ушкодженнях типу А не спостерігається.

### Тип В

Фактично патогномонічною ознакою флексійно-дистракційних ушкоджень є виражена болючість при пальпації ділянки перелому, набряклість м'яких тканин спини та підшкірна гематома. Найчастіше пальпаторно визначається значне збільшення міжостистого проміжку чи ступінчасте розташування остистих відростків, притаманне вивиху. Кіфотична деформація спостерігається досить часто.

Зі значного різноманіття рентгенологічних ознак, що спостерігаються при цьому типі травм, найхарактернішим є наявність симетричного ураження заднього опорного комплексу, підвивиху або вивиху, який завжди двобічний. Майже завжди спостерігається збільшення відстані між остистими відростками. Кіфотична деформація варіабельна. Досить характерним є сагітальне зміщення хребців, частіше вперед і значно рідше назад. Лінія перелому елементів заднього опорного комплексу проходить на відміну від ушкоджень типу А в горизонтальній або косій площині. Характерними є осколкові переломи замикальних пластинок, які при ушкодженнях В3 трапляються практично в усіх випадках. При комбінації типу В з осколковим переломом тіла хребця кісткові фрагменти можуть зміщуватися в хребтовий канал не лише дорзально, а і краніально, зрідка — каудально. За наявності великого кісткового фрагмента характерне його обертання. У такому разі на томограмах видно, що поверхня, яка містить задню частину замикальної пластинки, обернена до тіла хребця.

### Тип С

При ротаційних типах травм клінічна картина дуже варіабельна і переважно визначається вираженою нестабільністю ушкоджень. Характерна локальна болючість у зоні ушкодження, яка зумовлена великим ушкодженням заднього опорного комплексу. Найчастіше виражені болі виникають при мінімальних ротаційних зсувах, наприклад, при поворотах пацієнтів, які перебувають у положенні лежачи. Часто спостерігається асиметрія болю — найчастіше переважає один бік.

Рентгенологічна картина завжди супроводжується великими кістково-травматичними ушкодженнями. Поряд з патоморфологічними змінами, що визначаються типами А або В, характерна наявність ротаційного компонента, який виявляється розбіжністю ліній, що проходять крізь остисті відростки вище та нижче за рівень травми, наявність однобічного підвивиху або вивиху. Однобічний перелом поперечних відростків та/або ребер завжди свідчить про наявність ротаційного компонента.

## Загальна стратегія терапії

Як зазначено вище, травматичному ушкодженню грудопоперекового переходу, незважаючи на значну частку в структурі всіх переломів грудного та поперекового відділів хребта, приділяється дуже мало уваги. Так, пошуковий запит у системі PubMed сформований за такими ключовими словами, як «thoracolumbar junction»[Title] AND («fractur»[All Fields] OR «fractural»[All Fields] OR «fracture s»[All Fields] OR «fractures, bone»[MeSH Terms] OR («fractures»[All Fields] AND «bone»[All Fields]) OR «bone fractures»[All Fields] OR «fracture»[All Fields] OR «fractured»[All Fields] OR «fractures»[All Fields] OR «fracturing»[All Fields] OR («injury»[All Fields] OR «injured»[All Fields] OR «injuries»[MeSH Subheading] OR «injuries»[All Fields] OR «wounds and injuries»[MeSH Terms] OR («wounds»[All Fields] AND «injuries»[All Fields]) OR «wounds and injuries»[All Fields] OR «injurious»[All Fields] OR «injury s»[All Fields] OR «injured»[All Fields] OR «injury s»[All Fields] OR «injury»[All Fields], виявив 106 публікацій, з них стратегії і тактики хірургічного втручання присвячено лише 59. Оскільки детальний аналіз зазначеної вибірки виходить за межі завдань, поставлених під час підготовки цього огляду, наводимо лише основні моменти:

- при аналізі ушкоджень з однаковою частотою використовують класифікацію F. Magerl та співавт. і A.R. Vaccaro та співавт. [20, 27–30];

- найбільшу увагу приділяють хірургічній тактиці вибухових переломів грудопоперекового переходу (A3 за класифікацією F. Magerl) [31–38];

- концепція консервативної терапії вбитих та осколкових переломів (A1 та A2) ставиться під сумнів. Деякі автори демонструють перевагу використання малоінвазивних та перкутанних методів порівняно з фіксацією корсетом [20, 29];

- при хірургічному лікуванні травматичних ушкоджень грудопоперекового переходу застосовують пе-



редні, задні та комбіновані доступи. Більшість авторів переконані, що ізольований задній доступ є найдоцільнішим в абсолютній більшості випадків [39–42];

— питання про довжину задньої транспедикулярної фіксації не вирішено [43, 31, 44–47];

— поодинокі роботи присвячені хірургічному лікуванню складних ротаційних ушкоджень (тип С) [48, 28];

— флексійно-дистракційні ушкодження грудопоясничного переходу є найменш вивченою патологією [49].

## Основні переваги та недоліки

Відповідно до сучасних уявлень доказова медицина — це сумлінне, чітке, розумне та логічне використання об'єктивних фактів при прийнятті рішень щодо методу лікування конкретного пацієнта. Метою доказової медицини є розширення використання високоякісних досліджень після прийняття клінічних рішень. Фактично одним із базових інструментів, які сприяють оптимізації тактичної спрямованості будь-якого лікувального заходу, є ранжування пацієнтів за категоріями, у межах яких певний метод лікування має абсолютну або відносну перевагу над іншими методами, враховуючи як медичні, так і економічні критерії. Отже, застосування адекватної та клінічно спрямованої класифікації є необхідною умовою підвищення ефективності терапії будь-якого захворювання або ушкодження, зокрема травм грудопоясничного переходу, які розглянуто в цьому огляді. Незважаючи на таку сувору аргументацію, досі не розроблені абсолютні критерії відповідності класифікації принципам доказової медицини.

Ідея створення оптимальної класифікації для травматичних ушкоджень грудопоясничного відділу хребта не нова. Так, історично, з розширенням уявлень про біомеханіку травми, патоморфологію травматичних змін, а також у міру впровадження до клінічної практики досконаліших методів візуалізації класифікації модифікувалися та ускладнювалися [11, 14, 16, 50, 51]. У 2002 р. S.K. Mirza та співавт. опублікували великий огляд існуючих на той час класифікацій і виділили основні критерії «ідеальної» класифікації травматичних ушкоджень грудопоясничного відділу хребта [52]:

### *Ідентифікація та термінологія:*

— дає змогу ідентифікувати будь-який характер ушкодження;

— є цілісною, всебічною та всеохоплюючою;

— має унікальне значення для кожної визначальної категорії;

— має чітку і коротку термінологію;

— має описову термінологію.

### *Травма та лікування:*

— описує патогенез перелому (біологічна характеристика);

— відбиває механізм травмування (біомеханічна характеристика);

— містить інформацію про тяжкість травми;

— керівництво з тактики лікування.

### *Характеристики:*

— клінічні, що легко диференціюються;

— рентгенографічні, що диференціюються;

— відмітні клінічні;

— відмітні патологічні.

### *Неврологічні чинники:*

— описує картину неврологічного ушкодження;

— розрізняє етіологію неврологічних розладів;

— визначає ступінь тяжкості неврологічного ушкодження.

### *Оцінює:*

— ступінь тяжкості ушкодження зв'язок;

— ступінь тяжкості кісткової травми;

— об'єднує анатомічну картину характеру перелому.

### *Прогностичні чинники:*

— прогнозує кінцеві результати лікування;

— прогнозує ризик деформації;

— прогнозує ризик вторинного ушкодження невральних структур;

— прогнозує загальну тенденцію розвитку захворювання;

— є інструментом для майбутніх досліджень.

Зрозуміло, що розробка класифікації, яка б задовольняла всім зазначеним вимогам, є нездійсненним завданням. Необхідний рівень деталізації зробив би застосування такої системи у клінічній практиці практично неможливим.

У 2010 р. J.J. van Middendorp та співавт. запропонували менший перелік критеріїв, які більшою мірою задовольняють вимогам доказової медицини [53].

1. Чіткі визначення без двозначності та свободи тлумачення. Класифікація не має містити суб'єктивні терміни, такі як «мінімальний», «проміжний» або «тяжкий», які можна трактувати на підставі власного досвіду [54]. Ідеальна система класифікації має забезпечувати мінімальну варіабельність між фахівцями з різним клінічним досвідом [55].

2. Всеохоплюючі та взаємозаперечні категорії. Система класифікації має охоплювати всі ушкодження клінічно значущих структур. З'ясування того, які саме структури є клінічно значущими, потребує додаткової верифікації. Певна травма хребта має бути віднесена лише до однієї категорії [56].

3. Чітко розпізнавальні репрезентативні графічні ілюстрації. Оскільки класифікації переломів переважно ґрунтуються на діагностичних зображеннях, графічні ілюстрації є ефективним засобом спрощення та роз'яснення [57].

4. Простота та практичність для рутинного використання. В ідеалі система класифікації не має містити велику кількість параметрів, кожен із яких потребує різних комплексних чи економічно неефективних діагностичних втручань [58].

5. Обмежена кількість категорій. Пошук ідеальної системи класифікації завжди ускладнювався існуванням протиріччя між великою кількістю можливих патернів ушкодження хребта, скороченням інформації та клінічною значущістю. Показано, що надійність системи класифікації знижується зі збільшенням кількості

підкатегорій [59]. Для чіткого ієрархічного розуміння підкатегорії в ідеалі мають містити докладніші характеристики травм, ніж основні категорії.

6. Характеризується збільшенням ступеня тяжкості. Клінічна користь класифікації травм хребта поліпшується, якщо категорії ранжують за ступенем тяжкості. Це може вказувати на необхідність складнішої терапії, найгірший прогноз або підвищений ризик ускладнень [58].

7. Кожна (під)категорія має літерно-цифровий код. Застосування системи класифікації літерно-цифрового кодування є остаточним методом стиснення інформації про характеристики травм [57]. Ефективність літерно-цифрової системи кодування у тому, що вона використовує візуалізацію категорій травм лікарями, яка ґрунтується лише на декількох символах.

8. Характеристики ушкодження легко помітні на діагностичних зображеннях.

Однак об'єктивно та чітко сформульовані критерії в більшості випадків оцінюють суб'єктивно. Нині єдиними об'єктивними критеріями оцінки класифікації є її надійність і точність [60].

Надійність або відтворюваність класифікації означає, що різні фахівці повинні мати змогу отримувати однакові результати при використанні класифікації (inter-rater reliability) або один користувач повинен мати можливість отримувати узгоджені результати, класифікуючи одні й ті самі переломи у різний час (intra-rater reliability). Основною умовою досягнення високої відтворюваності є обмежена кількість легко та чітко диференційованих критеріїв, комбінація яких точно і недвозначно визначає класифікаційну категорію.

Точність класифікації характеризує, наскільки точно комбінація запропонованих критеріїв дає змогу визначити справжній характер ушкодження. Однак оцінка надійності системи класифікації переломів не гарантує точності.

Обидва описані параметри можуть бути розраховані статистичними методами і відповідно мають цифрове відображення. У більшості випадків як критерій оцінки використовується коефіцієнт  $\kappa$ , а саме Cohen's kappa для оцінки двох серій або Fleiss' kappa для більшості кількості серій [61].

Щодо класифікацій травматичних ушкоджень хребта взагалі та груднопоперекового відділу зокрема у більшості досліджень оцінюють лише відтворюваність, тобто inter-rater та intra-rater reliability, тоді як точність залишається абстрактним показником. Це пояснюється, ймовірно, тим, що розрахунок точності класифікації передбачає порівняння отриманих експертом даних з істинними чи фактичними. Істинність певного типу травматичного ушкодження визначається лише іншим експертом, тобто думка є суб'єктивною.

Трактування значень коефіцієнта  $\kappa$  неоднозначне [60]. Більшість авторів застосовують градації, запропоновані J.R. Landis та G.G. Koch або J.L. Fleiss [62, 63]. Існують й інші методи оцінки коефіцієнта  $\kappa$  (табл. 2).

Наведені дані демонструють, що  $\kappa > 0,4$ , а в інших трактуваннях —  $> 0,5$  свідчить про середню узгодженість думок експертів, що достатньо для використання класифікації у клінічній практиці [68]. З іншого боку, наприклад, R.W. Sanders не рекомендує застосовувати системи оцінки із загальною узгодженістю  $< 0,55$ , оскільки це може призвести до значної кількості тактичних помилок [69].

Однак фактичне значення коефіцієнта  $\kappa$  великою мірою залежить від кількості класифікаційних категорій, тобто рівня деталізації, кількості експертів і аналізованих клінічних випадків, тому граничне значення 0,55 є не абсолютним [70].

Система F. Magerl та співавт. була запропонована в 1994 р. Хоча тоді вже існували методи валідазації класифікацій, вони не мали значного поширення. Тому, незважаючи на тривале активне використання зазначеної класифікації в клінічній практиці, є обмежена кількість публікацій, присвячених оцінці її відтворюваності. У цьому аспекті запропоновані пізніше Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score (2005) і AOSpine thoracolumbar spine injury classification system (2014) значно більш вивчені [12, 71].

Одна з перших праць, присвячених оцінці надійності класифікації F. Magerl та співавт., опублікована в 1999 р. групою дослідників на чолі з M. Blauth [59]. У дослідження було залучено 22 шпиталі, експертам пропонувалося оцінити 14 клінічних випадків за даними

**Таблиця 2. Варіанти трактування показника каппа**

| Автори                        | Коефіцієнт $\kappa$ |   |     |       |       |     |      |     |     | Кількість досліджень |
|-------------------------------|---------------------|---|-----|-------|-------|-----|------|-----|-----|----------------------|
|                               | < 0                 | 0 | 0,2 | 0,4   | 0,5   | 0,6 | 0,75 | 0,8 | 1,0 |                      |
| Landis J.R. та Koch G.G. [63] | П                   | Н | З   | С     | Зн    | В   |      |     |     | 26                   |
| Altman D.G. [64]              | П                   |   | З   | С     | Х     | ДХ  | І    |     |     | 1                    |
| Fleiss J.L. [62]              | П                   |   |     | С — Х |       | В   | І    |     |     | 3                    |
| Svanholm H. та співавт. [65]  | П                   |   |     | З     | Х — В | І   |      |     |     | 4                    |
| Martin J.S. та співавт. [66]  | П                   |   |     | З — Х | В     | І   |      |     |     | 1                    |
| Brage M.E. та співавт. [67]   | П                   |   |     | Х     | В     | І   |      |     |     | 1                    |

**Примітки:** П — поганий; Н — незначний; З — задовільний; С — середній; Зн — значний; В — відмінний; Х — хороший; ДХ — дуже хороший; І — ідеальний.

спондилограм і комп'ютерними томограмами. Оцінювали лише inter-rater reliability. Отримані дані свідчать, що при визначенні лише типу ушкодження к дорівнювала 0,33, при визначенні групи — 0,27, при визначенні підгрупи першого рівня — 0,22, при визначенні підгрупи другого рівня — 0,21.

У 2002 р. F.C. Oner та співавт. опублікували результати оцінки inter-rater та intra-rater reliability класифікації [70]. Автори використали результати обстеження 53 пацієнтів. Оцінку проводили спінальний ортопед-травматолог, травматолог, нейрорадіолог та 2 резиденти ортопеди. Спочатку використовували комбінацію спондилографії в стандартних проєкціях і дані спіральної комп'ютерної томографії (СКТ). Повторну оцінку проводили через 6–8 тижнів. Крім того, через 3 міс. виконано аналогічне дослідження, але використано дані спондилографії та магнітно-резонансної томографії (МРТ). Установлено, що величина  $\kappa$  для класифікації загалом за показником inter-rater reliability вище при використанні даних СКТ, ніж МРТ, — 0,31 (95% довірчий інтервал (ДІ) 0,16–0,50) та 0,28 (95% ДІ 0,17–0,41) відповідно, тоді як при диференціюванні тип А/не тип А інформативнішими були дані МРТ (0,42 (95% ДІ 0,15–0,63)) порівняно із даними СКТ (0,34 (95% ДІ 0,08–0,71)). Показник intra-rater reliability для всієї класифікації становив 0,47 (95% ДІ 0,33–0,79), при визначенні типу А/не типу А — 0,45 (95% ДІ 0,11–0,76).

Дещо пізніше, у 2005 р., K.B. Wood та співавт. опублікували результати великого дослідження [72]. Автори порівнювали відтворюваність класифікації F. Magerl та співавт. і попередньої класифікації F. Denis [16]. У дослідженні взяли участь 19 фахівців, 13 з яких були ортопедами-травматологами, 6 — нейрохірургами. Оцінювали результати обстеження 31 пацієнта. Експертам надавали інформацію про обставини отримання травми, результати фізикального огляду, дані спондилографії та СКТ без зазначення прізвища пацієнта. Повторну оцінку проводили через 3 міс. Установлено 48 типів ушкоджень, зазначених хоча б одноразово. Показник  $\kappa$  для inter-rater reliability при рівні деталізації до типу ушкодження становив 0,475 (95% ДІ 0,389–0,598), при деталізації до рівня групи — 0,537 (95% ДІ 0,331–0,685). Значення intra-rater reliability — 0,63.

Вплив клінічних даних на узгодженість отриманих експертами результатів вивчили J.J. Kriek і S. Govenader [73]. Проаналізовано результати верифікації характеру ушкоджень 148 пацієнтів (150 переломів) 6 резидентами-ортопедами. На першому етапі експертам надавали результати лише цифрових спондилограм, при цьому  $\kappa$  inter-rater reliability становила 0,291. Через 3 міс. проведено повторне визначення типу ушкоджень, але додатково надано дані про стать, вік, обставини отримання травми, результати загального огляду та рівень неврологічних розладів, ранжированих за шкалою Frankel [74]. У цьому випадку показник узгодженості становив 0,403. Діапазон intra-rater reliability — 0,18–0,49. Автори

дійшли висновку, що наявність клінічних даних значно поліпшує точність верифікації характеру ушкодження.

У 2009 р. C.J. Lenarz та співавт. опублікували дослідження відтворюваності трьох класифікацій — F. Denis, F. Magerl та співавт. і Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score. Проведено оцінку 97 травматичних ушкоджень 21 спеціалістом різного рівня кваліфікації. Експертам надавали дані спондилографії, комп'ютерної томографії та результати оцінки неврологічного статусу. Щодо класифікації F. Magerl та співавт. отримано такі дані:  $\kappa$  показника inter-rater reliability залежно від кваліфікації експертів становила від 0,52 до 0,77, тоді як intra-rater reliability — від 0,53 до 0,76.

Схожі результати отримано в дослідженні P.L. Bazán і співавт. [75]. Оцінювали результати спондилографії, СКТ і МРТ 30 пацієнтів. Середнє значення коефіцієнта для міжекспертної узгодженості становило 0,666, при повторній верифікації кожним експертом — 0,67.

M. Pishnamaz та співавт. у 2015 р. опублікували результати мультицентрового дослідження, проведеного у Німеччині та Нідерландах [76]. Експертами були 12 хірургів, які спеціалізувалися на травматичних ушкодженнях хребта. Оцінювали травматичні ушкодження груднопоперекового переходу у 91 пацієнта, а також розглядали оптимальні, на думку фахівців, методи лікування. Установлено, що середня для двох країн  $\kappa$  inter-rater reliability при визначенні типу ушкодження становила 0,45, при визначенні групи — 0,23, при визначенні підгрупи 1-го рівня — 0,11. Крім того, виявлено значні відмінності у тактичних підходах до лікування постраждалих.

Досі актуальним є дослідження, опубліковане у 2017 р. C.A. Costa Marques та співавт. [77]. Дослідники проаналізували міжекспертну відтворюваність результатів обстеження 98 пацієнтів, ранжованих за допомогою трьох різних класифікацій, зокрема F. Magerl та співавт. Ступінь деталізації характеру ушкодження — до підгрупи 1-го рівня. Каппа inter-rater reliability становила 0,385.

Зведені результати зазначених вище досліджень наведено в табл. 3. У разі наявності різних дизайнів у межах одного дослідження наведено максимальні результати.

Аналіз наведених даних дає змогу зробити декілька висновків щодо надійності аналізованої класифікації:

- використання додаткових даних про пацієнта, таких як стать, вік, маса тіла, обставини отримання травми та неврологічний статус, дає змогу підвищити точність верифікації ушкодження;

- для поліпшення відтворюваності доцільно використовувати повний комплекс доступних методів нейровізуалізації, оскільки саме МРТ дає змогу виявити ушкодження зв'язково-капсульного апарату, що часто змінює навіть тип ушкодження;

- серед існуючих публікацій нами не виявлено жодного дослідження, у якому наведено показники від-



творюваності у межах класів, груп тощо, тоді як при аналізі сучасніших систем ранжування це фактично є стандартом. Тому складності, що виникають при виявленні будь-яких типів ушкоджень, практично неможливо аналізувати;

— відтворюваність характеру ушкодження при високому рівні деталізації є вкрай незначною (див. табл. 3), що фактично нівелює клінічну значущість цих розділів класифікації.

Деякі автори розглядають конструктивну валідність як обов'язкову умову використання будь-якої класифікації в межах доказової медицини. При цьому під конструктивною валідністю розуміють наявність чіткого взаємозв'язку між категоріями переломів та відповідними наслідками для пацієнтів у контексті конкретних методів лікування. Проведений нами аналіз літератури не виявив будь-яких алгоритмів лікування травматичних ушкоджень грудопоперекового відділу хребта, зокрема зони грудопоперекового переходу, що ґрунтуються на категоріях аналізованої класифікації.

У 1999 р. F.C. Oner та співавт. провели порівняння ступеня та характеру ушкодження різних анатомічних структур хребетно-рухового сегмента і варіанта ушкодження, визначеного за класифікацією F. Magerl та співавт. [79]. За даними МРТ дослідники оцінювали ураження передньої та задньої поздовжніх зв'язок, тіла хребця за 3-бальною шкалою, заднього лігаментозного

комплексу, верхньої та нижньої замикальних пластинок, а також міжхребцевого диска за 4-бальною шкалою у 100 пацієнтів з травматичним ушкодженням грудопоперекового відділу хребта. Отримані результати порівнювали з видами травм, що відповідають підгрупі 1-го рівня класифікації. Автори не виявили статистично значущої кореляції і дійшли висновку, що класифікаційні категорії не можуть бути використані для визначення характеру та ступеня ушкодження окремих анатомічних структур ураженого хребетно-рухового сегмента.

Дослідження біомеханіки ушкодження грудопоперекового переходу проведено L. Fradet та співавт. [80]. Використовуючи комп'ютерну кінцево-елементну модель фрагмента T12–L2 хребта, автори вивчали зміни анатомічних структур під впливом різноманітних навантажень. Досліджено 51 комбінацію варіантів навантаження (компресія, дистракція, ротація та зсув) у трьох площинах за різної швидкості застосування травматувального зусилля. Авторам вдалося відтворити більшість патернів ушкодження, що відповідають підгрупі 1-го рівня класифікації F. Magerl та співавт.

Висновки

Наведені в цьому огляді дані свідчать про те, що класифікація F. Magerl та співавт. надає вичерпну характеристику можливих патоморфологічних варіантів травматичних ушкоджень грудопоперекового відділу

Таблиця 3. Значення показника відтворюваності класифікації F. Magerl та співавт. за даними різних досліджень

| Автор                           | Кількість випадків | Кількість експертів | Вихідні дані    | К     |       |                     |                     |
|---------------------------------|--------------------|---------------------|-----------------|-------|-------|---------------------|---------------------|
|                                 |                    |                     |                 | Тип   | Група | Підгрупа 1-го рівня | Підгрупа 2-го рівня |
| Inter-rater reliability         |                    |                     |                 |       |       |                     |                     |
| Blauth M. та співавт. [59]      | 14                 | 22                  | R, CKT          | 0,33  | 0,27  | 0,22                | 0,21                |
| Oner F.C. та співавт. [70]      | 53                 | 5                   | R, CKT + R, MPT | 0,31  |       |                     |                     |
| Wood K.B. та співавт. [72]      | 31                 | 19                  | R, CKT          | 0,475 | 0,537 |                     |                     |
| Kriek J.J. і Govender S. [73]   | 150                | 6                   | R               | 0,403 |       |                     |                     |
| Lenarz C.J. та співавт. [78]    | 97                 | 21                  | R, CKT          | 0,77  |       |                     |                     |
| Bazán P.L. та співавт. [75]     | 30                 | 3                   | R, CKT, MPT     | 0,67  |       |                     |                     |
| Pishnamaz M. та співавт. [76]   | 91                 | 12                  | R, CKT          | 0,45  | 0,23  | 0,11                |                     |
| Marques C.A.C. та співавт. [77] | 98                 | 4                   | R, CKT          |       |       | 0,385               |                     |
| Intra-rater reliability         |                    |                     |                 |       |       |                     |                     |
| Oner F.C. та співавт. [70]      | 53                 | 5                   | R, CKT + R, MPT | 0,42  |       |                     |                     |
| Wood K.B. та співавт. [72]      | 31                 | 19                  | R, CKT          | 0,63  |       |                     |                     |
| Kriek J.J. і Govender S. [73]   | 150                | 6                   | R               | 0,334 |       |                     |                     |
| Lenarz C.J. та співавт. [78]    | 97                 | 21                  | R, CKT          | 0,7   |       |                     |                     |
| Bazán P.L. та співавт. [75]     | 30                 | 3                   | R, CKT, MPT     | 0,66  |       |                     |                     |

Примітка: R — спондилографія у двох стандартних проекціях.

хребта. Актуальність описаних видів травм підтверджена як експериментальними біомеханічними, так і численними клінічними дослідженнями.

Рівень відтворюваності класифікації, за даними різних дослідників, значно варіює, але статистично значуще знижується з підвищенням ступеня деталізації ушкодження. Недоцільно використовувати клінічно варіанти ушкодження, що відповідають підгрупі 1-го рівня класифікації, а також деталізованіші, про що свідчить вкрай низький рівень узгодженості думок експертів. Використання результатів МРТ, а також клінічних даних підвищує точність визначення варіантів травм.

Класифікація характеризується слабкою конструктивною валідністю, оскільки на її основі так і не було розроблено відносного або абсолютного алгоритму лікувальних заходів при ушкодженні грудопоперекового переходу та загалом грудопоперекового відділу хребта.

Незважаючи на недоліки та впровадження простіших і сучасніших систем ранжування, класифікація не втратила актуальності та досить часто використовується для розробки або оптимізації методів лікування травматичних ушкоджень, найхарактерніших саме для зони грудопоперекового переходу.

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

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

**Етичні норми.** Ця стаття являє собою огляд літератури, тому схвалення етичного комітету не потребує.

## Список літератури

1. den Ouden L.P., Smits A.J., Stadhouder A., Feller R., Deunk J., Bloemers F.W. *Epidemiology of Spinal Fractures in a Level One Trauma Center in the Netherlands. A 10 Years Review.* *Spine (Phila Pa 1976).* 2019. 44(10). 732-739. doi: 10.1097/BRS.0000000000002923, PMID: 30395086.
2. Hasler R.M., Exadaktylos A.K., Bouamra O., Benneker L.M., Clancy M., Sieber R., et al. *Epidemiology and predictors of spinal injury in adult major trauma patients. European cohort study.* *Eur. Spine J.* 2011. 20(12). 2174-2180. doi: 10.1007/s00586-011-1866-7, PMID: 21644051.
3. Knutsdottir S., Thorisdottir H., Sigvaldason K., Jonsson H., Jr., Bjornsson A., Ingvarsson P. *Epidemiology of traumatic spinal cord injuries in Iceland from 1975 to 2009.* *Spinal Cord.* 2012. 50(2). 123-126. doi: 10.1038/sc.2011.105, PMID: 21946442.
4. Mehrpour S.R., Nabian M.H., Oryadi Zanjani L., Foroughmand-Araabi M.H., Shahryar Kamrani R. *Descriptive epidemiology of traumatic injuries in 18890 adults: a 5-year-study in a tertiary trauma center in iran.* *Asian J. Sports Med.* 2015. 6(1). e23129. doi: 10.5812/asj.23129, PMID: 25883772.
5. Smith H.E., Anderson D.G., Vaccaro A.R., Albert T.J., Hilibrand A.S., Harrop J.S., et al. *Anatomy, Biomechanics, and Classification of Thoracolumbar Injuries. Seminars in Spine Surgery.* 2010. 22(1). 2-7. doi: 10.1053/j.semss.2009.10.001.
6. Rudol G., Gummerson N.W. (ii) *Thoracolumbar spinal fractures. review of anatomy, biomechanics, classification and treatment.* *Orthopaedics and Trauma.* 2014. 28(2). 70-78. doi: 10.1016/j.mporth.2014.01.003.
7. Xu G.J., Li Z.J., Ma J.X., Zhang T., Fu X., Ma X.L. *Anterior versus posterior approach for treatment of thoracolumbar burst fractures: a meta-analysis.* *Eur. Spine J.* 2013. 22(10). 2176-2183. doi: 10.1007/s00586-013-2987-y, PMID: 24013718.
8. Zhu C., Wang B., Yin J., Liu X.H. *A comparison of three different surgery approaches and methods for neurologically intact thoracolumbar fractures: a retrospective study.* *Journal of Orthopaedic Surgery and Research.* 2021. 16(1). 306. doi: 10.1186/s13018-021-02459-6, PMID: 33971921.
9. Gomleksiz C. *Thoracolumbar Fractures. A Review of Classifications and Surgical Methods.* *Journal of Spine.* 2015. 04(04). doi: 10.4172/2165-7939.1000250.
10. Baaj A.A., Reyes P.M., Yaqoobi A.S., Uribe J.S., Vale F.L., Theodore N., et al. *Biomechanical advantage of the index-level pedicle screw in unstable thoracolumbar junction fractures.* *J. Neurosurg. Spine.* 2011. 14(2). 192-197. doi: 10.3171/2010.10.SPINE10222, PMID: 21214311.
11. Aebi M. *Classification of thoracolumbar fractures and dislocations.* *Eur. Spine J.* 2010. 19 Suppl. 1. S2-7. doi: 10.1007/s00586-009-1114-6, PMID: 19851793.
12. 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.
13. Slynko I.I., Nekhlopochyn O.S., Verbov V.V. *The classifications of subaxial cervical spine traumatic injuries. Part 3. The Cervical Spine Injury Severity Score (CSISS).* *Ukrainian Neurosurgical Journal.* 2020. 26(2). 14-23. doi: 10.25305/unj.193160.
14. 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.
15. Whitesides T.E., Jr. *Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine.* *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1977(128). 78-92. PMID: 340100.
16. Denis F. *The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries.* *Spine (Phila Pa 1976).* 1983. 8(8). 817-831. doi: 10.1097/00007632-198311000-00003, PMID: 6670016.
17. Nicoll E.A. *Fractures of the dorso-lumbar spine.* *J. Bone Joint Surg. Br.* 1949. 31B(3). 376-394. PMID: 18148776.
18. Shen W.J., Shen Y.S. *Nonsurgical treatment of three-column thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit.* *Spine (Phila Pa 1976).* 1999. 24(4). 412-415. doi: 10.1097/00007632-199902150-00024, PMID: 10065527.
19. Vordemvenne T., Wahnert D., Klingebiel S., Lohmayer J., Hartensuer R., Raschke M.J., et al. *Differentiation of Traumatic Osteoporotic and Non-Osteoporotic Vertebral AO A3 Fractures by Analyzing the Posterior Edge Morphology — A Retrospective Feasibility Study.* *Journal of Clinical Medicine.* 2020. 9(12). doi: 10.3390/jcm9123910, PMID: 33276462.

20. Hubner A.R., Garcia M.M., Maia R.A.V., Gasparin D., Israel C.L., Spinelli L.D.F. Mechanical Behavior of Thoracolumbar Coronal Split Fractures. Finite Element Analysis. *Coluna/Columna*. 2020. 19(3). 205-208. doi: 10.1590/s1808-185120201903223027.
21. Lindahl S., Willen J., Nordwall A., Irtam L. The crush-cleavage fracture. A «new» thoracolumbar unstable fracture. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1983. 8(6). 559-569. doi: 10.1097/00007632-198309000-00001, PMID: 6648705.
22. Koay J., Davis D.D., Hogg J.P. Chance Fractures. In: *StatPearls. Treasure Island (FL). StatPearls Publishing*. 2022.
23. Chance G.Q. Note on a type of flexion fracture of the spine. *The British Journal of Radiology*. 1948. 21(249). 452. doi: 10.1259/0007-1285-21-249-452, PMID: 18878306.
24. Denis F., Burkus J.K. Shear fracture-dislocations of the thoracic and lumbar spine associated with forceful hyperextension (lumberjack paraplegia). *Spine (Phila Pa 1976)*. 1992. 17(2). 156-161. doi: 10.1097/00007632-199202000-00007, PMID: 1553586.
25. Fattahi A., Mohajeri S.M.R., Daneshi A., Shahivand A. Hyperextension thoracic spine fracture with complete neurological recovery after surgical fixation. A case report. *Surg. Neurol. Int.* 2020. 11. 137. doi: 10.25259/SNI\_226\_2020, PMID: 32547824.
26. Azam M.Q., Sadat-Ali M. The Concept of Evolution of Thoracolumbar Fracture Classifications Helps in Surgical Decisions. *Asian Spine J.* 2015. 9(6). 984-994. doi: 10.4184/asj.2015.9.6.984, PMID: 26713135.
27. Choi Y.H., Pee Y.H., Jang I.-T. Percutaneous vertebroplasty. can it be an alternative treatment option for thoracolumbar burst fractures? *Journal of Korean Society of Geriatric Neurosurgery*. 2021. 16(2). 67-70. doi: 10.51638/jksgn.20.00472.
28. Gaye M., Ilunga R.M., Sylla N.F., Ouimanga H.A.K., Fondo A.I., Sakho Y. Thoracic and Lumbar Spine Fracture, Type C of Magerl. About Two Cases and Review of Literature. *Open Journal of Orthopedics*. 2020. 10(08). 172-178. doi: 10.4236/ojo.2020.108020.
29. Medici A., Meccariello L., Falzarano G. Non-operative vs. percutaneous stabilization in Magerl's A1 or A2 thoracolumbar spine fracture in adults. is it really advantageous for a good alignment of the spine? Preliminary data from a prospective study. *Eur. Spine J.* 2014. 23 Suppl. 6. 677-683. doi: 10.1007/s00586-014-3557-7, PMID: 25212447.
30. Verheyden A.P., Spiegl U.J., Ekkerlein H., Gercek E., Hauck S., Josten C., et al. Treatment of Fractures of the Thoracolumbar Spine. Recommendations of the Spine Section of the German Society for Orthopaedics and Trauma (DGOU). *Global Spine J.* 2018. 8(2 Suppl.). 34S-45S. doi: 10.1177/2192568218771668, PMID: 30210959.
31. Altay M., Ozkurt B., Aktekin C.N., Ozturk A.M., Dogan O., Tabak A.Y. Treatment of unstable thoracolumbar junction burst fractures with short- or long-segment posterior fixation in magerl type a fractures. *Eur. Spine J.* 2007. 16(8). 1145-1155. doi: 10.1007/s00586-007-0310-5, PMID: 17522216.
32. Hoffmann C., Spiegl U.J., Paetzold R., Devitt B., Hauck S., Weiss T., et al. Long-term results after thoracoscopic anterior spondylodesis with or without posterior stabilization of unstable incomplete burst fractures of the thoracolumbar junction. A prospective cohort study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2020. 15(1). 412. doi: 10.1186/s13018-020-01807-2, PMID: 32933516.
33. Jaiswal N.K., Kumar V., Puvanesarajah V., Dagar A., Prakash M., Dhillon M., et al. Necessity of Direct Decompression for Thoracolumbar Junction Burst Fractures with Neurological Compromise. *World Neurosurg.* 2020. 142. e413-e419. doi: 10.1016/j.wneu.2020.07.069, PMID: 32688041.
34. Kalra R.R., Schmidt M.H. The Role of a Miniopen Thoracoscopic-assisted Approach in the Management of Burst Fractures Involving the Thoracolumbar Junction. *Neurosurg. Clin. N. Am.* 2017. 28(1). 139-145. doi: 10.1016/j.nec.2016.07.006, PMID: 27886875.
35. Olivier E., Beldame J., Ould-Slimane M., Puech N., Lefebvre B., Marouteau-Pasquier N., et al. [Treatment of thoracolumbar junction burst fractures (Magerl A3) by balloon kyphoplasty. anatomic study]. *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 2007. 93(7). 666-673. doi: 10.1016/s0035-1040(07)73251-8, PMID: 18065877.
36. Ray W.Z., Krisht K.M., Dailey A.T., Schmidt M.H. Clinical outcomes of unstable thoracolumbar junction burst fractures. combined posterior short-segment correction followed by thoracoscopic corpectomy and fusion. *Acta Neurochir. (Wien)*. 2013. 155(7). 1179-1186. doi: 10.1007/s00701-013-1737-6, PMID: 23677637.
37. Reid D.C., Hu R., Davis L.A., Saboe L.A. The nonoperative treatment of burst fractures of the thoracolumbar junction. *J. Trauma*. 1988. 28(8). 1188-1194. doi: 10.1097/00005373-198808000-00009, PMID: 3411642.
38. Shen W.J., Liu T.J., Shen Y.S. Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001. 26(9). 1038-1045. doi: 10.1097/00007632-200105010-00010, PMID: 11337622.
39. Rajasekaran S., Kanna R.M., Shetty A.P. Management of thoracolumbar spine trauma. An overview. *Indian J. Orthop.* 2015. 49(1). 72-82. doi: 10.4103/0019-5413.143914, PMID: 25593358.
40. Ren E.H., Deng Y.J., Xie Q.Q., Li W.Z., Shi W.D., Ma J.L., et al. Anterior versus posterior decompression for the treatment of thoracolumbar fractures with spinal cord injury. A Meta-analysis. *Zhongguo Gu Shang*. 2019. 32(3). 269-277. doi: 10.3969/j.issn.1003-0034.2019.03.015, PMID: 30922012.
41. Verlaan J.J., Diekerhof C.H., Buskens E., van der Tweel I., Verbout A.J., Dhert W.J., et al. Surgical treatment of traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine. A systematic review of the literature on techniques, complications, and outcome. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004. 29(7). 803-814. doi: 10.1097/01.brs.0000116990.31984.a9, PMID: 15087804.
42. Zhu Q., Shi F., Cai W., Bai J., Fan J., Yang H. Comparison of Anterior Versus Posterior Approach in the Treatment of Thoracolumbar Fractures. A Systematic Review. *International Surgery*. 2015. 100(6). 1124-1133. doi: 10.9738/INTSURG-D-14-00135.1, PMID: 26414835.
43. Ahsan M.K., Mamun A.A., Zahangiri Z., Awwal M.A., Khan S.I., Zaman N., et al. Short-segment versus Long-segment Stabilization for Unstable Thoracolumbar Junction Burst Fractures. *Mymensingh Medical Journal. MMJ*. 2017. 26(4). 762-774. PMID: 29208863.



44. Dobran M., Nasi D., Brunozzi D., di Somma L., Gladi M., Iacoangeli M., et al. Treatment of unstable thoracolumbar junction fractures. short-segment pedicle fixation with inclusion of the fracture level versus long-segment instrumentation. *Acta Neurochir. (Wien)*. 2016. 158(10). 1883-1889. doi: 10.1007/s00701-016-2907-0, PMID: 27541493.
45. Park S.J., Lee C.S., Park J.S., Lee K.J. Should Thoracolumbar Junction Be Always Avoided as Upper Instrumented Vertebra in Long Instrumented Fusion for Adult Spinal Deformity? Risk Factor Analysis for Proximal Junctional Failure. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2020. 45(10). 686-693. doi: 10.1097/BRS.0000000000003364, PMID: 31842105.
46. Waqar M., Van-Popta D., Barone D.G., Bhojak M., Pillay R., Sarsam Z. Short versus long-segment posterior fixation in the treatment of thoracolumbar junction fractures. a comparison of outcomes. *British Journal of Neurosurgery*. 2017. 31(1). 54-57. doi: 10.1080/02688697.2016.1206185, PMID: 27387358.
47. Wu Y., Chen C.H., Tsuang F.Y., Lin Y.C., Chiang C.J., Kuo Y.J. The stability of long-segment and short-segment fixation for treating severe burst fractures at the thoracolumbar junction in osteoporotic bone. A finite element analysis. *PLoS One*. 2019. 14(2). e0211676. doi: 10.1371/journal.pone.0211676, PMID: 30716122.
48. Fischer B.W., Brantigan J.W. Fracture dislocation of the spine at the thoracolumbar junction. *The Nebraska Medical Journal*. 1996. 81(12). 429-431. PMID: 9046795.
49. Liu Y.J., Chang M.C., Wang S.T., Yu W.K., Liu C.L., Chen T.H. Flexion-distraction injury of the thoracolumbar spine. *Injury*. 2003. 34(12). 920-923. doi: 10.1016/s0020-1383(02)00396-0, PMID: 14636735.
50. Aihara T., Takahashi K., Yamagata M., Moriya H. Fracture-dislocation of the fifth lumbar vertebra. A new classification. *J. Bone Joint Surg. Br*. 1998. 80(5). 840-845. doi: 10.1302/0301-620x.80b5.8657, PMID: 9768895.
51. Kepler C.K., Vaccaro A.R., Schroeder G.D., Kerner J.D., Vialle L.R., Aarabi B., et al. The Thoracolumbar AOSpine Injury Score. *Global Spine J*. 2016. 6(4). 329-334. doi: 10.1055/s-0035-1563610, PMID: 27190734.
52. Mirza S.K., Mirza A.J., Chapman J.R., Anderson P.A. Classifications of thoracic and lumbar fractures: rationale and supporting data. *J. Am. Acad. Orthop. Surg*. 2002. 10(5). 364-377. doi: 10.5435/00124635-200209000-00008, PMID: 12374487.
53. van Middendorp J.J., Audige L., Hanson B., Chapman J.R., Hosman A.J. What should an ideal spinal injury classification system consist of? A methodological review and conceptual proposal for future classifications. *Eur. Spine J*. 2010. 19(8). 1238-1249. doi: 10.1007/s00586-010-1415-9, PMID: 20464432.
54. Martin J, Marsh J.L., Nepola J.V., Dirschl D.R., Hurwitz S., DeCoster T.A. Radiographic fracture assessments. which ones can we reliably make? *J. Orthop. Trauma*. 2000. 14(6). 379-385. doi: 10.1097/00005131-200008000-00001, PMID: 11001410.
55. Committee M., Burns S., Biering-Sorensen F., Donovan W., Graves D.E., Jha A., et al. International standards for neurological classification of spinal cord injury, revised 2011. *Top. Spinal. Cord. Inj. Rehabil*. 2012. 18(1). 85-99. doi: 10.1310/sci1801-85, PMID: 23460761.
56. Wright J.G., Feinstein A.R. Improving the reliability of orthopaedic measurements. *J. Bone Joint Surg. Br*. 1992. 74(2). 287-291. doi: 10.1302/0301-620x.74b2.1544971, PMID: 1544971.
57. Heim U., Müller M.E., Nazarian S., Koch P. Classification AO des fractures. 1. Les os longs. Berlin-Heidelberg. Springer. 1987.
58. Meinberg E.G., Agel J., Roberts C.S., Karam M.D., Kellam J.F. Fracture and Dislocation Classification Compendium-2018. *J. Orthop. Trauma*. 2018. 32 Suppl. 1. S1-S170. doi: 10.1097/BOT.0000000000001063, PMID: 29256945.
59. Blauth M., Bastian L., Knop C., Lange U., Tusch G. Inter-observer reliability in the classification of thoraco-lumbar spinal injuries. *Orthopade*. 1999. 28(8). 662-681. doi: 10.1007/s001320050397, PMID: 10506370.
60. Audige L., Bhandari M., Kellam J. How reliable are reliability studies of fracture classifications? A systematic review of their methodologies. *Acta Orthop. Scand*. 2004. 75(2). 184-194. doi: 10.1080/00016470412331294445, PMID: 15180234.
61. McHugh M.L. Interrater reliability. The kappa statistic. *Biochemia Medica*. 2012. 22(3). 276-282. PMID: 23092060.
62. Fleiss J.L. Statistical Methods for Rates and Proportions. Second Edition. New York. Wiley, John and Sons, Incorporated, 1981. 336 p.
63. Landis J.R., Koch G.G. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977. 33(1). 159-174. PMID: 843571.
64. Altman D.G. Practical Statistics for Medical Research. New York. Chapman and Hall/CRC. 1990.
65. Svanholm H., Starklint H., Gundersen H.J., Fabricius J., Barlebo H., Olsen S. Reproducibility of histomorphologic diagnoses with special reference to the kappa statistic. *APMIS: Acta Pathologica, Microbiologica, et Immunologica Scandinavica*. 1989. 97(8). 689-698. doi: 10.1111/j.1699-0463.1989.tb00464.x, PMID: 2669853.
66. Martin J.S., Marsh J.L. Current classification of fractures. Rationale and utility. *Radiol. Clin. North Am*. 1997. 35(3). 491-506. PMID: 9167660.
67. Brage M.E., Rockett M., Vraney R., Anderson R., Toldano A. Ankle fracture classification: a comparison of reliability of three X-ray views versus two. *Foot & Ankle International*. 1998. 19(8). 555-562. doi: 10.1177/107110079801900809, PMID: 9728704.
68. Curfs I., Schotanus M., Vanh W.L.W., Heijmans M., Deb R.A., Vanr L.W., et al. Reliability and Clinical Usefulness of Current Classifications in Traumatic Thoracolumbar Fractures. A Systematic Review of the Literature. *International Journal of Spine Surgery*. 2020. 14(6). 956-969. doi: 10.14444/7145, PMID: 33560256.
69. Sanders R.W. The Problem with Apples and Oranges. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 1997. 11(7). 465-466. PMID: 00005131-199710000-00001.
70. Oner F.C., Ramos L.M., Simmermacher R.K., Kingma P.T., Diekerhof C.H., Dhert W.J., et al. Classification of thoracic and lumbar spine fractures. problems of reproducibility. A study of 53 patients using CT and MRI. *Eur. Spine J*. 2002. 11(3). 235-245. doi: 10.1007/s00586-001-0364-8, PMID: 12107792.
71. 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.

72. Wood K.B., Khanna G., Vaccaro A.R., Arnold P.M., Harris M.B., Mehbod A.A. Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2005. 87(7). 1423-1429. doi: 10.2106/JBJS.C.01530, PMID: 15995107.

73. Kriek J.J., Govender S. AO-classification of thoracic and lumbar fractures — reproducibility utilizing radiographs and clinical information. *Eur. Spine J.* 2006. 15(8). 1239-1246. doi: 10.1007/s00586-005-0002-y, PMID: 16369833.

74. Frankel H.L., Hancock D.O., Hyslop G., Melzak J., Michaelis L.S., Ungar G.H., et al. The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. I. Paraplegia. 1969. 7(3). 179-192. doi: 10.1038/sc.1969.30, PMID: 5360915.

75. Bazán P.L., Borri A.E., Torres P.U., Cosentino J.S., Games M.H. Clasificación de las fracturas toracolumbares: comparación entre las clasificaciones de AO y Vaccaro. *Columna/Columna*. 2010. 9(2). 165-170. doi: 10.1590/s1808-18512010000200013.

76. Pishnamaz M., Curfs I., Balosu S., Willems P., van Hemert W., Pape H.C., et al. Two-Nation Comparison of Classification and Treatment of Thoracolumbar Fractures. *An In-*

*ternet-Based Multicenter Study Among Spine Surgeons. Spine (Phila Pa 1976)*. 2015. 40(22). 1749-1756. doi: 10.1097/BRS.0000000000001143, PMID: 26555841.

77. Marques C.A.C., Graells X.S., Kulcheski A.L., Meurer G., Benato M., Santoro P.G. Reliability of the Ao Classification of Thoracolumbar Fractures Compared to Tlics and Magerl. *Columna/Columna*. 2017. 16(1). 56-59. doi: 10.1590/s1808-185120171601162779.

78. Lenarz C.J., Place H.M., Lenke L.G., Alander D.H., Oliver D. Comparative reliability of 3 thoracolumbar fracture classification systems. *J. Spinal Disord. Tech.* 2009. 22(6). 422-427. doi: 10.1097/BSD.0b013e31818a38cd, PMID: 19652569.

79. 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.

80. Fradet L., Petit Y., Wagnac E., Aubin C.E., Arnoux P.J. Biomechanics of thoracolumbar junction vertebral fractures from various kinematic conditions. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2014. 52(1). 87-94. doi: 10.1007/s11517-013-1124-8, PMID: 24165806.

Отримано/Received 20.04.2022

Рецензовано/Revised 04.05.2022

Прийнято до друку/Accepted 12.05.2022 ■

#### Information about authors

Oleksii Nekhlopochny, MD, PhD, Researcher of Department of spinal neurosurgery, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: AlexeyNS@gmail.com; phone +380 95 033 04 48; <http://orcid.org/0000-0002-1180-6881>

Ievgen V. Cheshuk, Romodanov Neurosurgery Institute of National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine; e-mail: evcheshuk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-8063-2141>

Milan V. Vorodi, Romodanov Neurosurgery Institute of 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. Nekhlopochny<sup>1</sup>, Ye.V. Cheshuk<sup>1,2</sup>, M.V. Vorodi<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine

<sup>2</sup>Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

### Traumatic injuries of the thoracolumbar junction. Classification by Friedrich P. Magerl et al.

**Abstract.** The thoracolumbar junction is an area of the thoracic and lumbar spine, which accounts for more than 50 % of fractures. Despite the high frequency of damage to this area, unambiguous unified treatment of patients has not been developed. One of the most critical factors that determine both the overall strategy of care and surgical management (if necessary) is the pathomorphological characteristic of osteoligamentous injuries. The main tool for standardization and unification of tactical approaches is the classification of injuries. Since the thoracolumbar junction anatomically belongs to the thoracic and lumbar spine, lesions of this area are characterized according to the thoracolumbar injury classifications. However, a number of biomechanical features of the thoracolumbar junction determine tactics different from those for identical types of traumatic changes in other parts of the spine. This series of publications examines the current and most commonly used classifications in order to determine the algorithm with the help of which, based on the proposed classification categories, it would be possible to choose the optimal treatment of victims. The classification was considered that has been proposed in 1994 by F. Magerl et al. and was the standard in the ranking of traumatic injuries of the thoracic and lumbar spine for a long period of time. The

classification is based on the principle of two supporting columns of the spine. When developing it, the authors used the clinical material of 1,445 patients. The classification is based on three main types of damage — compression, distraction and rotation. Each type is divided into groups and subgroups. Detailing is provided for a number of subgroups. In addition to a detailed review of the classification, the main parameters that contribute to or prevent the use of the analyzed ranking system in clinical practice are considered. Much attention is paid to the problem of reproducibility of results, as well as the impact of additional factors on the reliability of determining the nature of the damage. The classification provides a comprehensive description of all possible post-traumatic pathomorphological changes and has a proven biomechanical basis. Such details can be an important tool in determining the treatment of the lumbosacral junction lesion, as high requirements for rigidity of fixation are due to the significant load on this area and the features of biomechanics, which requires further study, since the analysis of the literature did not reveal a clear scheme for the therapy of these injuries.

**Keywords:** thoracolumbar junction; traumatic injury; classification; Magerl

Поплавська К., Філіпенко В., Карпінська О., Карпінський М., Арутюнян З.  
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## Рентгенометричне дослідження оптичної щільності кісток щурів після заповнення дефектів кісткової тканини кістковими цементами на основі трикальційфосфату

**Резюме. Актуальність.** В сучасній ортопедії існує чимала кількість варіантів заміщення дефектів кісткової тканини. Увагу дослідників привертала кераміка з фосфатів кальцію. Дослідження показали, що кераміка на основі гідроксіапатиту (ГА) —  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  та трикальційфосфату (ТКФ) —  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  має низку переваг перед іншими біоматеріалами. Проте не з'ясовано, яким саме чином армування вплине на швидкість утворення кісткової тканини в зоні імплантації та на її щільність. **Мета:** в експерименті на лабораторних тваринах дослідити в динаміці зміни щільності кісткової тканини в зоні дефекту, заповненого цементами на основі  $\alpha$ -ТКФ. **Матеріали та методи.** Проведено рентгенометричне дослідження оптичної щільності кісткової тканини лабораторних щурів після заміщення кісткових дефектів цементами на основі ТКФ. Досліджували зміну оптичної щільності кісткової тканини щурів, яким було зроблено заміщення штучно утвореного дефекту метаепіфізарної зони стегнової кістки  $\alpha$ -ТКФ (5 тварин) та  $\alpha$ -ТКФ, армованим голчастими кристалами ГА (5 тварин). Щурам в терміни 1, 2 та 3 місяці виконувалася цифрова рентгенографія оперованої та інтактної зон. Було виміряно оптичну щільність кортикального шару кістки в зоні імплантації оперованої кістки та кортикального шару інтактної стегнової кістки метаепіфізарної зони на тому ж рівні. **Результати.** Визначено, що оптична щільність інтактної кістки у тварин в обох групах упродовж експерименту поступово збільшувалася. Різниця в значенні оптичної щільності інтактних кісток не виявлено ( $p \gg 0,05$ ). Незважаючи на те, що на первинному етапі матеріал заміщення на основі  $\alpha$ -ТКФ + ГА має більшу оптичну щільність, у подальшому він деградує і заміщується кістковою тканиною, оптична щільність якої наближається до рівня інтактної кістки. Проведені дослідження показали, що через 1 місяць після заповнення кісткового дефекту більша щільність тканини в зоні дефекту спостерігається у випадку його заповнення кістковим цементом на основі  $\alpha$ -ТКФ + ГА, що, скоріше за все, обумовлено більш високою щільністю самого матеріалу порівняно з цементом, у складі якого тільки  $\alpha$ -ТКФ. На 2-му місяці після заповнення дефекту спостерігається вирівнювання щільності кісткової тканини в зоні дефекту з щільністю неушкодженої кістки, що дозволяє припустити, що процес заміщення штучно утвореного дефекту метаепіфізарної зони кістковою тканиною відбувся. **Висновки.** Оптична щільність інтактної кістки у тварин в обох групах упродовж експерименту поступово збільшувалася від  $90 \pm 8$  од. до  $98 \pm 7$  од. в групі з  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -ТКФ та від  $89 \pm 5$  од. до  $100 \pm 12$  од. в групі з  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -ТКФ + ГА, але статистично значущої різниці щодо оптичної щільності інтактних кісток не виявлено ( $p \gg 0,05$ ). Через 1 місяць після заміщення дефекту  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -ТКФ + ГА відмічали статистично значуще ( $p = 0,017$ ) більшу оптичну щільність оперованої кістки ( $113 \pm 6$  од.), ніж при заміщенні  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -ТКФ ( $101 \pm 8$  од.). Через 2 місяці після початку експерименту оптична щільність інтактних і оперованих кісток на рівні зони заміщення дефекту в обох групах була статистично однаковою, що підтвердилося й через 3 місяці. Це може свідчити про заміщення заповнювача кістковою тканиною.

**Ключові слова:** експеримент; щури; кісткова тканина; щільність; біодеградація



## Вступ

У сучасній ортопедії існує чимала кількість варіантів заміщення дефектів кісткової тканини, проте питання є досі актуальним та не до кінця вирішеним через низку недоліків існуючих зараз методик. Увагу дослідників та науковців кераміки з фосфатів кальцію привертало з 60-х років ХХ століття. Цей інтерес пов'язаний з їхньою хімічною подібністю із мінеральним компонентом людських кісток. Дослідження показали, що кераміка на основі гідроксіапатиту (ГА) —  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  та трикальційфосфату (ТКФ) —  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  має низку переваг перед іншими біоматеріалами. Саме тому вищевказані матеріали отримали значне поширення в стоматології, ортопедії та щелепно-лицевій хірургії [5]. Зокрема, низка біокерамік вітчизняного виробництва пройшла випробовування у ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», що дало змогу впровадити їх у клінічну практику [6–8].

Замісні матеріали на основі ТКФ зручні у використанні, проте мають відносно слабкі механічні властивості, що робить недоцільним використання їх у зонах навантаження кісткової тканини. Покращити ці характеристики можливо армуванням кальційфосфатного цементу (КФЦ). Найбільш відповідними для цього є голчасті монокристали ГА, що входять до складу кісткової емалі [9]. Проте, з огляду на низький потенціал біодеградації ГА, не з'ясовано, яким саме чином армування вплине на швидкість утворення кісткової тканини в зоні імплантації та на її щільність, тому дослідження такого матеріалу, як і неармованого КФЦ на основі  $\alpha'$ -ТКФ, в умовах *in vivo* залишається актуальним завданням.

**Мета:** в експерименті на лабораторних тваринах дослідити в динаміці зміни щільності кісткової тканини в зоні дефекту, заповненого цементами на основі  $\alpha'$ -ТКФ.

## Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» проведено рентгенометричне дослідження оптичної щільності кісткової тканини лабораторних щурів після заміщення кісткових дефектів цементами на основі ТКФ. Дослідження проводили за допомогою програмного комплексу X-gaус, розробленого в Харків-

ському національному університеті радіоелектроніки [1, 2].

Досліджували зміну оптичної щільності кісткової тканини щурів, яким було зроблено заміщення штучно утвореного дефекту метаепіфізарної зони стегнової кістки  $\alpha$ -ТКФ (5 тварин) та  $\alpha$ -ТКФ, армованим голчастими кристалами ГА (5 тварин). Щурам в терміни 1, 2 та 3 місяці виконувалася цифрова рентгенографія оперованої та інтактної зон. Було виміряно оптичну щільність кортикального шару кістки в зоні імплантації оперованої кістки та кортикального шару інтактної стегнової кістки метаепіфізарної зони на тому ж рівні.

Отримані дані обробляли статистично, розраховуючи середнє значення (М) та його стандартне відхилення (SD), максимальне та мінімальне значення вибірок. Порівняння проводилося за допомогою Т-тесту для незалежних вибірок, аналіз зміни оптичної щільності проводився за допомогою алгоритму загальної лінійної моделі для повторних вимірювань. Для перевірки нульової гіпотези, що між змінами оптичної щільності різних кісток з різними матеріалами заміщення відмінностей не існує, використовували багатомірний тест Піллая [3]. Розрахунки проводили в програмі IBM SPSS Statistics 20.0 [4].

## Результати та обговорення

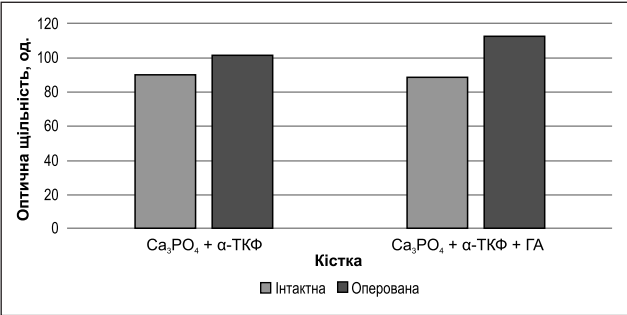
За отриманими рентгенографічними даними кісток тварин оцінювалася оптична щільність кортикального шару кісткової тканини інтактної та оперованої кісток на 1, 2 та 3-му місяці експерименту. Результати дослідження щільності кісткової тканини в зоні дефекту через 1 міс. після його заповнення наведені в табл. 1.

За результатами аналізу було визначено, що оптична щільність інтактної кістки у тварин в обох групах упродовж експерименту поступово збільшувалася. Різниця в значенні оптичної щільності інтактних кісток не виявлено ( $p \gg 0,05$ ).

У перший місяць експерименту у тварин при заміщенні дефекту  $\alpha$ -ТКФ, армованим голчастими кристалами ГА, відмічали статистично значуще ( $p = 0,017$ ) більшу оптичну щільність оперованої кістки ( $113 \pm 6$  од.), ніж при заміщенні  $\alpha$ -ТКФ ( $101 \pm 8$  од.). При цьому було визначено, що оптична щільність зони заміщення дефекту  $\alpha$ -ТКФ, армованим голчастими кристалами ГА, була статистично ( $p = 0,002$ ) більшою, ніж на інтактній кістці. Оптична щільність кісток із заміщенням

**Таблиця 1. Результати аналізу зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів в зоні дефекту через 1 міс. після його заповнення кістковими цементами**

| Кістка                                | Матеріал заміщення           |                               | Стат. значущість різниці між імплантатами |
|---------------------------------------|------------------------------|-------------------------------|-------------------------------------------|
|                                       | $\alpha$ -ТКФ                | $\alpha$ -ТКФ + ГА            |                                           |
| Інтактна                              | $90 \pm 8$<br>$74 \div 97$   | $89 \pm 5$<br>$78 \div 92$    | $t = 0,169$<br>$p = 0,869$                |
| Оперована                             | $101 \pm 8$<br>$91 \div 110$ | $113 \pm 6$<br>$103 \div 120$ | $t = 2,843$<br>$p = 0,017$                |
| Стат. значущість різниці між кістками | $t = -2,104$<br>$p = 0,089$  | $t = -5,915$<br>$p = 0,002$   |                                           |



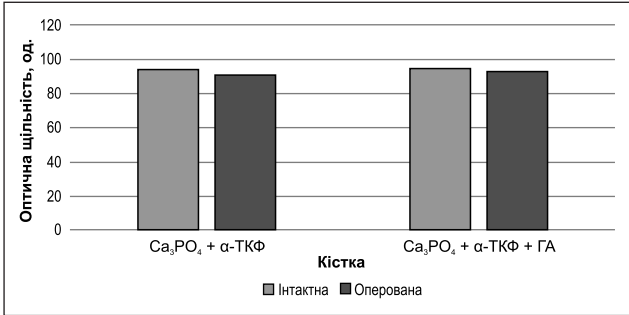
**Рисунок 1. Зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів у зоні дефекту через 1 міс. після його заповнення кістковими цементами**

кістковим цементом на основі  $\alpha$ -ТКФ була близькою до аналогічної зони інтактної кістки ( $p = 0,089$ ).

Наочне уявлення про співвідношення показників оптичної щільності кісткової тканини щурів у зоні дефекту через 1 міс. після його заповнення можна отримати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 1.

Результати дослідження щільності кісткової тканини в зоні дефекту через 2 міс. після його заповнення кістковими цементами наведені в табл. 2.

Через 2 місяці після проведення експериментального оперативного втручання відмічається зменшення оптичної щільності зони заміщення до практично однакового рівня: при заміщенні  $\alpha$ -ТКФ — до  $92 \pm 10$  од., при заміщенні  $\alpha$ -ТКФ + ГА — до  $93 \pm 10$  од. Статистична різниця не відмічається ( $p = 0,776$ ). Оптична щільність інтактних і оперованих кісток на рівні зони заміщення дефекту кісткової тканини в обох групах була статистично однаковою.



**Рисунок 2. Зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів у зоні дефекту через 2 міс. після його заповнення кістковими цементами**

Для наочного уявлення про співвідношення показників оптичної щільності кісткової тканини щурів у зоні дефекту через 2 міс. після його заповнення кістковими цементами була побудована діаграма, яка наведена на рис. 2.

У табл. 3 наведені результати дослідження щільності кісткової тканини в зоні дефекту через 3 міс. після його заповнення кістковими цементами.

На 3-му місяці після проведення експерименту спостерігається збільшення оптичної щільності як інтактних, так і оперованих кісток, при цьому різниці між ними не виявлено. Як і не виявлено статистичної різниці оптичної щільності кісток різних груп.

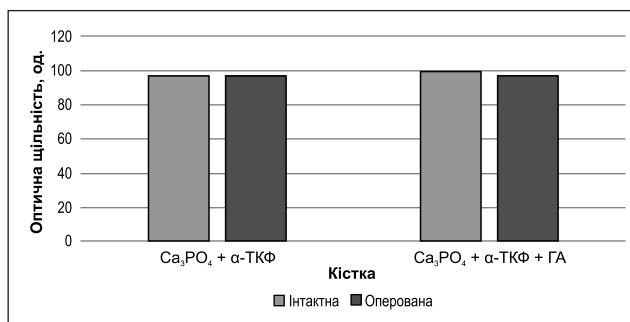
Наочне уявлення про співвідношення показників оптичної щільності кісткової тканини щурів у зоні дефекту через 3 міс. після його заповнення кістковими цементами можна отримати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 3.

**Таблиця 2. Результати аналізу зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів у зоні дефекту через 2 міс. після його заповнення кістковими цементами**

| Кістка                                | Матеріал заміщення           |                              | Стат. значущість різниці між імплантатами |
|---------------------------------------|------------------------------|------------------------------|-------------------------------------------|
|                                       | $\alpha$ -ТКФ                | $\alpha$ -ТКФ + ГА           |                                           |
| Інтактна                              | $95 \pm 6$<br>$89 \div 105$  | $96 \pm 4$<br>$89 \div 100$  | $t = 0,498$<br>$p = 0,629$                |
| Оперована                             | $92 \pm 10$<br>$74 \div 102$ | $93 \pm 10$<br>$78 \div 104$ | $t = 0,293$<br>$p = 0,776$                |
| Стат. значущість різниці між кістками | $t = 0,557$<br>$p = 0,602$   | $t = 0,729$<br>$p = 0,499$   |                                           |

**Таблиця 3. Результати аналізу зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів в зоні дефекту через 3 міс. після його заповнення кістковими цементами**

| Кістка                                | Матеріал заміщення          |                               | Стат. значущість різниці між імплантатами |
|---------------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|-------------------------------------------|
|                                       | $\alpha$ -ТКФ               | $\alpha$ -ТКФ + ГА            |                                           |
| Інтактна                              | $98 \pm 7$<br>$89 \div 108$ | $100 \pm 12$<br>$85 \div 115$ | $t = 0,264$<br>$p = 0,797$                |
| Оперована                             | $98 \pm 6$<br>$88 \div 104$ | $98 \pm 5$<br>$93 \div 106$   | $t = 0,206$<br>$p = 0,841$                |
| Стат. значущість різниці між кістками | $t = 0,113$<br>$p = 0,915$  | $t = 0,218$<br>$p = 0,836$    |                                           |



**Рисунок 3. Зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів у зоні дефекту через 3 міс. після його заповнення кістковими цементами**

Проведений багатомірний тест Піллая показав, що в динаміці оптичної щільності кісткової тканини тварин не простежується значущої різниці ( $F = 1,390$ ;  $p = 0,298$ ).

На графіках (рис. 4) відображено динаміку оптичної щільності кісток щурів упродовж експерименту.

На означених діаграмах динаміка оптичної щільності кісток тварин, починаючи з 2-го місяця експерименту, однакова, що підтверджує оцінка міжгрупових факторів ( $F = 2,193$ ;  $p = 0,196$ ).

Таким чином, незважаючи на те, що на первинному етапі матеріал заміщення на основі  $\alpha$ -ТКФ + ГА має більшу оптичну щільність, у подальшому він деградує і заміщується кістковою тканиною, оптична щільність якої наближається до рівня інтактної кістки.

Проведені дослідження показали, що через 1 місяць після заповнення кісткового дефекту більша щільність тканини в зоні дефекту спостерігається у випадку його заповнення кістковим цементами на основі  $\alpha$ -ТКФ +

ГА, що, скоріше за все, обумовлено більш високою щільністю самого матеріалу порівняно з цементом, у складі якого тільки  $\alpha$ -ТКФ. На 2-му місяці після заповнення дефекту спостерігається вирівнювання щільності кісткової тканини в зоні дефекту з щільністю неушкодженої кістки, що дозволяє припустити, що процес заміщення штучно утвореного дефекту метаболічними зони кістковою тканиною відбувся. Підтвердити це припущення допоможуть подальші морфологічні дослідження.

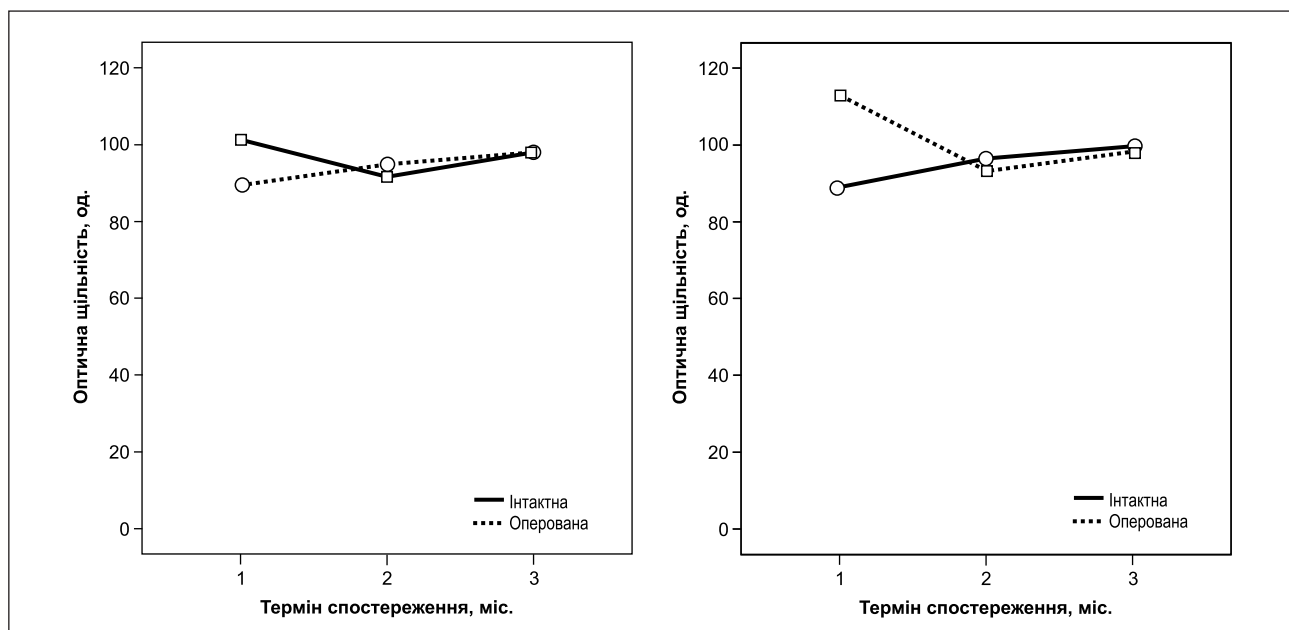
## Висновки

1. Оптична щільність інтактної кістки у тварин в обох групах упродовж експерименту поступово збільшувалася від  $90 \pm 8$  од. до  $98 \pm 7$  од. у групі з  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha\text{-ТКФ}$  та від  $89 \pm 5$  од. до  $100 \pm 12$  од. у групі з  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha\text{-ТКФ} + \text{ГА}$ , але статистично значущої різниці щодо оптичної щільності інтактних кісток не виявлено ( $p \gg 0,05$ ).

2. Через 1 місяць після заміщення дефекту  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha\text{-ТКФ} + \text{ГА}$  відмічали статистично значуще ( $p = 0,017$ ) більшу оптичну щільність оперованої кістки ( $113 \pm 6$  од.), ніж при заміщенні  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha\text{-ТКФ}$  ( $101 \pm 8$  од.).

3. Через 2 місяці після початку експерименту оптична щільність інтактних і оперованих кісток на рівні зони заміщення дефекту в обох групах була статистично однаковою, що підтвердилося й через 3 місяці. Це може свідчити про заміщення заповнювача кістковою тканиною.

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



**Рисунок 4. Зміни оптичної щільності кісткової тканини щурів в зоні дефекту кістки після його заповнення біодеградуєчими цементами: а)  $\alpha$ -ТКФ; б)  $\alpha$ -ТКФ, армований голчастими кристалами ГА**



## Список літератури

1. Тимошенко О.П., Карпинский М.Ю., Верецун А.Г. Исследование диагностических возможностей программного комплекса «X-rays». Медицина и... 2001. № 1. С. 62-64.
2. Вирва О.Є., Головіна Я.О., Малик Р.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Рентгенометричне дослідження кісткової щільності у разі алокомполітного ендопротезування (експеримент in vivo). Ортопедія, травматологія і протезування. 2020. № 4. С. 18-24. DOI: 10.15674/0030-59872020418-24.
3. Бююль Ахим, Цефлер Петер. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей: Пер. с нем. СПб.: ДиаСофтЮП, 2005. 608 с.
4. Наследов А. SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных. СПб.: Питер, 2011. 400 с.
5. Зыман З.З. Кальций-фосфатні біоматеріали. Навчальний посібник. Харків, 2018. 285 с.
6. Филиппенко В.А., Бондаренко С.Е., Мезенцев В.А., Ашукина Н.А. Применение современных биоматериалов для пластики костных дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании тазобедренного сустава. Ортопедія, травматологія і протезування. 2012. № 4. С. 24-28.
7. Корж Н.А., Вирва О.Е., Дедух Н.В., Малышкина С.В. Керамические материалы в ортопедии и травматологии (от лабораторных исследований к практической медицине — достижения института). Ортопедія, травматологія і протезування. 2007. № 3. С. 20-30.
8. Zyman Z., Glushko V., Dedukh N. [et al.] Porous calcium phosphate ceramic granules and their behaviour in differently loaded areas of skeleton. Journal of Materials Science. Materials in Medicine. 2008. Vol. 19 (5). P. 2197-2205.
9. Kanazawa T., Umegaki T., Uchiyama N. Thermal crystallization of amorphous calcium phosphate to  $\alpha$ -tricalcium phosphate. J. Chem. Tech. Biotechnol. 1982. Vol. 32. P. 399-406.
10. Fillingham Y. Bone grafts and their substitutes. The Bone & Joint Journal. 2016. Vol. 98-B (1 Suppl. A): P. 6-9. doi: 10.1302/0301-620X.98B.36350.
11. Sohn H.S. Review of bone graft and bone substitutes with an emphasis on fracture surgeries. BMC. Biomaterials Research. 2019. Vol. 23. Article ID: 9. doi: 10.1186/s40824-019-0157-y.
12. Laurencin C., Khan Y., El-Amin S.F. Bone graft substitutes. Expert review of medical devices. 2006. Vol. 3 (1). P. 49-57. doi: 10.1586/17434440.3.1.49.
13. Zyman Z., Goncharenko A., Rokhmistrov D. Phase evolution during heat treatment of amorphous calcium phosphate derived from fast nitrate synthesis. Processing and Application of Ceramics. 2017. Vol. 11(2). P. 147-153.
14. Zyman Z., Goncharenko A., Rokhmistrov D. Kinetics and mechanisms of the transformation of precipitated amorphous calcium phosphate with a Ca/P ratio of 1:1 to calcium pyrophosphates. J. Cryst. Growth. 2017. Vol. 478. P. 117-122.

Отримано/Received 01.07.2022

Рецензовано/Revised 08.07.2022

Прийнято до друку/Accepted 16.07.2022 ■

## Information about authors

K. Poplavska, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: karolina.krivoru@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9838-1651>  
 V.A. Filippenko, MD, PhD, Professor, Head of the Department of joint pathology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: filippenko1957@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-5698-2726>  
 O. 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; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>  
 M. Karpinsky, 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: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>  
 Z. Arutyunyan, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

**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 their manuscript.

K. Poplavska, V. Filippenko, O. Karpinska, M. Karpinsky, Z. Arutyunyan  
 State Institution "Sytenko Institute of the Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

### X-ray study of optical density of rat bones after filling bone defects with tricalcium phosphate bone cements

**Abstract. Background.** In modern orthopedics, there are many options for replacing bone defects. The attention of researchers was drawn to calcium phosphate ceramics. Studies have shown that hydroxyapatite (HA) —  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  and tricalcium phosphate (TCP) —  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$  ceramics has a number of advantages over other biomaterials. However, it is not clear how reinforcement will affect the rate of bone formation in the implantation zone and its density. The purpose was to study the dynamics of changes in bone density in the area of a defect filled with  $\alpha$ -TCP cements in an experiment on laboratory animals. **Materials and methods.** X-ray study of the optical density of the bone tissue of

laboratory rats after replacing bone defects with TCP cements was carried out. Changes in the optical density of the bone tissue of rats who underwent the replacement of an artificially formed defect in the metaepiphyseal zone of the femur with  $\alpha$ -TCP (5 animals) and  $\alpha$ -TCP reinforced with needle-like HA crystals (5 animals) were studied. Rats underwent digital radiography of the operated and intact bones in 1, 2, and 3 months. The optical density of the cortical bone was measured in the area of implantation of the operated bone and the cortical layer of the intact femur of the metaepiphyseal zone at the same level. **Results.** It was found that the optical density of intact bone in animals in both

groups gradually increased during the experiment. Differences in the value of the optical density of intact bones were not found ( $p \gg 0.05$ ). Despite the fact that at the initial stage, the replacement material based on  $\alpha$ -TCP + HA has a higher optical density, it subsequently degrades and is replaced by bone tissue the optical density of which approaches the level of intact bone. The studies conducted have shown that one month after the replacement of a bone defect, a higher tissue density in the defect zone is observed if it is filled with  $\alpha$ -TCP + HA bone cement that is most likely due to a higher density of the material itself compared to cement containing only  $\alpha$ -TCP. Two months after filling a defect, there is an alignment of the bone density in the defect zone with the density of intact bone, which suggests that the process of replacing the artificially formed defect in the metaepiphyseal zone with bone tissue has occurred. **Conclusions.** The optical density of in-

tact bone in animals of both groups during the experiment gradually increased: from  $90 \pm 8$  units to  $98 \pm 7$  units in the group of  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -TCP and from  $89 \pm 5$  units to  $100 \pm 12$  units in the group of  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -TCP + HA, but there was no statistically significant difference in the value of the optical density of intact bones ( $p \gg 0.05$ ). One month after the replacement of a defect with  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -TCP + GA, a statistically significantly ( $p = 0.017$ ) higher optical density of the operated bone ( $113 \pm 6$  units) was noted compared to the replacement with  $\text{Ca}_3\text{PO}_4 + \alpha$ -TCP ( $101 \pm 8$  units). Two months after the experiment was started, the optical density of intact and operated bones at the level of defect replacement was statistically equal in both groups, which was confirmed in 3 months as well. This may indicate the replacement of the filler with bone tissue.

**Keywords:** experiment; rats; bone tissue; density; biodegradation

Камінська М.О.<sup>1</sup>, Дігтяр В.А.<sup>1</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Шульга Д.І.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Дніпровський державний медичний університет, м. Дніпро, Україна

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

<sup>3</sup>ПП «Лікарня Святого Луки», м. Кропивницький, Україна

## Характеристика параметрів серкляжного дроту при реконструкції кілеподібної деформації грудної клітки

**Резюме. Атуальність.** Одним із провідних методів реконструкції вродженої кілеподібної деформації грудної клітки є нерезекційна торакопластика. Для її здійснення використовується імплантована система, що складається з компресійної та 2 стабілізуючих пластин, які прикріплюються до неї і мають із боків 2 отвори, використовуються для кріплення до ребер дротяними швами, установлюються через невеликі бічні розрізи лише на рівні максимуму деформації. Але часто виникають ускладнення, пов'язані з порушенням стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами внаслідок розриву ниток, прорізання дротяних швів через ребра. **Мета:** розрахувати необхідні параметри дроту як кріпильного матеріалу для стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при корекції деформації груднини. **Матеріали та методи.** Проведені розрахунки параметрів серкляжного кріплення для стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при корекції деформації груднини. За вхідних даних ми обрали коригуючі навантаження величиною від 150 до 600 Н із кроком 50 Н. Параметри серкляжного дроту обрали за даними фірми Aescular, що виготовляє дріт діаметром від 0,3 до 1,2 мм. Марка сталі AISI 316L з межею міцності на розтягнення 505 МПа. **Результати.** Максимальне навантаження в 600 Н витримує петля з дроту, починаючи з діаметра 0,8 мм. Використання серкляжу менших діаметрів потребує його складання вчетверо та більше. Вирішити проблему межі міцності кісткової тканини можна шляхом накладання дроту у вигляді джгута зі щільним укладанням витків один до одного. При ширині джгута 6 мм та більше величини напружень, які виникають у кістковій тканині в місці їх контакту, не перевищують мінімального значення межі міцності кісткової тканини ребер. Оскільки накладання джгута мінімальної ширини 6 мм із максимально товстого дроту діаметром 1,2 мм потребує виконання 5 витків, це може бути дуже незручною процедурою під час оперативного втручання. З точки зору біомеханіки виконання реконструкції кілеподібної деформації грудної клітки супроводжується складною багатовекторною дією різноманітних факторів, а саме величини коригуючої сили, ригідності самої деформації, анатомічних розмірів ребер, щільності кісткової тканини пацієнта — усе це впливає на величину рівнодіючої коригуючої сили та зумовлює ефект корекції. **Висновки.** Петля з одиночного дроту будь-якого діаметра може витримати максимальне коригуюче навантаження 600 Н тільки при використанні дроту діаметром 0,9 мм і більше. Для забезпечення стабільної фіксації коригуючої пластини, при максимальному коригуючому навантаженні 600 Н і допустимому напруженні ребер 9,81 МПа, необхідно накладати джгут із серкляжного дроту мінімальної ширини 6 мм. У той же час як альтернативу можна використовувати кріпильну стрічку з параметрами ширини і товщини 6 та 0,3 мм відповідно.

**Ключові слова:** грудина; кілеподібна деформація; корекція; кріплення; межа міцності



## Вступ

Одним із провідних методів реконструкції вродженої кілеподібної деформації грудної клітки (ВКДГК) є нерезекційна торакопластика за Н. Abramson (2005). Для її здійснення використовується імплантована система, що складається з компресійної та 2 стабілізуючих пластин, які прикріплюються до неї і мають з боків 2 отвори, використовуються для кріплення до ребер дрітними швами, установлюються через невеликі бічні розрізи лише на рівні максимуму деформації [1].

Привабливість методики полягає в тому, що вона малоінвазивна, не вимагає протяжних розрізів, формування шкірних та м'язових клаптів, резекції ребер, остеотомії груднини та різних видів реконструкції. Ефективність та результати цієї торакопластики ВКДГК безпосередньо залежать від міцності та надійності фіксації пластини до ребер [2, 3].

Але часто виникають ускладнення, пов'язані з порушенням стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами внаслідок розриву ниток, прорізання дрітних швів через ребра [4–7]. Вказані ускладнення обмежують можливості широкого використання нерезекційної торакопластики ВКДГК за Н. Abramson, бо суттєво впливають на результати лікування.

Тому для вдосконалення методики та поліпшення результатів лікування важливими є пошук та раціональний вибір кріпильного матеріалу для стабільного та атравматичного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при корекції деформації грудної клітки.

**Мета:** розрахувати необхідні параметри дроту як кріпильного матеріалу для стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при корекції деформації груднини.

## Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» були проведені розрахунки параметрів серкляжного кріплення для стабільного з'єднання коригуючої

пластини з ребрами при корекції деформації груднини. В основу розрахунків були покладені дані попередніх експериментальних досліджень та розрахункова схема (рис. 1), що були опубліковані раніше [8, 9].

Роботу схеми можна описати так. Коригуюча пластина 4 накладається на груднину 1 та кріпиться до ребер 2. Коригуюча пластина закріплюється за ребра за допомогою серкляжного дроту 5. До пластини прикладається розтягуюча сила  $F_p$ , у результаті чого виникає коригуюче навантаження у вигляді рівнодіючої сили  $F$ . Проведені нами експериментальні дослідження [8] показали, що пластина дією коригуючої сили  $F$  натискає на груднину. Водночас це призводить до того, що ребра намагаються відійти від пластини, діючи на кріпильні елементи 5, для яких використовується серкляжний дріт, з тією ж силою  $F$ . Тому як вхідні дані ми використали коригуючі навантаження величиною від 150 до 600 Н із кроком 50 Н, як і в експериментальних дослідженнях.

Як параметри серкляжного дроту обрали дані фірми Aescular, що виготовляє дріт діаметром від 0,3 до 1,2 мм. Марка сталі AISI 316L із межею міцності на розтягнення 505 МПа.

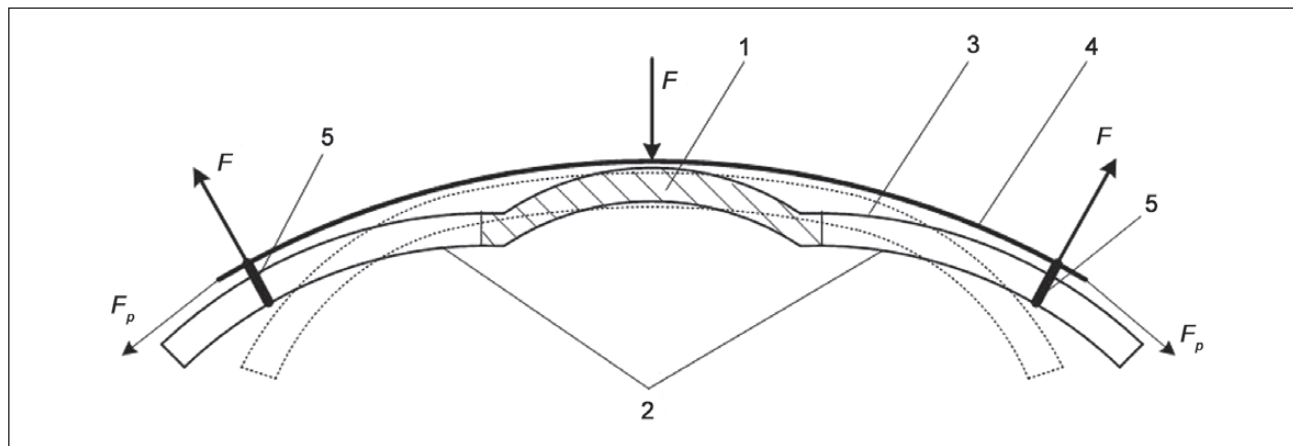
Межу міцності ребер обрали за даними В.А. Березовського [10], згідно з якими межа міцності ребер людини на стискання визначається в межах від 9,81 до 39,0 МПа, залежно від віку, статі, раціону харчування та інших факторів.

Усі розрахунки базувались на законі Гука [11], згідно з яким гранично допустиме напруження в матеріалі прямо пропорційне прикладеному навантаженню та зворотно пропорційне площі його перетину:

$$\sigma_{np} = \frac{F_{np}}{S}, \quad (1)$$

де  $F_{np}$  — гранично допустиме навантаження;  $S$  — площа перетину.

Для спрощення розрахунків ширину ребра обрали 10 мм.



**Рисунок 1.** Схема взаємодії коригуючої пластини з грудною та ребрами: 1 — груднина; 2 — ребра; 3 — груднина та ребра в скоригованому положенні; 4 — коригуюча пластина; 5 — серкляжний дріт;  $F_p$  — розтягуюча сила;  $F$  — рівнодіюча сила взаємодії металевої конструкції з кістковими елементами

Результати та обговорення

Першим етапом роботи визначали величину максимального навантаження, яку може витримати серкляжний дріт відповідного діаметра, для чого скористалися законом Гука (1) в перетвореному вигляді:

$$F_{\text{пр}} = \sigma_{\text{пр}} \cdot S. \tag{2}$$

Результати розрахунку наведені в табл. 1.

Наочно величини гранично допустимого навантаження для серкляжного дроту різного діаметра подані на графіку (рис. 2).

Як бачимо, навіть дріт діаметром 1,2 мм не витримує максимального навантаження 600 Н. Але при практичному використанні цього графіка слід враховувати той факт, що кріплення пластини здійснюється у вигляді петлі, отже, петля витримує вдвічі більші навантаження. Навіть у такому випадку максимальне навантаження 600 Н витримує петля з дроту, починаючи з діаметра 0,8 мм. Використання серкляжу менших діаметрів потребує його складання вчетверо та більше.

Далі розглянемо, які напруження викликає петля з одиночного дроту різних діаметрів у місцях контакту з кістковою тканиною ребер. Результати розрахунків наведені в табл. 2.

Наочно порівняти результати розрахунку величин напружень, які викликає петля з одиночного серкляжного дроту різних діаметрів у кістковій тканині в місцях контакту, із величиною межі міцності на стискання ребер дозволяє графік (рис. 3).

Як бачимо з рис. 3, починаючи з навантаження 450 Н дріт будь-якого діаметра викликає в кістковій тканині ребер напруження, що перевищують максимально можливу межу міцності кісткової тканини ребер. Дріт діаметром 0,3 та 0,4 мм викликає напруження, що перевищують максимальну межу міцності кісткової тканини ребер навіть при мінімальному навантаженні 150 Н.

Для розв’язання проблеми межі міцності кісткової тканини, згідно із законом Гука (1), напрошується рішення про збільшення площі контакту серкляжного

Таблиця 1. Величина гранично допустимої сили на розтягнення для серкляжного дроту різного діаметра

| Діаметр дроту, мм | Площа перетину, мм <sup>2</sup> | Максимальне навантаження на розтягнення, Н |
|-------------------|---------------------------------|--------------------------------------------|
| 0,3               | 0,09                            | 35,7                                       |
| 0,4               | 0,16                            | 63,4                                       |
| 0,5               | 0,25                            | 99,1                                       |
| 0,6               | 0,36                            | 142,7                                      |
| 0,7               | 0,49                            | 194,2                                      |
| 0,8               | 0,64                            | 253,7                                      |
| 0,9               | 0,81                            | 321,1                                      |
| 1,0               | 1,00                            | 396,4                                      |
| 1,1               | 1,21                            | 479,7                                      |
| 1,2               | 1,44                            | 570,9                                      |

Таблиця 2. Величини напружень, які створює серкляжний дріт на кістковій тканині, залежно від прикладеної сили та діаметра дроту

|                   |     | Напруження, МПа |      |      |       |       |       |       |       |       |       |
|-------------------|-----|-----------------|------|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Навантаження, Н   |     | 150             | 200  | 250  | 300   | 350   | 400   | 450   | 500   | 550   | 600   |
| Діаметр дроту, мм | 0,3 | 50,0            | 66,7 | 83,3 | 100,0 | 116,7 | 133,3 | 150,0 | 166,7 | 183,3 | 200,0 |
|                   | 0,4 | 37,5            | 50,0 | 62,5 | 75,0  | 87,5  | 100,0 | 112,5 | 125,0 | 137,5 | 150,0 |
|                   | 0,5 | 30,0            | 40,0 | 50,0 | 60,0  | 70,0  | 80,0  | 90,0  | 100,0 | 110,0 | 120,0 |
|                   | 0,6 | 25,0            | 33,3 | 41,7 | 50,0  | 58,3  | 66,7  | 75,0  | 83,3  | 91,7  | 100,0 |
|                   | 0,7 | 21,4            | 28,6 | 35,7 | 42,9  | 50,0  | 57,1  | 64,3  | 71,4  | 78,6  | 85,7  |
|                   | 0,8 | 18,8            | 25,0 | 31,3 | 37,5  | 43,8  | 50,0  | 56,3  | 62,5  | 68,8  | 75,0  |
|                   | 0,9 | 16,7            | 22,2 | 27,8 | 33,3  | 38,9  | 44,4  | 50,0  | 55,6  | 61,1  | 66,7  |
|                   | 1,0 | 15,0            | 20,0 | 25,0 | 30,0  | 35,0  | 40,0  | 45,0  | 50,0  | 55,0  | 60,0  |
|                   | 1,1 | 13,6            | 18,2 | 22,7 | 27,3  | 31,8  | 36,4  | 40,9  | 45,5  | 50,0  | 54,5  |
|                   | 1,2 | 12,5            | 16,7 | 20,8 | 25,0  | 29,2  | 33,3  | 37,5  | 41,7  | 45,8  | 50,0  |

дроту з кістковою тканиною. Це можна реалізувати шляхом накладання дроту у вигляді джгута зі щільним укладанням витків один до одного. Розрахуємо величини напружень, які виникають при взаємодії джгута різної ширини з кістковою тканиною при різних величинах навантаження. У даному випадку має значення тільки ширина джгута, діаметр дроту має значення тільки для розрахунку кількості витків для отримання необхідної ширини. Результати розрахунків наведені в табл. 3.

Для більш зручного порівняння результатів розрахунку величин напружень, які викликає джгут із серкляжного дроту різної ширини в кістковій тканині в місцях контакту залежно від величини навантаження, з величиною межі міцності на стискання ребер був побудований графік (рис. 4).

Результати проведених розрахунків показали, що при ширині джгута 6 мм та більше величини напружень, які виникають у кістковій тканині в місці їх контакту, не перевищують мінімального значення межі міцності кісткової тканини ребер. Оскільки накладання джгута мінімальної ширини 6 мм з максимально товстого дроту діаметром 1,2 мм потребує виконання 5 витків, це може бути дуже незручною процедурою під час оперативного втручання. Альтернативним варіантом може бути використання кріпильної стрічки. Розрахуємо величини напружень, які можуть виникати у стрічці товщиною 0,3 мм залежно від її ширини та величини прикладеного навантаження. Результати розрахунків наведені в табл. 4.

Графік (рис. 5) дозволяє наочно порівняти величини напружень, що виникають у кріпильній стрічці

**Таблиця 3. Величини напружень, які створює джгут різної ширини на кістковій тканині, залежно від величини прикладеного навантаження**

| Навантаження, Н    |    | Напруження, МПа |     |     |     |     |     |     |      |      |      |
|--------------------|----|-----------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|------|------|------|
|                    |    | 150             | 200 | 250 | 300 | 350 | 400 | 450 | 500  | 550  | 600  |
| Ширина бандажу, мм | 5  | 3,0             | 4,0 | 5,0 | 6,0 | 7,0 | 8,0 | 9,0 | 10,0 | 11,0 | 12,0 |
|                    | 6  | 2,5             | 3,3 | 4,2 | 5,0 | 5,8 | 6,7 | 7,5 | 8,3  | 9,2  | 10,0 |
|                    | 7  | 2,1             | 2,9 | 3,6 | 4,3 | 5,0 | 5,7 | 6,4 | 7,1  | 7,9  | 8,6  |
|                    | 8  | 1,9             | 2,5 | 3,1 | 3,8 | 4,4 | 5,0 | 5,6 | 6,3  | 6,9  | 7,5  |
|                    | 9  | 1,7             | 2,2 | 2,8 | 3,3 | 3,9 | 4,4 | 5,0 | 5,6  | 6,1  | 6,7  |
|                    | 10 | 1,5             | 2,0 | 2,5 | 3,0 | 3,5 | 4,0 | 4,5 | 5,0  | 5,5  | 6,0  |
|                    | 11 | 1,4             | 1,8 | 2,3 | 2,7 | 3,2 | 3,6 | 4,1 | 4,5  | 5,0  | 5,5  |
|                    | 12 | 1,3             | 1,7 | 2,1 | 2,5 | 2,9 | 3,3 | 3,8 | 4,2  | 4,6  | 5,0  |
|                    | 13 | 1,2             | 1,5 | 1,9 | 2,3 | 2,7 | 3,1 | 3,5 | 3,8  | 4,2  | 4,6  |
|                    | 14 | 1,1             | 1,4 | 1,8 | 2,1 | 2,5 | 2,9 | 3,2 | 3,6  | 3,9  | 4,3  |
|                    | 15 | 1,0             | 1,3 | 1,7 | 2,0 | 2,3 | 2,7 | 3,0 | 3,3  | 3,7  | 4,0  |

**Таблиця 4. Величини максимальних напружень, які можуть виникати в кріпильній стрічці різної ширини залежно від величини прикладеного навантаження**

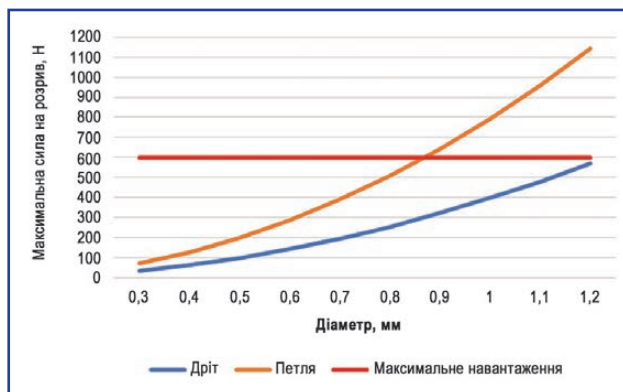
| Навантаження, Н    |    | Напруження, МПа |       |       |       |       |       |       |       |       |       |
|--------------------|----|-----------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|                    |    | 150             | 200   | 250   | 300   | 350   | 400   | 450   | 500   | 550   | 600   |
| Ширина стрічки, мм | 5  | 100,0           | 133,3 | 166,7 | 200,0 | 233,3 | 266,7 | 300,0 | 333,3 | 366,7 | 400,0 |
|                    | 6  | 83,3            | 111,1 | 138,9 | 166,7 | 194,4 | 222,2 | 250,0 | 277,8 | 305,6 | 333,3 |
|                    | 7  | 71,4            | 95,2  | 119,0 | 142,9 | 166,7 | 190,5 | 214,3 | 238,1 | 261,9 | 285,7 |
|                    | 8  | 62,5            | 83,3  | 104,2 | 125,0 | 145,8 | 166,7 | 187,5 | 208,3 | 229,2 | 250,0 |
|                    | 9  | 55,6            | 74,1  | 92,6  | 111,1 | 129,6 | 148,1 | 166,7 | 185,2 | 203,7 | 222,2 |
|                    | 10 | 50,0            | 66,7  | 83,3  | 100,0 | 116,7 | 133,3 | 150,0 | 166,7 | 183,3 | 200,0 |
|                    | 11 | 45,5            | 60,6  | 75,8  | 90,9  | 106,1 | 121,2 | 136,4 | 151,5 | 166,7 | 181,8 |
|                    | 12 | 41,7            | 55,6  | 69,4  | 83,3  | 97,2  | 111,1 | 125,0 | 138,9 | 152,8 | 166,7 |
|                    | 13 | 38,5            | 51,3  | 64,1  | 76,9  | 89,7  | 102,6 | 115,4 | 128,2 | 141,0 | 153,8 |
|                    | 14 | 35,7            | 47,6  | 59,5  | 71,4  | 83,3  | 95,2  | 107,1 | 119,0 | 131,0 | 142,9 |
|                    | 15 | 33,3            | 44,4  | 55,6  | 66,7  | 77,8  | 88,9  | 100,0 | 111,1 | 122,2 | 133,3 |



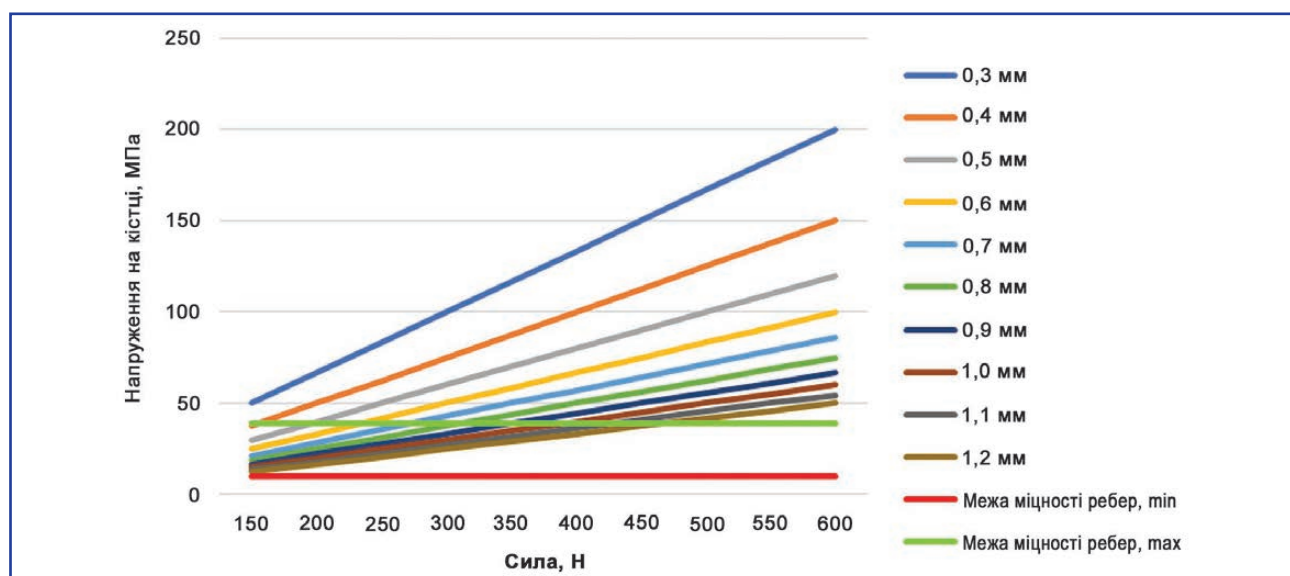
різної ширини залежно від величини прикладеного навантаження, із величиною межі міцності хірургічної сталі.

Наведений графік наочно показує, що навіть при мінімальних значеннях товщини 0,3 мм та ширини 5 мм кріпильна стрічка витримує весь діапазон можливих навантажень, бо виникаючі в ній напруження не перевищують показника межі міцності.

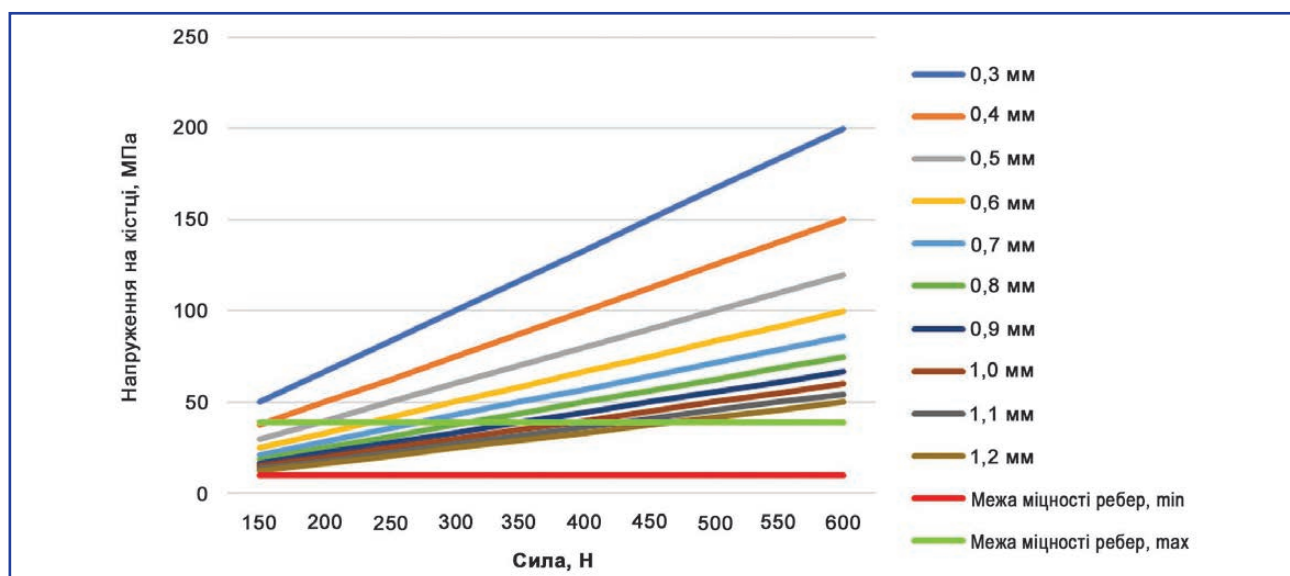
Таким чином, із точки зору біомеханіки виконання реконструкції кілеподібної деформації грудної клітки супроводжується складною багатовекторною дією різноманітних факторів, а саме: величини коригуючої сили, ригідності самої деформації, анатомічних розмірів ребер, щільності кісткової тканини пацієнта — усе це впливає на величину рівнодіючої коригуючої сили



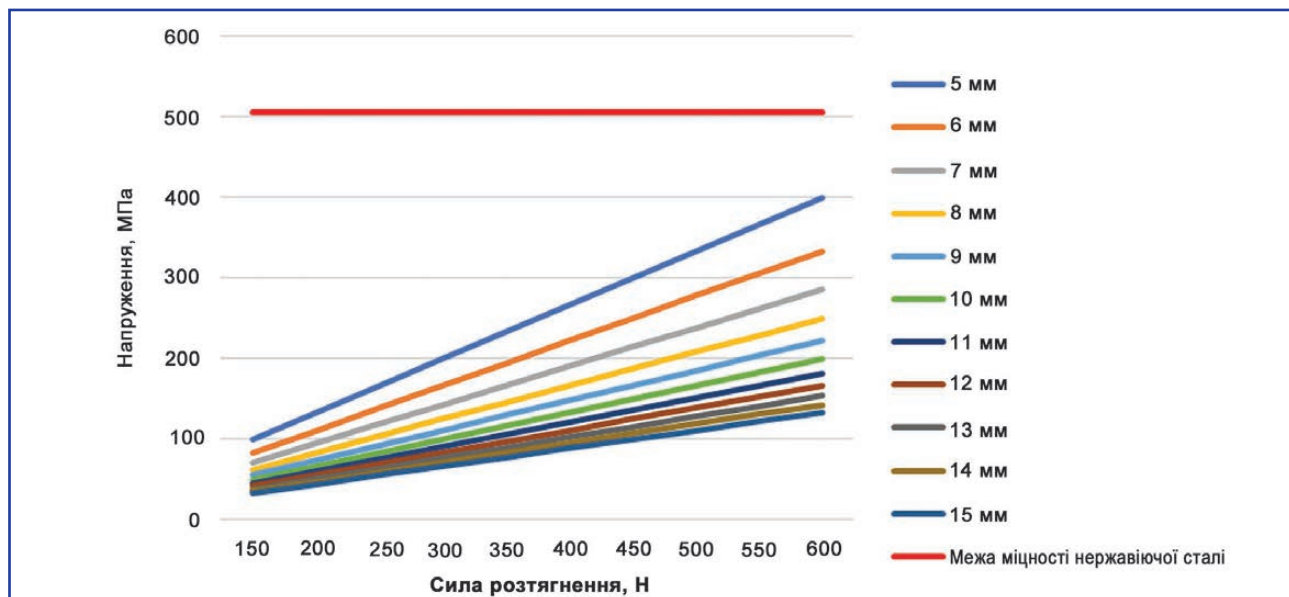
**Рисунок 2. Графік гранично допустимої сили залежно від діаметра серкляжного дроту**



**Рисунок 3. Графік залежності напружень, які створює серкляжний дріт на кістковій тканині, від прикладеної сили та діаметра дроту**



**Рисунок 4. Графік напружень, які створює джгут різної ширини на кістковій тканині залежно від величини прикладеного навантаження**



**Рисунок 5. Графік максимальних напружень, які можуть виникати в кріпильній стрічці різної ширини залежно від величини прикладеного навантаження**

та зумовлює ефект корекції. Тому ми будували графіки (рис. 3–5) так, щоб при підготовці до операції лікар, маючи кріпильний матеріал відомих параметрів, мав можливість прийняти рішення, скільки разів скласти дріт, орієнтуючись або на максимальні, або на середні показники параметрів, які є варіабельними.

## Висновки

1. Петля з одиночного дроту будь-якого діаметра може витримати максимальне коригуюче навантаження 600 Н тільки при використанні дроту діаметром 0,9 мм і більше.

2. Для забезпечення стабільної фіксації коригуючої пластини, при максимальному коригуючому навантаженні 600 Н і допустимому напруженні ребер 9,81 МПа, необхідно накладати джгут із серкляжного дроту мінімальної ширини 6 мм. У той же час як альтернативу можна використовувати кріпильну стрічку з параметрами ширини і товщини 6 мм та 0,3 мм відповідно.

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

## Список літератури

1. Abramson H. A minimally invasive technique to repair pectus carinatum. Preliminary report. Arch. Bronconeumol. 2005 Jun. 41(6). 349–51.
2. Kocher G., Gioutsos K., Nguyen T.L., Sesia S. Minimally invasive repair of pectus carinatum using the Abramson technique. Multimed. Man. Cardiothorac. Surg. 2021 Dec 6. 2021. doi: 10.1510/mmcts.2021.082.
3. Yuksel M., Lacin T., Ermerak N.O., Sirzai E.Y., Sayan B. Minimally Invasive Repair of Pectus Carinatum. Ann. Thorac. Surg. 2018 Mar. 105(3). 915–923. doi: 10.1016/j.athoracsur.2017.10.003.

4. Abramson H., Aragon X., Blanco J.B., Ciano A., Abramson L. Minimally invasive repair of pectus carinatum and how to deal with complications. J. Vis. Surg. 2016 Mar 23. 2. 64. doi: 10.21037/jovs.2016.03.11.

5. Cohee A.S., Lin J.R., Frantz F.W. et al. Staged management of pectus carinatum. J. Pediatr. Surg. 2013. 48. 315–20. <https://doi.org/10.1016/j.jpedsurg.2012.11.008>.

6. Katrancioglu O., Akkas Y., Karadayi S., Sahin E., Kaptanoğlu M. Is the Abramson technique effective in pectus carinatum repair? Asian J. Surg. 2018 Jan. 41(1). 73–76. doi: 10.1016/j.asjsur.2016.09.008.

7. Muntean A., Stoica I., Saxena A.K. Pigeon chest: comparative analysis of surgical techniques in minimal access repair of pectus carinatum (MARPC). World J. Pediatr. 2018 Feb. 14(1). 18–25. doi: 10.1007/s12519-018-0121-2.

8. Дігтяр В.А., Камінська М.О., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Значення механічних властивостей пластини в разі торакопластики вродженої лікоподібної деформації грудної клітки. Ортопедія, травматологія і протезування. 2021. 1. 18–22. DOI: 10.15674/0030-59872021118-22.

9. Дігтяр В.А., Камінська М.О., Яреско О.В. Математичний розрахунок та значення коефіцієнта відновлення форми грудної клітки при плануванні торакопластики вродженої лікоподібної деформації грудної клітки. Травма. 2021. 1. 45–51. DOI: 10.22141/1608-1706.1.22.2021.226408.

10. Березовский В.А., Колотилев Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека: справочник. К.: Наукова думка, 1990. 224 с.

11. Александров А.В., Потапов В.Д., Державин Б.П. Сопротивление материалов. М.: Высшая школа, 2000. 560 с.

Отримано/Received 15.07.2022

Рецензовано/Revised 22.07.2022

Прийнято до друку/Accepted 30.07.2022 ■

**Information about authors**

Marianna O. Kaminska, PhD, Assistant professor, Department of the pediatric surgery, orthopedics and traumatology, Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine; e-mail: mkaminska0307@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-5895-9562>

Valerii A. Dihtiar, MD, PhD, Professor, Department of the pediatric surgery, orthopedics and traumatology, Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine; e-mail: Vdihtiar2017@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3182-2512>

Mykhailo Yu. Karpinsky, 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: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Dmytro I. Shulga, St. Luke's Hospital, Kropyvnytskyi, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0003-2972-1381>

**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.O. Kaminska<sup>1</sup>, V.A. Dihtiar<sup>1</sup>, M.Yu. Karpinsky<sup>2</sup>, D.I. Shulga<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Dnipro State Medical University, Dnipro, 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>St. Luke's Hospital, Kropyvnytskyi, Ukraine

### Characteristics of the parameters of the cerclage wire in the reconstruction of pectus carinatum

**Abstract. Background.** One of the leading methods for the reconstruction of congenital pectus carinatum is non-resection thoracoplasty. An implanted system is used for it, consisting of a compression plate and 2 stabilizing plates, which are attached to it and have 2 holes on the sides, are used for fastening to the ribs with wire sutures, and is installed through small side incisions only at the level of maximum deformation. But often there are complications related to the violation of the stable connection between the corrective plate and the ribs due to the breakage of the threads, the cutting of the wire seams through the ribs. The purpose was to calculate the necessary parameters of the wire as a fastening material for a stable connection of the corrective plate with the ribs when managing sternum deformity. **Materials and methods.** Calculations of the parameters of the cerclage wires for the stable connection between the corrective plate and the ribs during the correction of sternum deformity were carried out. According to the input data, we chose corrective loads ranging from 150 to 600 N, with an interval of 50 N. The parameters of the cerclage wire were chosen according to the data of the Aesculap company, which manufactures wire with a diameter of 0.3 to 1.2 mm. AISI 316L steel with a tensile strength of 505 MPa was used. **Results.** A loop made of wire with a diameter of not less than 0.8 mm can withstand a maximum load of 600 N. The use of a cerclage with smaller diameters requires folding it four time or more. It is possible to solve the problem of stress limit of bone tissue by applying a wire in

the form of a tourniquet with a dense laying of loops to each other. When the width of the tourniquet is 6 mm or more, the amount of stress that occurs in the bone tissue at the point of their contact does not exceed the minimum value of the stress limit of the bone tissue of the ribs. Since applying a tourniquet with a minimum width of 6 mm that is made of a maximally thick wire with a diameter of 1.2 mm requires 5 loops, this can be a very uncomfortable procedure during surgery. From the point of view of biomechanics, the reconstruction of pectus carinatum is accompanied by a complex multi-vector effect of various factors, namely the magnitude of the corrective force, the rigidity of the deformation itself, the anatomical dimensions of the ribs, the density of the patient's bone tissue — all this influences the magnitude of the resultant corrective force and determines the effect of the correction. **Conclusions.** A single wire loop of any diameter can withstand a maximum corrective load of 600 N, only when using a wire with a diameter of 0.9 mm or more. To ensure stable fixation of the corrective plate, with a maximum corrective load of 600 N and a permissible stress of the ribs of 9.81 MPa, it is necessary to apply a tourniquet made of a cerclage wire with a minimum width of 6 mm. At the same time, as an alternative, you can use a fastening tape with width and thickness parameters of 6 and 0.3 mm, respectively.

**Keywords:** sternum; pectus carinatum; correction; fastening; stress limit

Головіна Я.О., Малик Р.В., Вирва О.Є.

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

## Східцеподібна остеотомія в разі алопластичного заміщення післярезекційних дефектів довгих кісток із застосуванням універсального інструмента

**Резюме. Актуальність.** Біореконструкція довгих кісток займає важливе місце серед усіх хірургічних методик, що спрямовані на заміщення післярезекційних дефектів довгих кісток у разі їх пухлинного ураження. Поєднання сегментарної кісткової алопластики та металевих конструкцій, що фіксують імплантат, дозволяє застосовувати пацієнтові ранню реабілітацію та швидке відновлення функції ураженої кінцівки. Для отримання стабільної фіксації, що забезпечує умови ефективної остеорепації, між ало-трансплантатом і кісткою реципієнта застосовуються різні види остеотомій. Найбільш поширена попере- речна остеотомія, але в разі її використання спостерігаються такі ускладнення, як порушення процесів остеорепації в зоні контакту алоімплантата та кістки реципієнта. Східцеподібна остеотомія має низ- ку переваг перед іншими видами, але вона складна в застосуванні. **Мета дослідження** — розробити універсальний інструмент для виконання східцеподібної остеотомії в разі алопластики сегментарних дефектів довгих кісток. **Матеріали та методи.** Розроблено інструмент — універсальний шаблон для ви- конання східцеподібної остеотомії, застосування якого дозволяє робити ідентичні «сходинки» в кістці реципієнта та кістковому сегментарному алоімплантаті та найбільш щільно їх зіставити між собою. Про- ведена апробація застосування розробленого інструмента. **Результати.** Дані методики застосовували в 17 пацієнтів із пухлинами кісток. Медіана термінів спостереження за пацієнтами після закінчення ліку- вання становила 16,2 (9,2; 50,7) міс. Середній показник шкали MSTs для усіх пацієнтів ( $n = 17$ ) становив  $22,3 \pm 2,8$  (19–27) бала. Статевий розподіл незначно впливав на функціональний результат лікування: у чоловіків ( $n = 7$ ) MSTs —  $23,1 \pm 2,3$  бала, у жінок ( $n = 10$ ) MSTs —  $21,7 \pm 3,1$  бала. У пацієнтів з остеосарко- мою ( $n = 7$ ) функціональні результати становили  $21,6 \pm 2,8$  бала (від 19 до 27). Розроблений універсаль- ний інструмент можна застосовувати в різних ситуаціях (різного розміру довгі кістки, різного розміру «сходинки» для східцеподібної остеотомії). На наш погляд, це має більш виражений економічний ефект. Наведені клінічні приклади застосування сегментарних кісткових алоімплантатів у разі післярезекцій- них дефектів довгих кісток. **Висновки.** Успіх застосування сегментарної кісткової алопластики кісток за- лежить від багатьох факторів, а головне — від правильно обраних показань до цього методу лікування. Східцеподібна остеотомія кісток дозволяє отримати стабільну та щільну фіксацію між кістками та отри- мати найкращі умови для остеорепації в разі кісткової алопластики. Розробка та застосування уні- версального інструмента для східцеподібної остеотомії дозволяють виконати найбільш точну резекцію кісток та зменшити час проведення оперативного втручання, що може впливати на покращення резуль- татів хірургічного лікування онкологічних пацієнтів.

**Ключові слова:** кісткові алоімплантати; післярезекційні дефекти довгих кісток; пухлини довгих кісток; ін- струменти для остеотомій



## Вступ

Видалення пухлин та заміщення післярезекційних дефектів довгих кісток — важливе завдання, що постає перед хірургом у разі лікування пацієнтів із пухлинами кісток. Вибір методу та матеріалу для заміщення дефекту кістки залежить від багатьох факторів [1]. Одним з найбільш важливих факторів є швидке відновлення функції ураженої кінцівки та максимальна довговічність матеріалу, який заміщує кістку. Тому біореко́нструкція довгих кісток займає важливе місце серед усіх хірургічних методик [2, 3]. Поєднання сегментарної кісткової алопластики та металевих конструкцій, що фіксують імплантат, дозволяє застосовувати ранню реабілітацію та швидке відновлення функції ураженої кінцівки [4]. Для отримання стабільної фіксації, що забезпечує умови ефективної остеорепа́рації між ало-трансплантатом і кісткою реципієнта, було удо-сконалено різні види остеотомії і вивчалися їх особливості [5–7]. Найбільш часто застосовується поперечна ос-теотомія (рис. 1а). При її виконанні важливим є точне співвідношення діаметрів алотрансплантата й кістки реципієнта. Однак у разі її використання спостерігається більший ризик розвитку незрощення, ніж при інших видах остеотомії. Для збільшення площі кон-такту між алотрансплантатом і кісткою реципієнта ви-користовується коса остеотомія (не менше від 2 см), але вона має великий ризик розвитку нестабільності з'єднання кісток (рис. 1б). З метою збільшення ста-більності в досліджуваній зоні й досягнення кращого зрощення запропонована step-cut (східцеподібна) ос-теотомія (рис. 1г). Цей вид остеотомії також запобігає розвитку ротаційної нестабільності. Ця остеотомія тех-нічно складна у виконанні й передбачає досягнення адекватного і щільного контакту між алотранспланта-том і кісткою реципієнта [7]. Як варіант східцеподібної остеотомії В.М. Cascio (2003) та співавтори розробили сигмоподібну (S) остеотомію, яка передбачала най-більш щільний контакт між кісткою реципієнта та ало-трансплантатом (рис. 1в) [8].

Нами було вдосконалено та розроблено методи-ки кісткової алопластики дефектів довгих кісток та алокомполітного ендопротезування в разі хірургіч-ного лікування хворих із пухлинами довгих кісток. Мета даних розробок полягає в біореко́нструкції довгої кістки, що уражена пухлиною, у підвищенні міцності та довговічності фіксації ендопротеза, зни-женні ризику перипротезного перелому у віддале-ному періоді, зниженні ризику розвитку порушень репаративних процесів у зоні контакту кісткового алоімплантата та кістки реципієнта та створенні умов для відновлення функції опори та ходи нижніх кінцівок та функції верхніх кінцівок в найкоротші терміни.

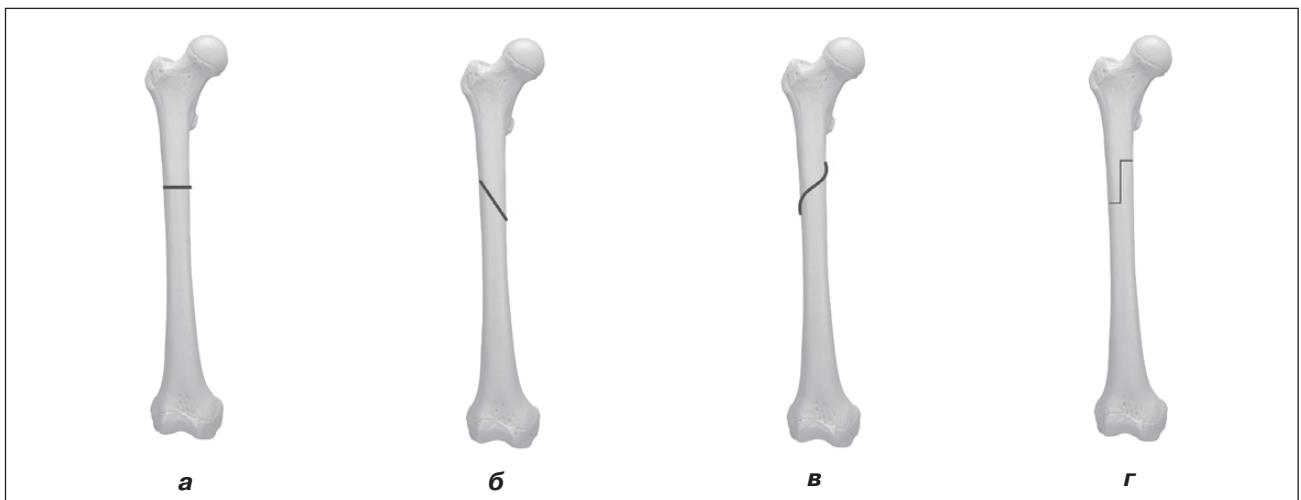
**Мета дослідження** — розробити універсальний ін-струмент для виконання східцеподібної остеотомії в разі алопластики сегментарних дефектів довгих кісток.

## Матеріали та методи

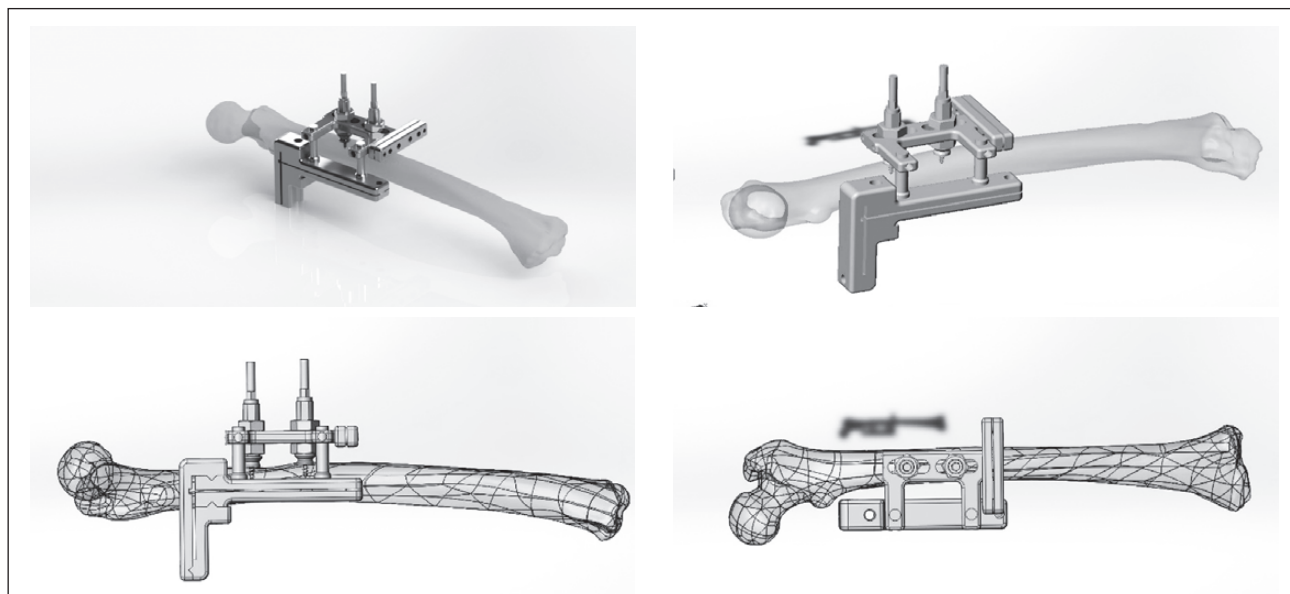
Гістологічним, біомеханічним, математичним ме-тодами дослідження, що були проведені в наших по-передніх роботах, доведена ефективність застосування східцеподібної остеотомії кісткового алоімплантата та кістки реципієнта та додаткового виконання кісткової автопластики для досягнення найкращих умов для ре-паративного процесу та найбільшої міцності кісток у зоні їх з'єднання [9, 10].

Зважаючи на ці дані, нами було розроблено інстру-мент — універсальний шаблон для виконання схід-цеподібної остеотомії, застосування якого дозволяє робити ідентичні «сходинки» в кістці реципієнта та кістковому сегментарному алоімплантаті та найбільш щільно їх зіставити між собою. Цей шаблон розробле-ний так, що має можливість регулювати ширину та до-вжину «сходинки», тому він може бути застосований на різних ділянках різних довгих кісток. Розроблений інструмент поданий на рис. 2.

У разі видалення пухлини *en block* утворюється піс-лярезекційний дефект довгої кістки. Розроблений ін-



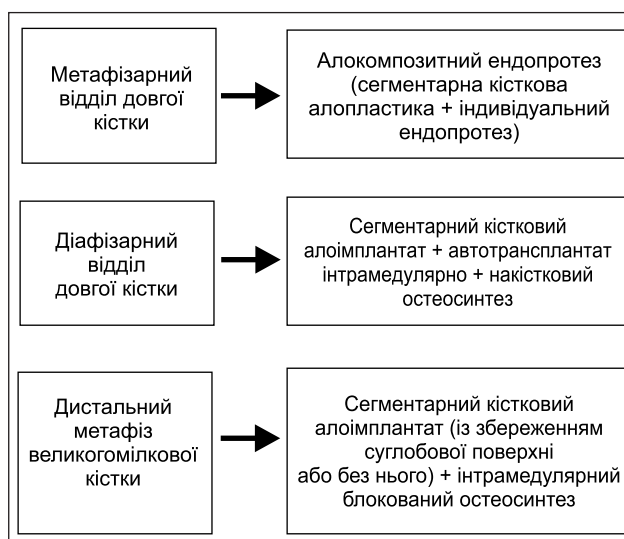
**Рисунок 1. Схематичне зображення видів остеотомії: а) поперечна; б) коса; в) сигмоподібна; г) східцеподібна**



**Рисунок 2. Універсальний шаблон для східцеподібної остеотомії кісток**

струмент застосовується на кістці реципієнта та дзеркально — на сегментарному кістковому алоімплантаті з однаковими параметрами (ширина та довжина «сходинок»). Після виконання східцеподібної остеотомії ці кістки щільно зіставляються між собою та фіксуються будь-якою металевою конструкцією, що обирається заздалегідь залежно від локалізації пухлини. Методики алопластичного заміщення дефектів довгих кісток нами були удосконалені та розроблені і розглянуті в попередніх публікаціях [11].

У разі локалізації пухлинного вогнища в метаепіфізах довгих кісток показане заміщення післярезекційного дефекту алокомпозитним ендопротезом (сегментарним алоімплантатом, що фіксований із кісткою реципієнта через східцеподібну остеотомію, та додатковим імплантуванням кісткових автоімплантатів у зону контакту кісток, а також індивідуальним ендопротезом). У разі локалізації пухлини в діафізі довгої кістки застосовується сегментарний кістковий алоімплантат, що фіксований із кісткою реципієнта через східцеподібну остеотомію (з обох сторін — проксимально та дистально), автокістковим трансплантатом, що введений інтрамедулярно та фіксований пластиною. У разі локалізації вогнища в дистальному відділі великогомілкової кістки можливе використання двох методик сегментарної кісткової алопластики: артикулюючого кісткового алоімплантата або формування надп'яtkово-гомількового артродеза з фіксацією інтрамедулярним стрижнем, що блокується, а також фіксація алоімплантатів із кісткою реципієнта через східцеподібну остеотомію та додатковою пластиною в дану зону автотрансплантатів. Вибір форми кісткового алоімплантата — артикулюючого або без збереження суглобової поверхні для формування артродезу залежить від довжини дефекту кістки. У разі великих розмірів алоімплантатів перевага надається артродезуючій операції (рис. 3).



**Рисунок 3. Види сегментарної кісткової алопластики залежно від локалізації післярезекційного дефекту кісток**

## Результати та обговорення

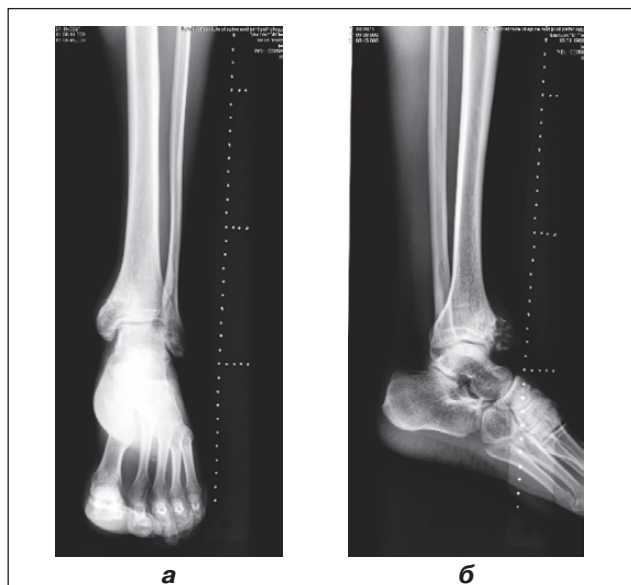
Ці методики застосовували в 17 пацієнтів із пухлинами кісток. Медіана термінів спостереження за пацієнтами після закінчення лікування становила 16,2 [9,2; 50,7] міс.

Середній показник шкали MSTS для усіх пацієнтів ( $n = 17$ ) становив  $22,3 \pm 2,8$  (19–27) бала.

Статевий розподіл незначно впливав на функціональний результат лікування: у чоловіків ( $n = 7$ ) MSTS —  $23,1 \pm 2,3$  бала, у жінок ( $n = 10$ ) MSTS —  $21,7 \pm 3,1$  бала.

У пацієнтів з остеосаркомою ( $n = 7$ ) функціональні результати становили  $21,6 \pm 2,8$  бала (від 19 до 27).

Наводимо клінічні приклади хірургічних методик із застосуванням кісткової сегментарної алопластики дефектів довгих кісток у разі використання універсального інструмента для східцеподібної остеотомії.



**Рисунок 4. Рентгенограми пацієнта Д., 32 років, діагноз: хондросаркома дистального відділу лівої великогомілкової кістки T2N0M0, II ст., II клінічної групи. Ексцентрично розташоване літичне вогнище деструкції неоднорідної структури: а) пряма проєкція; б) бічна проєкція**

#### Клінічний приклад 1

До клініки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» надійшов пацієнт Д., 32 років, зі скаргами на біль, на наявність пухлинного утворення в дистальному відділі лівої го-

мілки. У результаті комплексного обстеження (клінічне, рентгенологічне (рис. 4), патоморфологічне дослідження біопсійного матеріалу) встановлено діагноз: хондросаркома дистального відділу лівої великогомілкової кістки T2N0M0, II ст., II клінічної групи.

Враховуючи встановлений діагноз, згідно з протоколами лікування цієї нозології пацієнту було проведено оперативне втручання: видалення пухлини *en block*, заміщення післярезекційного дефекту н/3 лівої великогомілкової кістки сегментарним алоімплантатом, артродез лівого надп'яtkово-гомількового суглоба (рис. 5, 6). Артродезуюче втручання було обране у зв'язку з близьким розташуванням пухлини до суглобової поверхні. Додатково в зону алопластики були введені кісткові автотрансплантати.

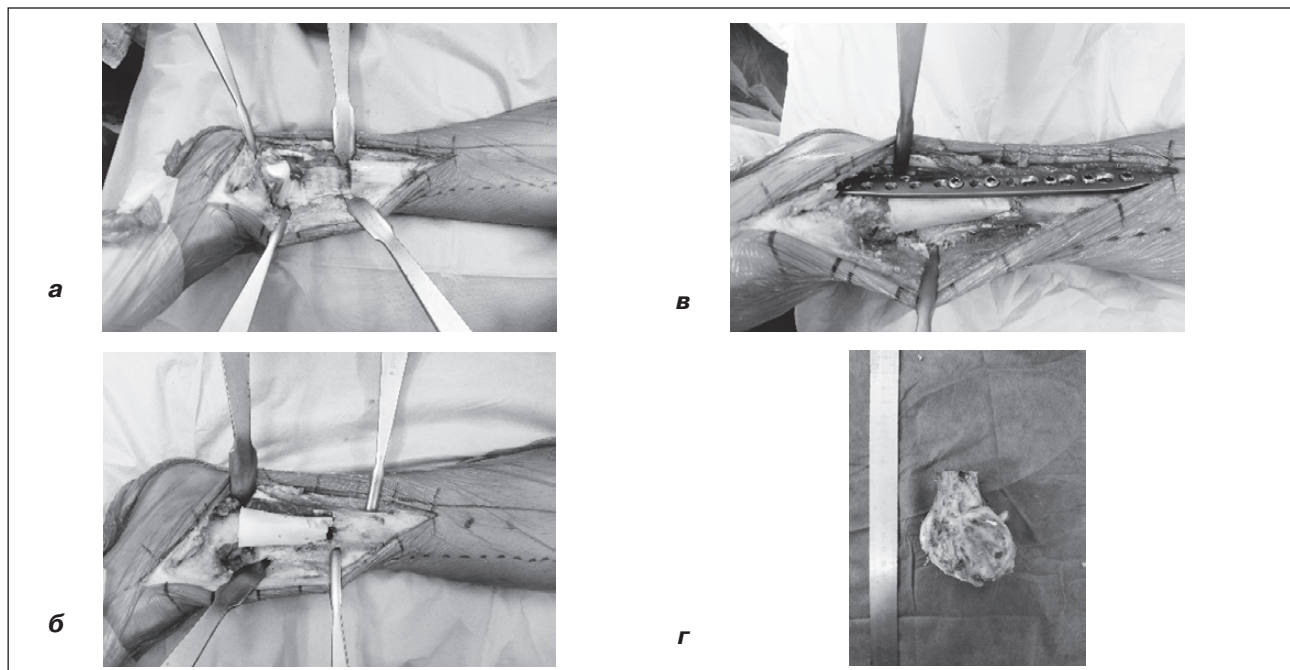
Післяопераційний період пройшов без ускладнень, рана загоїлася первинним натягом. Проводилася іммобілізація лівого надп'яtkово-гомількового суглоба гіпсовою пов'язкою з металевим стременем та майже повним осьовим навантаженням лівої нижньої кінцівки протягом 5 місяців.

Через 5 місяців на рентгенограмах спостерігали зрощення кісткового алоімплантата та кістки реципієнта, а також анкілоз надп'яtkово-гомількового суглоба (рис. 7).

Пацієнт ходить без додаткової опори, загальний термін спостереження становить 1 рік, ознак місцевого рецидиву або віддалених метастазів не виявлено.

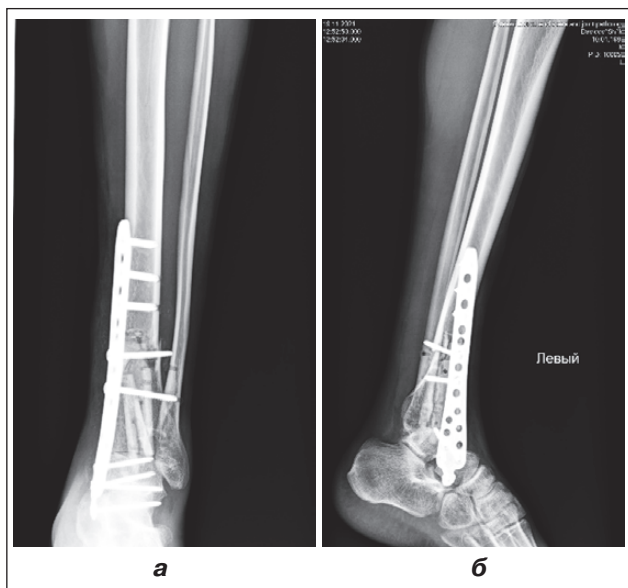
#### Клінічний приклад 2

Пацієнтка К., 58 років, надійшла в клініку зі скаргами на біль у діафізарній частині лівої стегнової кістки. З анамнезу відомо, що пацієнтка хворіє на рак



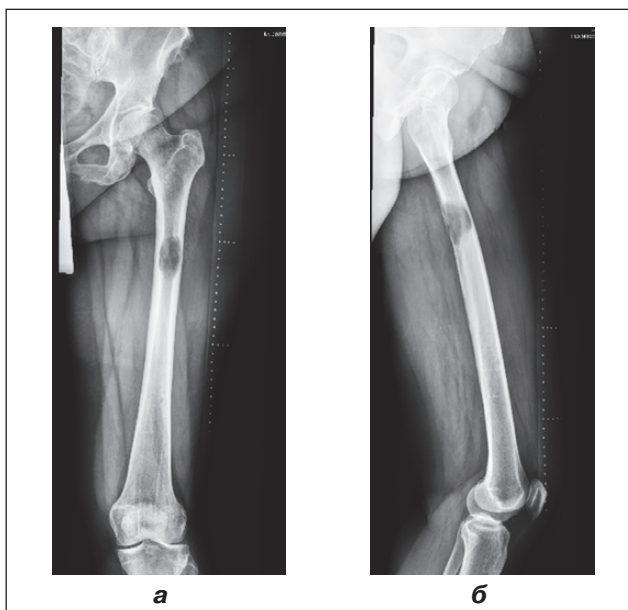
**Рисунок 5. Фото інтраопераційної рани на різних етапах: а) післярезекційний дефект н/3 великогомілкової кістки; б) заміщення післярезекційного дефекту великогомілкової кістки алоімплантатом; в) фіксація алоімплантата та кістки реципієнта пластиною; г) препарат видаленої пухлини**



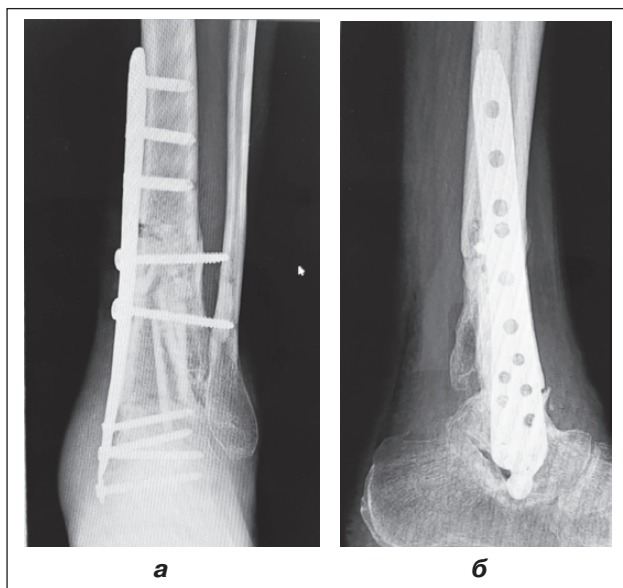


**Рисунок 6. Рентгенограми лівої гомілки у 2 проєкціях пацієнта Д., 32 років, після оперативного втручання: видалення пухлини *en block*, заміщення післярезекційного дефекту н/3 лівої великогомілкової кістки сегментарним алоімплантатом, артродез лівого надп'яtkово-гомількового суглоба: а) пряма проєкція; б) бічна проєкція**

щитоподібної залози близько року, із приводу чого проходила комплексне лікування (хірургічне та поліхіміотерапевтичне). За результатами комплексного обстеження встановлений діагноз: метастатичне ураження діяфіза лівої стегнової кістки, рак щитоподібної залози T2N0M1 (*in oss*) IV ст. Враховуючи



**Рисунок 8. Рентгенограми лівого стегна пацієнтки К., 58 років, із метастатичним ураженням діяфіза лівої стегнової кістки: а) пряма проєкція; б) бічна проєкція**



**Рисунок 7. Рентгенограми лівої гомілки пацієнта Д., 32 років, через 5 міс. після оперативного втручання: перебудова, зрощення алоімплантата та кістки реципієнта, анкілоз лівого надп'яtkово-гомількового суглоба: а) пряма проєкція; б) бічна проєкція**

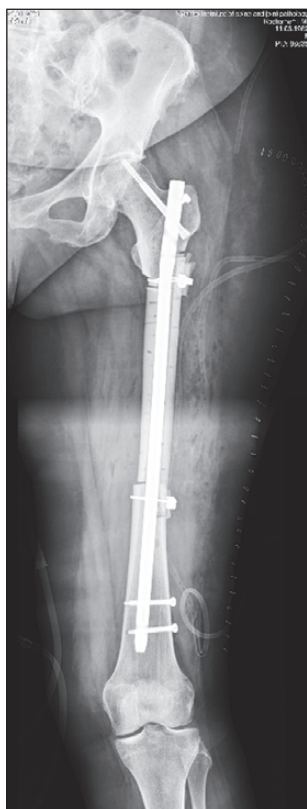
наявність солітарного вогнища метастазу (рис. 8), прийняте рішення виконати радикальне оперативне втручання: видалення пухлини *en block*, широка, сегментарна резекція, заміщення післярезекційного дефекту діяфіза лівої стегнової кістки сегментарним кістковим алоімплантатом із фіксацією інтрамедулярним блокуючим стрижнем.

Виконано оперативне втручання (рис. 9). Післяопераційний період проходив без ускладнень. Пацієнтка почала навантажувати прооперовану нижню кінцівку з перших днів після операції, користуючись ходунками.

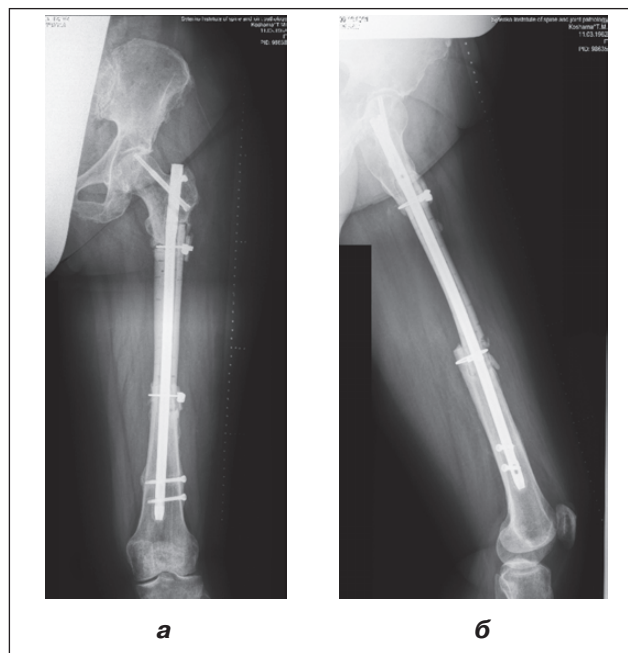
Через 1 місяць хвора ходила без додаткової опори. Через рік після операції на рентгенограмах лівого стегна відзначаються ознаки консолідації в зонах контакту алоімплантата та кістки реципієнта (рис. 10). Ознак продовження пухлинного процесу не спостерігається.

На сучасному етапі поширеними стали технології 3D-принтингу, які дозволяють за даними КТ-дослідження роздруковувати різні імплантати та індивідуальні інструменти (у тому числі й інструменти для проведення остеотомій) [12, 13]. Ця технологія має багато переваг за рахунок того, що всі імплантати та інструменти виготовляються індивідуально для конкретного пацієнта та враховуються особливості дефекту кістки, розміри кістки тощо. Нами було прийняте рішення розробити саме універсальний інструмент, який можна було б застосовувати в різних ситуаціях (різного розміру довг. кістки, різного розміру «сходінки» для східцеподібної остеотомії). На наш погляд, це має більш виражений економічний ефект.





**Рисунок 9. Рентгенограми лівого стегна пацієнтки К., 58 років, після оперативного втручання — заміщення післярезекційного дефекту діафіза стегнової кістки сегментарним алоімплантатом із фіксацією інтрамедулярним блоківним стрижнем**



**Рисунок 10. Рентгенограми лівого стегна пацієнтки К., 58 років, через 1 рік після оперативного втручання — консолідація зон з'єднання алоімплантата та кістки реципієнта: а) пряма проєкція; б) бічна проєкція**

Таким чином, застосування інструментів для остеотомії в разі виконання оперативних втручань із видалення пухлин та заміщення післярезекційних дефектів довгих кісток сегментарними кістковими алоімплантатами дозволяє значно скоротити час операції та покращити техніку хірургічного втручання.

## Висновки

1. Біореконструктивні методики хірургічного лікування пацієнтів із пухлинами довгих кісток мають великі переваги перед методиками, у яких застосовуються штучні матеріали для пластики дефектів кісток.
2. Успіх застосування сегментарної кісткової алопластики кісток залежить від багатьох факторів, а головне — від правильно визначених показань до цього методу лікування.
3. Східцеподібна остеотомія кісток дозволяє досягти стабільної та щільної фіксації між кістками та отримати найкращі умови для остеорепарації в разі кісткової алопластики.
4. Розробка та застосування універсального інструмента для східцеподібної остеотомії дозволяють виконати найбільш точну резекцію кісток та зменшити час проведення оперативного втручання, що може впливати на покращення результатів хірургічного лікування онкологічних пацієнтів.

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

## Список літератури

1. Sohn H.S., Oh J.K. Review of bone graft and bone substitutes with an emphasis on fracture surgeries. *Biomaterials Research*. 2019. 23.9. DOI: <https://doi.org/10.1186/s40824-019-0157-y>
2. Perez J.R., Jose J., Mohile N.V. et al. Limb salvage reconstruction: Radiologic features of common reconstructive techniques and their complications. *Journal of Orthopaedics*. 2020. 21. 183-91. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.03.043>
3. Gautam D., Arora N., Gupta S., George J., Malhotra R. Megaprosthesis versus allograft prosthesis composite for the management of massive skeletal defects: a meta-analysis of comparative studies. *Current reviews in Musculoskeletal Medicine*. 2021. 14(3). 255-70. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12178-021-09707-6>
4. Gharedaghi M., Peivandi M.T., Mazloomi M., Shoorin H.R., Hasani M., Seyf P., Khazaei F. Evaluation of clinical results and complications of structural allograft reconstruction after bone tumor surgery. *The Archives of Bone and Joint Surgery*. 2016. 4(3). 236-42. Retrieved from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27517069/>
5. Biau D.J., Larousserie F., Thévenin F., Piperno-Neumann S., Anract P. Results of 32 allograft-prosthesis composite reconstructions of the proximal femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2010. 468(3). 834-845. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1132-z>
6. Bloebaum R.D., Merrell M., Gustke K., Simmons M. Retrieval analysis of a hydroxyapatite-coated hip prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1991. 267. 97-102.
7. Rogers B.A., Sternheim A., Backstein D., Safir O., Gross A.E. Proximal femoral allograft for major seg-

mental femoral bone loss: A systematic literature review. *Advances in Orthopedics*. 2011. 257572. <https://doi.org/10.4061/2011/257572>

8. Cascio B.M., Thomas K.A., Wilson S.C. A Mechanical Comparison and Review of Transverse, Step-Cut, and Sigmoid Osteotomies. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003. 411. 296-304. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000069895.31220.e8>

9. Вирва О.Е., Головіна Я.О., Малик Р.В., Данішук З.М., Нікольченко О. Експериментально-гістологічне дослідження репаративного остеогенезу за умов різних методів фіксації алотрансплантата під час алокомпозитного ендопротезування довгих кісток. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2017. (2). 70-77. <https://doi.org/10.15674/0030-59872017270-77>

10. Вирва О.Е., Головіна Я.О., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. Біомеханічне експериментальне обґрунтування методики фіксації кісткового алоімпланта і кістки реципієнта. *Ортопедия, травматология и про-*

*тезирование*. 2021. 1. 40-45. <https://doi.org/10.15674/0030-59872020140-45>

11. Вирва О.Є., Головіна Я.О., Малик Р.В., Головіна О.О. Удосконалення методики алокомпозитного ендопротезування. *Клінічна онкологія*. 2021. 11(1). 1-9. <https://doi.org/10.32471/clinicaloncology.2663-466X.41-1.27933>

12. Benady A., Meyer J.S., Ran Y. et al. Intercalary and geographic lower limb tumor resections with the use of 3D printed Patient Specific Instruments — when less is more. *Journal of Orthopaedics*. 2022. 2. 36-42. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2022.05.003>

13. Baraza N., Chapman C., Zakani S., Mulpuri K. 3D-Printed Patient Specific Instrumentation in Corrective Osteotomy of the Femur and Pelvis: A Review of the Literature. *3D Printing in Medicine*. 2020. 6(1). 34. <https://doi.org/10.1186/s41205-020-00087-0>

Отримано/Received 03.07.2022

Рецензовано/Revised 15.07.2022

Прийнято до друку/Accepted 24.07.2022 ■

#### Information about authors

O.E. Vyrva, MD, PhD, Professor, Head of the State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: dr.olegvyrvva@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0003-0597-4472>

Ya.O. Golovina, PhD, Senior Research Fellow at the Department of bone oncology, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: dr.yanina.golovina@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-1605-9109>

R.V. Malik, Research Fellow at the Department of bone oncology, Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine; e-mail: dr.roman.malyk@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-9070-4834>

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

Ya.O. Golovina, R.V. Malik, O.E. Vyrva

State Institution "Sytenko Institute of the Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

### Step-cut osteotomy in case of alloplastic replacement of post-resection defects of long bones using a universal tool

**Abstract. Background.** Bioreconstruction of long bones occupies an important place among all surgical techniques aimed at replacing post-resection defects of long bones in case of a tumor. The combination of segmental bone alloplasty and metal structures fixing the implant allows for the early rehabilitation of a patient and restoring the function of the affected limb. Various types of osteotomies are used to obtain stable fixation that provides conditions for effective osteoreparation between the allograft and the recipient's bone. Transverse osteotomy is the most common, but its use causes complications such as disruption of osteoreparation processes in the area of contact between the alloimplant and the recipient's bone. The step-cut osteotomy has a number of advantages over other types, but it is difficult to use. The purpose of the study is to develop a universal tool for performing step-cut osteotomy in case of alloplasty of segmental defects of long bones. **Materials and methods.** A tool has been developed — a universal template for performing step-cut osteotomy the use of which allows you to make identical "steps" in the bone of the recipient and the bone segmental alloimplant and to compare them most closely. Approbation of the developed tool was carried out. **Results.** These methods were used in 17 patients with bone tumors. The median period of follow-up was 16.2 [9.2; 50.7] months. The average score on the Musculo-

skeletal Tumor Society (MSTS) system for all patients (n = 17) was  $22.3 \pm 2.8$  (19–27) points. The gender distribution slightly influenced the functional outcome of treatment: in men (n = 7), MSTS score was  $23.1 \pm 2.3$  points, in women (n = 10) —  $21.7 \pm 3.1$  points. In patients with osteosarcoma (n = 7), the functional results were assessed as  $21.6 \pm 2.8$  points (from 19 to 27). The developed universal tool can be used in different situations (long bones of different sizes, "steps" of different size for step-cut osteotomy). In our opinion, this has a more pronounced economic effect. Clinical examples of using segmental bone alloimplants in case of post-resection defects of long bones are presented. **Conclusions.** The success of using segmental bone alloplasty depends on many factors, mainly on correctly selected indications for the use of this treatment method. The step-cut osteotomy allows to obtain a stable and dense fixation between the bones and the best conditions for osteoreparation in case of bone alloplasty. The development and application of a universal tool for step-cut osteotomy allows performing the most accurate bone resection and reduce the time of surgical intervention, which can affect the improvement of treatment outcomes in cancer patients.

**Keywords:** bone alloimplants; post-resection defects of long bones; tumors of long bones; tools for osteotomies

Попсуйшапка К.О., Тесленко С.О., Попов А.І., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д.  
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## Експериментальне дослідження пружних властивостей хребетного стовпа за наявності вибухового перелому хребця Th6

**Резюме. Актуальність.** Травматичні переломи грудного відділу хребта хоч і становлять невелику кількість серед усіх переломів, можуть призводити до тривалого лікування, втрати працездатності та інвалідності. У роботі ми спробували вивчити основні принципи розвитку деформацій залежно від навантажень, що прикладаються, і ступеня пошкоджень хребетних сегментів. **Мета:** вивчити основні принципи розвитку деформацій грудного відділу хребта залежно від прикладених навантажень і ступеня пошкоджень хребетних сегментів. **Матеріали та методи.** Проведено експериментальне дослідження пружних властивостей хребетного стовпа за наявності вибухового перелому хребця Th6. Досліджено 5 анатомічних препаратів хребтів свиней з грудною кліткою та повністю збереженими дисками та зв'язковими структурами. На кожному препараті моделювали вибухові переломи хребця Th6 шляхом послідовного руйнування структур хребетно-рухового сегмента (ХРС). **Результати.** У результаті проведених експериментальних досліджень було отримано дані про величини деформації стискання та залишкової деформації препаратів хребетного стовпа при моделюванні вибухових переломів хребця Th6 різного ступеня. Показано, що незруйнований препарат хребта при знятті навантаження відновлює свою довжину практично в повному обсязі. У разі збільшення руйнувань структур ХРС збільшується як величина стискання зразків, так і залишкова деформація. Руйнування ребер призвело до втрати стабільності хребта в зоні зруйнованого сегмента під дією тяжкості грудної клітки, що унеможливило вимірювання величини деформації як під навантаженням, так і після його зняття. **Висновки.** Руйнування ХРС призводить до втрати пружних властивостей ХРС і всього хребта. При порівняно незначних руйнуваннях (50 % тіла хребця і диск) очікується часткове збереження пружних якостей, тому що залишкова деформація становить 4,3 % від величини деформації під навантаженням. Подальше руйнування ХРС призводить до повної втрати не тільки пружності, але й здатності до опору навантаженню та подальшого відновлення, про що свідчить збільшення величини залишкової деформації до 48,2 % вже при руйнуванні дуг та зв'язок, а також припинення приросту енергетичних витрат на рівні 11 Дж за відновлення початкової довжини препарату. Руйнування ребер призводить до втрати стабільності хребта лише на рівні пошкодженого сегмента.

**Ключові слова:** грудний відділ хребта; хребетно-руховий сегмент; робота; потенційна енергія стискання; деформація

### Вступ

За останні 20 років спостерігається збільшення на 97 % кількості операцій у пацієнтів з переломом грудного відділу хребта. Травматичні переломи грудного відділу хребта хоч і становлять невелику кількість серед усіх переломів (від 4 до 10 %) [10], але можуть призводити до тривалого лікування, втрати працездатності та інвалідності.

Анатомічно грудний відділ хребта відрізняється від поперекового відділу хребта. У грудному відділі хребта тіла та дужки хребців менші за розмірами, а фасеткові суглоби орієнтовані так, що дозволяють виконувати більший обсяг обертових рухів [12]. Також основною відмінністю грудного відділу хребта є те, що він входить до складу грудної клітки, яка утворена грудними хребцями, ребрами, грудиною та м'язово-зв'язковим

© «Травма» / «Trauma» («Травма»), 2022

© Видавець Заславський О.Ю. / Publisher Zaslavsky O.Yu., 2022

Для кореспонденції: Карпінська Олена Дмитрівна, науковий співробітник лабораторії біомеханіки, ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М.І. Ситенка Національної академії медичних наук України», вул. Пушкінська, 80, м. Харків, 61024, Україна; e-mail: [helen.karpinska@gmail.com](mailto:helen.karpinska@gmail.com)

For correspondence: 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", Pushkinskaya st., 80, Kharkiv, 61024, Ukraine; e-mail: [helen.karpinska@gmail.com](mailto:helen.karpinska@gmail.com)

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



апаратом [3]. Як відзначають кілька авторів, грудна клітка додатково стабілізує грудний відділ хребта і визначається як четверта колона [11], що надає жорсткості грудному відділу хребта. Тому, з урахуванням цих відмінностей, грудний відділ хребта слід аналізувати окремо від поперекового.

Усі переломи відрізняються своєю поліморфністю та різноманіттям клінічних форм. Головною з основних змішаних сил є сила гравітації, що діє на вертикальну вісь хребта, і, відповідно, первинним та основним видом деформації є кіфотична деформація [5, 6]. У цій роботі ми спробували, вивчити основні принципи розвитку деформацій залежно від навантажень, що прикладаються, і ступеня пошкодження хребетних сегментів.

**Мета:** вивчити основні принципи розвитку деформацій грудного відділу хребта залежно від навантажень, що прикладаються, і ступеня пошкодження хребетних сегментів.

## Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було проведено експериментальне дослідження пружних властивостей хребтового стовпа за наявності вибухового перелому хребця Th6. Було досліджено 5 анатомічних препаратів хребтів свиней з грудною кліткою та повністю збереженими дисками та зв'язковими структурами. На кожному з препаратів моделювали вибухові переломи хребця Th6 (згідно з класифікацією

Magerl et al. (1994) [9]) шляхом послідовного руйнування структур хребтово-рухового сегмента (ХРС). Вимірювання проводили для таких ступенів руйнування [7, 8]:

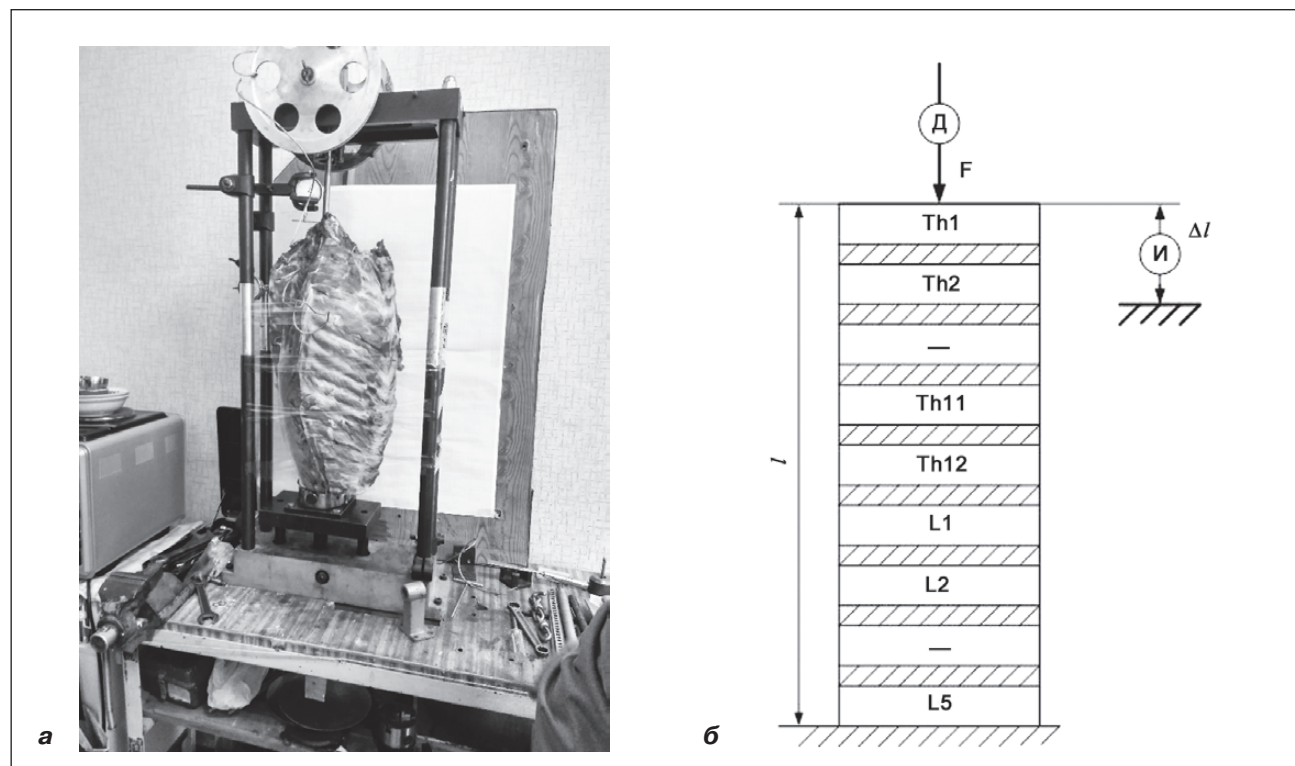
- норма;
- 50 % тіла хребця + 1 диск;
- 50 % тіла хребця + 1 диск + 2 дуги;
- 50 % тіла хребця + 1 диск + 2 дуги + зв'язки;
- 50 % тіла хребця + 1 диск + 2 дуги + зв'язки + суглоби.

Випробування проводили на стенді для біомеханічних досліджень. Стенд під час проведення випробувань препаратів та розрахункова схема експерименту наведені на рис. 1.

Величину деформації вимірювали за допомогою мікрометра годинникового типу. Величину навантаження вимірювали за допомогою тензометричного датчика SBA-100L, контроль навантаження здійснювали пристроєм для реєстрації CAS типу CI-2001A.

На кожному з етапів руйнування всі зразки піддавали стискаючому навантаженню 200 Н [4], що відповідає масі верхньої частини тіла людини [4], й вимірювали величину деформації хребтового стовпа, а після зняття навантаження — величину залишкової деформації препаратів.

Зовнішні сили при деформації пружного тіла виконують роботу. При цьому енергія, витрачена на деформацію хребтового стовпа, накопичується в тканинах, з яких він складається, у вигляді їх внутрішніх напружень. Якщо внутрішню енергію недеформованого



**Рисунок 1. Експериментальне дослідження: а — модель на стенді для біомеханічних досліджень; б — схема експерименту**



пружного тіла прийняти за нуль, то в цьому випадку вся енергія, яка прикладена до нього зовні, буде виконувати роботу, що спрямована на деформацію цього тіла.

Розраховувати величину роботи, яку витрачали на деформацію препаратів при стисканні, можна за формулою [1]:

$$A_{\text{стискання}} = F \frac{(\Delta l)^2}{2},$$

де  $F$  — сила, яку прикладали для стискання зразка (200 Н),  $\Delta l$  — величина стискання зразка (м).

Величину роботи внутрішніх сил, яку здійснює препарат для відновлення своєї довжини після зняття навантаження, розраховували за формулою:

$$A_{\text{відновлення}} = F \frac{(l_n - l_0)^2}{2},$$

де  $l_n$  — величина, до якої опустився зразок при додаванні навантаження;  $l_0$  — величина залишкової деформації зразка після зняття навантаження.

Витрату енергії (роботи) розраховували у відсотках як:

$$A_{\text{витрати}} = 100 - \frac{A_{\text{відновлення}}}{A_{\text{стискання}}} \times 100.$$

Проводили статистичний аналіз отриманих експериментальних даних. Розраховували середні (М) значення та їх стандартне відхилення (SD), а також мінімальні та максимальні значення параметрів. Порівняння параметрів між ступенями руйнування проводили за допомогою однофакторного дисперсійного аналізу (ANOVA) з апостеріорним тестом Дункана. Порівняння між двома станами кожного із зразків проводили за допомогою Т-тесту для парних вибірок. Аналіз виконували в програмі IBM Statistic SPSS 20.0 [2].

## Результати та обговорення

У результаті проведених експериментальних досліджень були отримані дані про величини деформації стискання та залишкової деформації препаратів хребтового стовпа при моделюванні вибухових переломів хребця Th6 різного ступеня. Усі дані були

оброблені методами описової статистики. У табл. 1 наведені дані про максимальну величину деформації стискання препаратів при навантаженні 200 Н та величину їх залишкової деформації після зняття навантаження.

За результатами аналізу було показано, що незруйнований препарат хребта після зняття навантаження відновлює свою довжину практично у повному обсязі. При навантаженні 200 Н деформація в середньому становила  $0,23 \pm 0,03$  мм, а при знятті залишкова деформація у деяких зразках не фіксувалася, а в середньому становила  $0,01 \pm 0,01$  мм.

При збільшенні руйнування структур ХРС збільшується як величина стискання зразків, так і залишкова деформація. Так, при руйнуванні 50 % тіла хребця та повністю диска деформація в середньому становила  $2,66 \pm 0,22$  мм, залишкова —  $0,21 \pm 0,05$  мм.

При подальшому руйнуванні ще 2 дуг деформація під навантаженням збільшилася до  $6,53 \pm 0,14$  мм, а залишкова становила  $3,15 \pm 0,14$  мм.

Додаткове руйнування зв'язок призводило до того, що препарат хребта під навантаженням скоротився на  $7,91 \pm 0,23$  мм, а після зняття навантаження залишкова деформація становила  $4,50 \pm 0,17$  мм.

Наступне повне руйнування структур хребця (додатково суглобів) призвело до деформації зразків у середньому до  $9,96 \pm 0,62$  мм, а залишкова деформація після зняття навантаження становила  $6,31 \pm 0,22$  мм.

Подальше руйнування ребер призвело до втрати стабільності хребта в зоні зруйнованого сегмента під дією тяжкості грудної клітки (рис. 2), що унеможливило вимірювання величини деформації як під навантаженням, так і після його зняття.

За даними однофакторного дисперсійного аналізу, ступені руйнування ХРС статистично значущо відрізняються як за величиною деформації під навантаженням ( $F = 752,774$ ;  $p = 0,001$ ), так і за величиною залишкової деформації ( $F = 1780,053$ ;  $p = 0,001$ ). Причому, за даними апостеріорного тесту Дункана (табл. 2), ступені руйнування ХРС статистично значущо ( $\alpha = 0,05$ ) відрізняються між собою як за первинною деформацією, так і за залишковою.

**Таблиця 1. Величини деформації стискання та залишкових деформацій після зняття навантаження**

| Параметри                        | Ступінь руйнування                  |                                     |                                     |                                     |                                     |
|----------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
|                                  | Норма                               | 50 %Т+1Д                            | 50 %Т+1Д+2Дг                        | 50 %Т+1Д+2Дг+3                      | 50 %Т+1Д+2Дг+3+С                    |
| Деформація при навантаженні, мм  | $0,23 \pm 0,03$<br>$0,18 \div 0,27$ | $2,66 \pm 0,22$<br>$2,30 \div 2,86$ | $6,53 \pm 0,14$<br>$6,40 \div 6,76$ | $7,91 \pm 0,23$<br>$7,60 \div 8,20$ | $9,96 \pm 0,62$<br>$9,40 \div 1,10$ |
| Стат. значущість різниці (ANOVA) | $F = 752,774$ ; $p = 0,001$         |                                     |                                     |                                     |                                     |
| Залишкова деформація, мм         | $0,01 \pm 0,01$<br>$0,00 \div 0,03$ | $0,21 \pm 0,05$<br>$0,15 \div 0,28$ | $3,15 \pm 0,14$<br>$3,00 \div 3,30$ | $4,50 \pm 0,17$<br>$4,20 \div 4,65$ | $6,31 \pm 0,22$<br>$6,10 \div 6,60$ |
| Стат. значущість різниці (ANOVA) | $F = 1780,053$ ; $p = 0,001$        |                                     |                                     |                                     |                                     |

**Примітки: тут і далі: Т — тіло хребця; Д — диск; Дг — дуга; 3 — зв'язки; С — суглоби.**

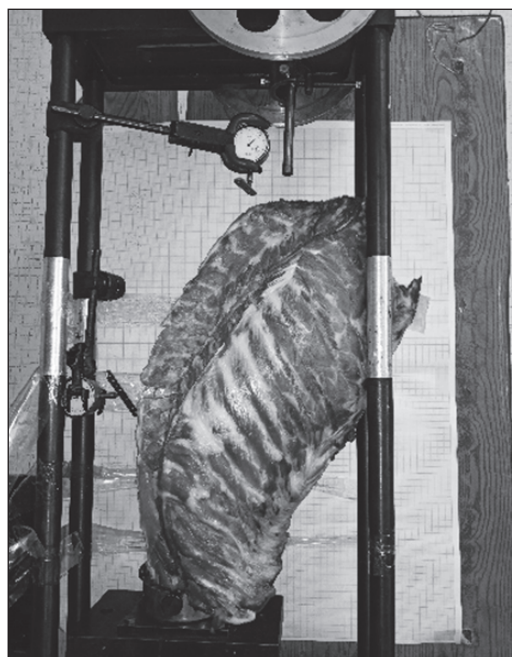
На діаграмі (рис. 3) показано збільшення деформації зразків під навантаженням та одночасне збільшення залишкової деформації.

За наведеними на діаграмі даними можна встановити, що навіть при руйнуванні 50 % тіла хребця та диска ХРС відразу збільшується порівняно з неушкодженим ХРС як деформація під навантаженням (у 11,5 раза), так і залишкова (у 21 раз). Кожне наступне руйнування, як показали попередні дані, збільшує деформацію. Додаткове руйнування 2 дуг при навантаженні збільшує деформацію у 2,5 раза (порівняно з попереднім етапом), а залишкова деформація збільшується в 15 разів, але подальше руйнування дає збільшення деформації при навантаженні у 1,2 раза, а залишкової відповідно у 2,5 та 1,2 раза.

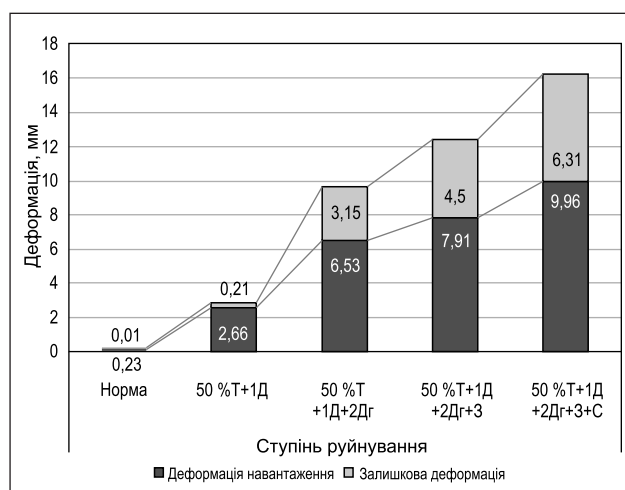
З огляду на це можна дійти висновку, що пружні властивості ХРС втрачаються зі збільшенням масштабів руйнування тіла хребця та диска, а подальші руйнування хоча і збільшують втрату амортизації, але не так стрімко.

При навантаженні хребта та його стисканні витрачається енергія, завдяки чому виконується робота, спрямована на його деформацію. Ця енергія накопичується в стиснутих тканинах у вигляді внутрішніх напружень матеріалу. При нормальних пружних властивостях тканин після зняття навантаження хребет повинен витратити накопичену в тканинах енергію для відновлення своїх початкових розмірів. Величина деформації залежить від пружних властивостей кожного з елементів структури. Тому при навантаженні зразків 200 Н стискання зразків відбувається по-різному і, відповідно, вони по-різному віддають накопичену енергію. Результати аналізу енергетичних затрат зразків при різних ступенях руйнування наведено в табл. 3.

Результати аналізу показали, що при незруйнованій структурі ХРС різниці між отриманою енергією деформації стискання та внутрішньою енергією, витраченою на відновлення, практично немає ( $t = 1,872$ ;  $p = 0,135$ ), втрата енергії становить у середньому  $9,83 \pm 9,69$  %. При руйнуванні 50 % тіла хребця та диска вже відбувається значуща ( $p = 0,001$ ) втрата енергії з  $7,12 \pm 1,17$  Дж отриманої до  $6,03 \pm 1,06$  Дж витраченої для відновлення, що становить у середньому  $15,32 \pm 3,46$  %.



**Рисунок 2. Вид препарату на останній стадії експерименту після руйнування ребер**



**Рисунок 3. Діаграма деформації зразків з різним ступенем руйнування при навантаженні 200 Н та залишкової деформації після зняття навантаження**

**Таблиця 2. Результати апостеріорного тесту Дункана (ANOVA)**

| Ступінь руйнування                    | Деформація при навантаженні    |       |       |       |       | Залишкова деформація після зняття навантаження |       |       |       |       |
|---------------------------------------|--------------------------------|-------|-------|-------|-------|------------------------------------------------|-------|-------|-------|-------|
|                                       | Підмножина для $\alpha = 0,05$ |       |       |       |       | Підмножина для $\alpha = 0,05$                 |       |       |       |       |
|                                       | 1                              | 2     | 3     | 4     | 5     | 1                                              | 2     | 3     | 4     | 5     |
| Норма                                 | 0,23                           |       |       |       |       | 0,01                                           |       |       |       |       |
| 50 %T+1Д                              |                                | 2,66  |       |       |       |                                                | 0,21  |       |       |       |
| 50 %T+1Д+2Дг                          |                                |       | 6,54  |       |       |                                                |       | 3,15  |       |       |
| 50 %T+1Д+2Дг+3                        |                                |       |       | 7,92  |       |                                                |       |       | 4,50  |       |
| 50 %T+1Д+2Дг+3+С                      |                                |       |       |       | 9,96  |                                                |       |       |       | 6,31  |
| Стат. значущість у межах підгрупи (p) | 1,000                          | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000                                          | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |

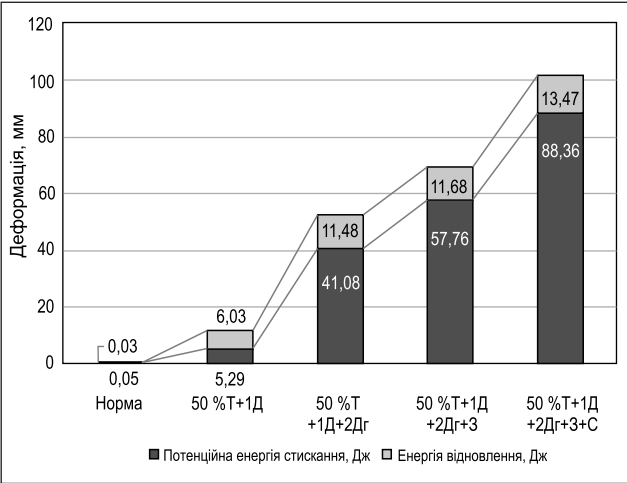


Рисунок 4. Розподіл енергетичних витрат зразками при різних ступенях руйнування

Подальше руйнування структур ХРС призводить до лавинподібного наростання витрат з  $73,12 \pm 1,32 \%$  до  $86,60 \pm 1,54 \%$ , при збільшенні потенційної енергії стиснення через втрату жорсткості зразків та збільшення величини деформації — від  $42,72 \pm 1,95$  Дж до  $99,51 \pm 12,77$  Дж при практично незмінній величині енергії відновлення — у межах від 10 до 20 Дж.

На діаграмі розподілу енергій (рис. 2) показано, як розподілена потенційна енергія, яку отримують зразки

при стиснанні, та витрати енергії при відновленні розмірів.

На діаграмі (рис. 4) можна бачити, що руйнування 50 % тіла хребця і диска за отриманою та витраченою енергією близькі, хоча і спостерігається зростання обох енергій. Різкий енергетичний стрибок спостерігається при руйнуванні додатково 2 дуг. Енергія деформації зростає у 8 разів, а енергія відновлення вдвічі. Наступні руйнівні зміни призводять до поступового, практично лінійного зростання потенційної енергії, але енергія відновлення залишається практично незмінною.

За даними апостеріорного тесту Дункана (табл. 3) проаналізовано статистичні зміни енергетичних витрат зразків при різних ступенях руйнування.

За отриманими статистичними даними підтверджено, що при руйнуванні 50 % тіла хребця і диска зразок отримує енергію, статистично близьку до нормального, неушкодженого зразка, але для відновлення витрачає значущо більшу. Зі збільшенням ступеня руйнування при навантаженні зразкам надається статистично значущо більша потенційна енергія, як вже говорилося, через збільшення величини деформації, але енергія відновлення залишається практично незмінною ( $p = 0,080$ ), що свідчить про втрату амортизаційних властивостей.

Висновки

Руйнування ХРС призводить до втрати пружних властивостей ХРС і всього хребта. При порівняно незначних руйнуваннях (50 % тіла хребця і диска) очіку-

Таблиця 3. Енергетичні витрати зразків при різних ступенях руйнування ХРС

| Параметри                            | Норма                       | 50 %Т+1Д                      | 50 %Т+1Д+2Дг                  | 50 %Т+1Д+2Дг+3                | 50 %Т+1Д+2Дг+3+С                | Стат. значущість різниці (ANOVA) |
|--------------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|
| А <sub>стиснення</sub> , Дж          | 0,05 ± 0,02<br>0,03 ± 0,07  | 7,12 ± 1,17<br>5,29 ± 8,18    | 42,75 ± 1,95<br>41,08 ± 45,75 | 62,71 ± 3,79<br>57,76 ± 67,24 | 99,51 ± 12,77<br>88,36 ± 121,00 | t = 229,745;<br>p = 0,001        |
| А <sub>відновлення</sub> , Дж        | 0,05 ± 0,01<br>0,03 ± 0,06  | 6,03 ± 1,06<br>4,62 ± 7,11    | 11,48 ± 0,42<br>10,93 ± 12,00 | 11,68 ± 0,74<br>10,89 ± 12,60 | 13,47 ± 3,37<br>10,89 ± 19,36   | t = 57,224;<br>p = 0,001         |
| Стат. значущість різниці між роботою | t = 1,872<br>p = 0,135      | t = 8,767<br>p = 0,001        | t = 37,736<br>p < 0,001       | t = 34,827<br>p < 0,001       | t = 20,226<br>p < 0,001         |                                  |
| Втрата енергії, %                    | 9,83 ± 9,69<br>0,00 ± 20,99 | 15,32 ± 3,46<br>12,62 ± 20,02 | 73,12 ± 1,32<br>71,68 ± 74,28 | 81,36 ± 0,87<br>79,99 ± 82,14 | 86,60 ± 1,54<br>84,00 ± 87,75   | t = 317,462;<br>p = 0,001        |

Таблиця 4. Результати апостеріорного тесту Дункана (ANOVA)

| Ступінь руйнування                | Потенційна енергія, Дж  |       |       |       | Енергія відновлення, Дж |       |       |
|-----------------------------------|-------------------------|-------|-------|-------|-------------------------|-------|-------|
|                                   | Підмножина для α = 0,05 |       |       |       | Підмножина для α = 0,05 |       |       |
|                                   | 1                       | 2     | 3     | 4     | 1                       | 2     | 3     |
| Норма                             | 0,05                    |       |       |       | 0,05                    |       |       |
| 50 %Т+1Д                          | 7,12                    |       |       |       |                         | 6,03  |       |
| 50 %Т+1Д+2Дг                      |                         | 42,75 |       |       |                         |       | 11,48 |
| 50 %Т+1Д+2Дг+3                    |                         |       | 62,71 |       |                         |       | 11,68 |
| 50 %Т+1Д+2Дг+3+С                  |                         |       |       | 99,51 |                         |       | 13,47 |
| Стат. значущість у межах підгрупи | 0,079                   | 1,000 | 1,000 | 1,000 | 1,000                   | 1,000 | 0,080 |

ється часткове збереження пружних якостей, тому що залишкова деформація становить 4,3 % від величини деформації під навантаженням. Подальше руйнування ХРС призводить до повної втрати не тільки пружності, а й здатності до опору навантаженню та подальшого відновлення, про що свідчить збільшення величини залишкової деформації до 48,2 % вже при руйнуванні дуг та зв'язок, а також припинення приросту енергетичних витрат на рівні 11 Дж за відновлення початкової довжини препарату. Руйнування ребер призводить до втрати стабільності хребта лише на рівні пошкодженого сегмента.

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

## Список літератури

1. Александров А.В., Потапов В.Д., Державин Б.П. Сопротивление материалов. Москва: Высшая школа, 2000. 560 с.
2. Наследов А. SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных. Санкт-Петербург: Питер, 2011. 400 с.
3. Неттер ФГ. Атлас анатомії людини [Atlas of Human Anatomy]: пер. 7-го англ. вид.: двомов. вид. Київ: Медицина, 2020.
4. Образцов И.Ф., Адамович И.С., Барер И.С. и др. Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для техн. и биол. спец. вузов. Москва: Высш. школа, 1988.
5. Попсуйшапка К.О., Карпінський М.Ю., Тесленко С.О., Карпінська О.Д., Попов А.І. Залишкова фіксованість хребтових сегментів при вибухових переломах груднопоперекового відділу хребта. Травма. 2017. 18 (4). 82-87. DOI: 10.22141/1608-1706.4.18.2017.109348.
6. Попсуйшапка К.О., Карпінський М.Ю., Попов А.І., Суббота І.А., Тесленко С.О. Клініко-експериментальні кореляції розвитку залишкової деформації хребта за умов вибухових переломів груднопоперекового відділу. Ортопедия, травматология и протезирование. 2017. 4. 49-56. DOI: 10.15674/0030-59872017449-56.
7. Радченко А.В., Попсуйшапка К.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Тесленко С.А. Экспериментальное исследование модуля упругости препарата груднопоперического отдела позвоночника свиньи. Травма. 2016. 17 (6). 91-100. DOI: 10.22141/1608-1706.6.17.2016.88623.
8. Радченко В.А., Попсуйшапка К.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Тесленко С.А. Экспериментальное моделирование взрывных переломов груднопоперического отдела позвоночника. Травма. 2017.; 18 (2). 46-52. DOI: 10.22141/1608-1706.2.18.2017.102558.
9. Magerl F., Aebi M., Gertzbein S.D., [et al.] A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. Eur. Spine J. 1994. 4(3). 184-201.
10. Ponkilainen V.T., Toivonen L., Niemi S., Kannus P., Huttunen T.T., Mattila V.M. Incidence of Spine Fracture Hospitalization and Surgery in Finland 1998–2017. Spine. 2020. 45 (7). 459-464. doi: 10.1097/BRS.0000000000003286.
11. Vaccaro A.R., Rizzolo S.J., Allardice T.J., Ramsey M., Salvo J., Balderston R.A., Cotler J.M. Placement of pedicle screws in the thoracic spine. Part I: morphometric analysis of the thoracic vertebrae. J. Bone Jt. Surg. Am. 1995. 77(8). 1193-9. https://doi.org/10.2106/00004623-199508000-00008.
12. White A.A., Panjabi M.M. Clinical biomechanics of the spine: Vol. 2. Philadelphia: JB Lippincott Company, 1990.

Отримано/Received 04.06.2022

Рецензовано/Revised 16.06.2022

Прийнято до друку/Accepted 24.06.2022 ■

## Information about authors

Popsuishapka K.O., MD, PhD, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; https://orcid.org/0000-0002-8552-7287

Teslenko S.O., State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; https://orcid.org/0000-0002-2345-3876

Popov A.I., State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; https://orcid.org/0000-0002-9006-7721

M. Karpinsky, 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: korab.karpinsky9@gmail.com; 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; 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 their manuscript.

K.O. Popsuishapka, S.O. Teslenko, A.I. Popov, 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

## Experimental study of elastic spinal column properties in the presence of burst fracture of Th6

**Abstract. Background.** Traumatic fractures of the thoracic spine, although they represent a small number among all fractures, can lead to long-term treatment, and disability. In this work, we tried to study the basic principles of the development of deformities depending on the applied loads and the degree of damage to the vertebral segments. The purpose was to study the basic principles of the development

of deformities of the thoracic spine depending on the applied loads and the degree of damage to the vertebral segments. **Materials and methods.** An experimental study of the elastic properties of the spinal column in the presence of a burst fracture of the Th6 vertebra was carried out. Five anatomical specimen of pig spines with thorax and completely preserved discs and connected structures were stu-



died. On each of the preparations, burst fractures of the Th6 vertebra were simulated by sequential destruction of the structures of the spinal motion segment (SMS). **Results.** As a result of the experimental studies, data were obtained on the magnitude of compression deformation and residual deformation of the spinal column specimen when modeling burst fractures of the Th6 vertebra of various degrees. It was shown that the intact specimen of the spine, when the load is removed, restore its length almost fully. With an increase in the destruction of the SMS structures, both the magnitude of the compression of the samples and the residual deformation increase. The destruction of the ribs led to the loss of stability of the spine in the area of the affected segment under the influence of the chest weight, which made it impossible to measure the magnitude of the deformation, both under load and after its removal. **Conclusions.**

The destruction of the SMS leads to the loss of the elastic properties of the SMS and the entire spine. With relatively minor damage (50 % of the vertebral body and disc), partial preservation of elastic properties can be expected, since residual deformation is 4.3 % of the value of deformation under load. Further destruction of the SMS leads to a complete loss of not only elasticity, but also the ability to resist load and further recovery, as evidenced by an increase in the value of residual deformation up to 48.2 % already with the destruction of arcs and ligaments, as well as the termination of an increase in energy costs at the level of 11 J, restoration of the original length of the specimen. The destruction of the ribs leads to a loss of stability of the spine at the level of the damaged segment.

**Keywords:** thoracic spine; spinal motion segment; work; potential compression energy; deformity

Тяжелов О.А.<sup>1</sup>, Фіщенко В.О.<sup>2</sup>, Карпінська О.Д.<sup>1</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>1</sup>,  
Хасавнех Айхам Адлі Мохаммад<sup>2</sup>

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

<sup>2</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова МОЗ України, м. Вінниця, Україна

## Аналіз результатів вібраційної терапії імобілізаційних контрактур у пацієнтів після позасуглобових переломів верхньої кінцівки

**Резюме. Актуальність.** Стабільність і конгруентність є важливими передумовами ефективного функціонування ліктьового суглоба. Ліктьовий суглоб є одним з найбільш рухливих суглобів тіла і відіграє велику роль у точному позиціонуванні верхньої кінцівки у просторі й забезпеченні координованих рухів кисті. Ліктьовий суглоб дуже вразливий і схильний до посттравматичного й післяопераційного обмеження рухів. Показання до лікування контрактур або обмеження рухів у ліктьовому суглобі відносні й залежать від оцінки пацієнтами функціонального дефіциту. Будь-яке задане обмеження рухливості може мати різні наслідки для різних людей залежно від дискомфорту й бажаного рівня активності. У роботі розглянуто вплив низькочастотної вібрації і постізометричної релаксації на контрактуру ліктьового суглоба, що виникла внаслідок тривалої імобілізації після хірургічного втручання, пов'язаного з позасуглобовими переломами плечової, променевої і ліктьової кісток, а також виrostка плечової кістки. При всіх травмах не було ушкоджень тканин суглоба. **Матеріали та методи.** Проаналізовано результати вібротерапії двох груп пацієнтів. I група пацієнтів — термін обмеження рухливості суглоба від 21 до 45 діб. II група пацієнтів — термін обмеження рухливості ліктьового суглоба від 90 до 180 діб. Пацієнтам проводили курс вібротерапії тривалістю 14–15 сеансів по 10 хв. Вимірювання обсягу рухів (розгинання/згинання) проводили до і після кожної процедури. Частота вібраційного впливу становила 20 Гц. **Результати.** Для розробки імобілізаційних контрактур ліктьового суглоба поєднали метод низькочастотного локального вібраційного впливу з вправами з елементами постізометричної релаксації. Проведений аналіз даних вібротерапії показав, що пацієнти, у яких контрактури сформувалися після короткої (до 1,5 місяця) імобілізації, краще відповідають на вібраційну розробку, приріст розгинання становить близько 50 % від початкового рівня, обсяг згинальних рухів збільшується до 30 %. У пацієнтів з контрактурами після тривалої імобілізації понад 3 місяці розробка йде дуже повільно, досягнуті обсяги рухів дуже далекі від нормальних. Приріст згинання/розгинання в ліктьовому суглобі не перевищує 20 %. **Висновки.** Низькочастотна локальна вібраційна розробка рухів у ліктьовому суглобі й розтягувальні вправи з елементами постізометричної релаксації є прогресивним методом розробки імобілізаційних контрактур, у тому числі застарілих. Дані процедури в більшості випадків не приводять до нормалізації обсягу рухів, але дають поштовх до подальшого відновлення класичними методами механо- і фізіотерапії. Низькочастотна вібрація є тим механізмом, який запускає процеси відновлення, тому доцільно починати її якнайшвидше після припинення лікувальної імобілізації. Дана робота є першою в комплексному дослідженні впливу вібрації низької частоти на відновлення імобілізаційних контрактур.

**Ключові слова:** перелом верхньої кінцівки; імобілізаційні контрактури; низькочастотна вібрація; постізометрична релаксація

## Вступ

Стабільність і конгруентність є важливими передумовами ефективного функціонування ліктьового суглоба. Ліктьовий суглоб є одним з найбільш рухливих суглобів тіла і відіграє велику роль у точному позиціонуванні верхньої кінцівки в просторі й забезпеченні координованих рухів кисті.

Середній нормальний діапазон рухів у ліктьовому суглобі становить від  $0^\circ$  до  $135^\circ$  — від повного розгинання передпліччя до гострого кута згинання. Але індивідуальні варіанти рухів можуть відрізнятися. Променево-ліктьовий суглоб завдяки ротації променевої кістки забезпечує просупінаційні рухи до  $160^\circ$ . Мінімальний діапазон руху для необмеженого використання руки в повсякденній діяльності визначається як  $0-30-130^\circ$  (за 0-прохідним методом) і мінімум  $50-0-50^\circ$  просупінації передпліччя.

Ліктьовий суглоб дуже вразливий і схильний до посттравматичного й післяопераційного обмеження рухів. Це пов'язано з нерегулярною формою і високою конгруентністю суглобових поверхонь, необхідних для стабільності й здатності витримувати значні навантаження, що виникають завдяки довгому плечу важеля, утвореного передпліччям. Скелетна анатомія плечо-ліктьового суглоба в нормальних умовах дозволяє практично тільки одну площину рухів, а проксимальний променево-ліктьовий суглоб з комплексом латеральних і колатеральних зв'язок забезпечує просупінаційні рухи. Відносно обмежений суглобовий простір, що забезпечується капсульно-зв'язковим апаратом, і робота м'язів, які працюють як вторинні стабілізатори, роблять ліктьовий суглоб стабільним і здатним витримувати значні навантаження, але, з другого боку, схильним до виникнення контрактур або обмеження рухомості після травми чи операції [1].

Показання до лікування контрактур або обмеження рухів у ліктьовому суглобі відносні й залежать від оцінки пацієнтами функціонального дефіциту. Будь-яке задане обмеження рухливості може мати різні наслідки для різних людей залежно від дискомфорту й бажаного рівня активності. Яке б лікування не було обрано, сильно пошкоджений лікоть ніколи не буде цілком нормальним, і для успішного результату необхідні розумні очікування пацієнта. Виражене обмеження рухливості й стан, що викликає біль і нестабільність суглоба, зазвичай є важливими показниками й показаннями для лікування.

Проведений аналіз сучасної літератури дозволив оцінити можливості консервативних підходів у лікуванні контрактур ліктьового суглоба. Автори стверджують, що за відсутності механічних конфліктів, які викликають обмеження рухливості, таких як неправильне зрощення кісток, вивихи, утворення остефітів, може бути розглянуто консервативне лікування. Але автори попереджають, що при тривалому існуванні контрактур успіх консервативного лікування часто розчаровує, тому не рекомендують його використовувати, якщо тугорухомість існує понад 6–12 місяців [11]. На ранній стадії може бути корисним шинкування, як

статичне, так і динамічне [4, 9, 21]. Нехірургічне лікування також включає фізіотерапію, фізичні вправи й пасивну мобілізацію. Безперервні пасивні рухи також пропонувалися деякими дослідниками, але результати виявилися суперечливими, оскільки не було доведено позитивних ефектів, а за твердженнями деяких, застосування цього методу супроводжувалося набряками й проблемами з ліктьовим нервом [3, 7, 10, 15].

Отже, ідеального консервативного метода лікування контрактур ліктьового суглоба немає, а потенціальний внесок нових методів треба доводити.

Ще на початку 60-х років багато дослідників вивчали вплив вібрації на організм людини, у тому числі на суглоби. Але цей інтерес полягав переважно у вивченні негативного впливу вібрації і пов'язаного з ним розвитку професійних захворювань. Десь наприкінці 80-х років оновився інтерес до низькочастотних механічних коливань уже щодо вивчення їх позитивного впливу на організм, у тому числі як терапевтичного методу лікування деяких ортопедичних захворювань [16, 20]. З'явився новий термін — «вібротерапія».

Вібротерапія (лат. *vibrare* — дрижати, коливатися + грец. *therapeia* — лікування) — метод лікувального впливу механічними хвилями низької частоти, що здійснюється при безпосередньому контакті з тканинами або тілом хворого. Дія вібротерапії визначається впливом на тканини механічних хвиль низької частоти й вибіркового збудження вібрацією різних механорецепторів, які приводять до низки фізіологічних змін і саногенетичних ефектів. В основі фізіологічного впливу вібрації на організм лежать механічні, фізико-хімічні й теплові (які проявляються меншою мірою) ефекти. Вираженість відповідних фізіологічних механізмів залежить від інтенсивності й параметрів (частоти, амплітуди) впливу, умов проведення й локалізації [12, 14, 16, 20].

Найбільш важливими ефектами є анальгетичний, трофічний, протизапальний, лімфодренувальний, вазоактивний і тонізуючий. За дією апаратури для вібротерапії поділяють на пристрої для місцевої вібрації (вібромасаж) і апарати загальної вібрації — для всього тіла.

У частот, які використовують у фізіологічній реабілітації, виділяють такі діапазони:

- 1) до 16 Гц — інфразвук;
- 2) 16–20 000 Гц — чутий звук;
- 3) від 20 000 Гц (20 кГц) до 1000 МГц — ультразвук;
- 4) понад 1000 МГц — гіперзвук.

Найбільш помітно впливають на тканини організму частоти в діапазоні 10–200 Гц.

Механічні коливання частотою понад 20–50 Гц викликають вибірконе подразнення механорецепторів, судин, вегетативних нервових провідників, що призводить до розширення судин м'язового типу, посилення локального кровотоку й лімфовідтоку, сприяє зниженню м'язового тону й активації трофічних процесів у тканинах.

Одним з головних впливів лікувальної дії вібрацій є знеболювальна дія. Механізм знеболюючої дії ві-

брацій обумовлений адаптацією організму у зв'язку з розвитком у центральній нервовій системі явищ гальмування. Слабкі вібраційні подразнення викликають судинозвужувальний ефект, сильні — розширення судин. При низьких частотах механічних коливань виникає атонія судин, при високочастотних коливаннях (100–200 Гц) — спазм судин. Механічні коливання при певних частотах передаються в центральну нервову систему й реалізуються на периферії у вигляді короточасних м'язових скорочень.

Вібрація діє по всьому об'єму м'язів, відбувається значне збільшення скорочувальної здатності м'язів, посилюється обмін речовин без накопичення молочної кислоти, що дозволяє швидко відновлювати м'язи після фізичного навантаження, прискорюються процеси репарації після травм м'язів. Вібрація сприяє м'язовій релаксації, посиленню м'язового розтягування, підвищує еластичність зв'язок і сухожилків, збільшує рухливість у суглобово-зв'язковому апараті, нормалізує трофічні процеси, сприяючи повноцінному виробленню синовіальної рідини [2, 5]. Контрактури, які формуються при іммобілізації, відповідають на низькочастотну вібрацію, яка прикладена безпосередньо до ураженого суглоба. Позитивний вплив низькочастотних коливань на збільшення амплітуди рухів у суглобах відмічений багатьма дослідниками, але комплексного дослідження проведено не було.

У даній роботі ми розглядаємо консервативні методи лікування, а саме вплив вібрації і постізометричної релаксації на контрактуру ліктьового суглоба, що виникла внаслідок тривалої іммобілізації після хірургічного втручання, пов'язаного з позасуглобовими переломами плечової, променевої і ліктьової кісток, а також виrostка плечової кістки. При всіх травмах не було ушкоджень тканин суглоба.

**Мета роботи** полягає у вивченні впливу низькочастотної вібрації на зменшення післятравматичної туго-рухливості ліктьового суглоба.

## Матеріали та методи

Проведено вібротерапію 21 пацієнту з контрактурами ліктьового суглоба, які сформувалися після позасуглобових переломів кісток верхньої кінцівки. Усім пацієнтам виконували хірургічну стабілізацію відламків кісток верхньої кінцівки. Після операції використовували різні засоби фіксації — гіпсову шину, функціональний ортез, апарат Ілізарова. Вік пацієнтів був від 20 до 60 років.

Пацієнти були поділені на 2 групи. І групу — 14 (66,7 %) становили пацієнти, термін обмеження рухливості суглоба в яких становив від 21 до 45 діб. Ці пацієнти мали обмеження рухів у ліктьовому суглобі, тобто післяіммобілізаційні контрактури, які ми оцінювали як контрактури міогенного характеру.

ІІ групу — 7 (33,3 %) становили пацієнти, термін обмеження рухливості ліктьового суглоба яких становив від 90 до 180 діб. Деякі пацієнти цієї групи через складні травми перенесли декілька етапів хірургічного лікування, кілька пацієнтів отримували консервативне

лікування — фізіо- і механотерапію. Ці контрактури ми оцінювали як контрактури міо-, артро-, десмогенного характеру.

Пацієнтам обох груп пропонували стандартний курс вібротерапії. Тривалість курсу вібротерапії становила 14–15 сеансів по 10 хв. Вимірювання обсягу рухів (розгинання/згинання) проводили до і після кожної процедури. Частота вібраційного впливу становила 20 Гц. Під час вібраційної процедури пацієнти виконували вправи з елементами постізометричної релаксації (ППР), треба було за допомогою вільної руки зафіксувати розгинання на 10 с, потім на 10 с розслабити кінцівку і повторити вправи зі згинанням передпліччя. Цикл складався з 10–15 повторів. Між циклами — вільне розташування на віброплатформі (відпочинок). Таких циклів у процедурі було 10–12.

При аналізі результатів вібротерапії оцінювали 1, 2, 5, 10-й і останній день процедур. Через те, що контрактури ліктьового суглоба в пацієнтів були різного ступеня вираженості, зміни оцінювали в абсолютних одиницях і відсотках.

## Результати

Вібротерапію починали проводити за умови відсутності болю, виражених поверхневих ушкоджень і набряків суглоба. На першому сеансі пацієнту показували необхідні вправи для розробки, обирали зручну позу, висоту посадки й положення ліктьового суглоба на апараті. У більшості пацієнтів вже після першого сеансу спостерігали збільшення обсягу рухів. Результати вібротерапії пацієнтів з контрактурами ліктьового суглоба наведені в табл. 1, 2.

На початку проведення 1-го сеансу вібротерапії в пацієнтів спостерігали обмеження розгинання до  $41 \pm 8^\circ$  і згинання — до  $108 \pm 20^\circ$  (табл. 1), при цьому загальний обсяг рухів становив у середньому  $67 \pm 18^\circ$  (табл. 2). Результати вібраційної розробки ліктьового суглоба помітні вже після першої процедури, розгинання збільшилося в середньому до  $35 \pm 8^\circ$ , що становило приріст на  $16,4 \pm 9,3^\circ$ , а розгинання збільшилося до  $113,8 \pm 17,4^\circ$ , тобто на  $7 \pm 6\%$ . Загальне збільшення обсягу рухів після першого сеансу становило  $19,2 \pm 10,5\%$  — до  $78 \pm 17^\circ$ .

Динаміка збільшення обсягу рухів збереглася, і після другої процедури відмічали збільшення розгинання на  $16,0 \pm 14,3\%$  і згинання — на  $7,8 \pm 4,2\%$ , збільшення загального обсягу рухів становило  $17,5 \pm 9,6\%$ .

Поступове збільшення обсягу рухів у ліктьовому суглобі відбувалося в наступні 5–7 процедур. На 5-ту добу спостереження обсяг розгинання в середньому досяг  $29 \pm 7^\circ$ , розгинання —  $120 \pm 17^\circ$ , загальний обсяг рухів становив  $91 \pm 18^\circ$ . Приріст за процедуру становив у середньому  $12,6 \pm 12,1\%$ .

Відмітимо, що в пацієнтів спостерігалась часткова втрата обсягу рухів між процедурами, особливо в перші 5–7 діб (табл. 3). Найбільші втрати обсягу рухів спостерігали на початок 2-ї процедури —  $12,1 \pm 13,3\%$ . У подальшому втрата обсягу рухів між процедурами загальмувалась.



Починаючи з 5-ї доби за відсутності дискомфорту під час проведення процедур і після них пацієнтам пропонували збільшити якість та інтенсивність вправ на згинання й розгинання передпліччя з елементами ПІР.

На 10-ту добу вібраційних процедур загальний обсяг рухів у середньому сягав  $103 \pm 16^\circ$ , причому втрати обсягу рухів зменшилися.

У пацієнтів другої групи з довгим терміном обмеження рухів у ліктьовому суглобі спостерігалася інша динаміка відновлення рухів.

У табл. 4, 5 наведені результати впливу вібраційного лікування на розробку рухів у ліктьовому суглобі в пацієнтів другої групи.

До початку вібраційних процедур кут розгинання ліктьового суглоба в пацієнтів у середньому становив  $58 \pm 9^\circ$ , а згинання —  $86 \pm 11^\circ$ , обсяг рухів —  $29 \pm 19^\circ$ . Після першої процедури практично в усіх пацієнтів спостерігали незначне, в середньому на  $18 \pm 7\%$ , збільшення обсягу рухів. Зміна кутів згинання/розгинання становила до 6 %.

**Таблиця 1. Зміна обсягу розгинально-згинальних рухів у ліктьовому суглобі при вібраційному впливі в пацієнтів I групи (градуси)**

| Доба | Розгинання          |                     |                               |                            | Згинання                |                         |                           |                             |
|------|---------------------|---------------------|-------------------------------|----------------------------|-------------------------|-------------------------|---------------------------|-----------------------------|
|      | До                  | Після               | Зміна (%)                     | t, p                       | До                      | Після                   | Зміна (%)                 | t, p                        |
| 1    | $41 \pm 8$<br>32÷58 | $35 \pm 8$<br>25÷55 | $16,4 \pm 9,3$<br>3,1÷33,3    | $t = 4,973$<br>$p = 0,001$ | $108 \pm 20$<br>72÷141  | $114 \pm 17$<br>87÷144  | $6,7 \pm 6,1$<br>0,9÷20,8 | $t = -4,859$<br>$p = 0,001$ |
| 2    | $38 \pm 7$<br>28÷50 | $33 \pm 9$<br>20÷49 | $16,0 \pm 14,3$<br>-10,0÷37,5 | $t = 3,647$<br>$p = 0,003$ | $109 \pm 21$<br>72÷145  | $116 \pm 18$<br>80÷145  | $7,8 \pm 4,2$<br>1,6÷14,6 | $t = -5,613$<br>$p = 0,001$ |
| 5    | $32 \pm 8$<br>23÷45 | $29 \pm 7$<br>19÷45 | $15,0 \pm 13,5$<br>-16,7÷27,5 | $t = 2,861$<br>$p = 0,013$ | $114 \pm 18$<br>83÷145  | $120 \pm 17$<br>88÷145  | $6,2 \pm 4,7$<br>0,7÷15,0 | $t = -4,112$<br>$p = 0,001$ |
| 10   | $28 \pm 9$<br>15÷40 | $25 \pm 7$<br>13÷36 | $14,5 \pm 6,1$<br>9,1÷27,0    | $t = 4,676$<br>$p = 0,001$ | $121 \pm 15$<br>101÷145 | $128 \pm 12$<br>110÷145 | $6,4 \pm 3,6$<br>2,1÷13,9 | $t = -5,487$<br>$p = 0,001$ |
| 14   | $24 \pm 7$<br>14÷35 | $19 \pm 8$<br>7÷33  | $26,1 \pm 17,9$<br>5,7÷78,1   | $t = 3,456$<br>$p = 0,004$ | $129 \pm 16$<br>105÷146 | $134 \pm 14$<br>108÷149 | $4,5 \pm 2,7$<br>1,4÷8,2  | $t = -4,576$<br>$p = 0,001$ |

Примітка: тут і в табл. 2, 4–7: t, p — статистична значущість зміни.

**Таблиця 2. Зміна обсягу рухів у ліктьовому суглобі при вібраційній розробці в пацієнтів I групи (градуси)**

| Доба | До процедури           | Після процедури        | Приріст (%)                 | t, p                        |
|------|------------------------|------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| 1    | $67 \pm 18$<br>40÷96   | $78 \pm 17$<br>55÷112  | $19,2 \pm 10,5$<br>1,5÷40,8 | $t = -9,081$<br>$p = 0,001$ |
| 2    | $72 \pm 21$<br>41÷113  | $83 \pm 21$<br>49÷118  | $17,5 \pm 9,6$<br>4,4÷30,9  | $t = -6,916$<br>$p = 0,001$ |
| 5    | $81 \pm 18$<br>57÷118  | $91 \pm 18$<br>59÷120  | $12,6 \pm 12,1$<br>0,0÷41,2 | $t = -4,472$<br>$p = 0,001$ |
| 10   | $93 \pm 20$<br>68÷125  | $103 \pm 16$<br>79÷131 | $12,1 \pm 8,2$<br>1,6÷29,4  | $t = -6,599$<br>$p = 0,001$ |
| 14   | $106 \pm 21$<br>77÷133 | $114 \pm 19$<br>83÷138 | $8,6 \pm 5,0$<br>2,4÷17,6   | $t = -6,285$<br>$p = 0,001$ |

**Таблиця 3. Втрата обсягу рухів ліктьового суглоба між сеансами вібраційної розробки в пацієнтів I групи (%)**

| Доба  | Розгинання                    | Згинання                    | Загальний                     |
|-------|-------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| 1–2   | $-3,5 \pm 14,3$<br>-28,2÷19,4 | $-5,7 \pm 8,1$<br>-23,5÷4,8 | $-12,1 \pm 13,3$<br>-34,1÷6,8 |
| 2–5   | $11,1 \pm 19,1$<br>-15,8÷41,2 | $-2,2 \pm 6,5$<br>-13,3÷8,3 | $-2,2 \pm 12,8$<br>-30,9÷16,9 |
| 5–10  | $-5,0 \pm 17,3$<br>-44,4÷26,7 | $1,7 \pm 7,9$<br>-10,4÷13,6 | $1,1 \pm 12,5$<br>-22,2÷23,4  |
| 10–14 | $5,2 \pm 11,8$<br>-11,1÷35,0  | $1,2 \pm 7,4$<br>-6,7÷17,2  | $1,1 \pm 7,2$<br>-7,5÷18,7    |

На початок другої процедури спостерігали зменшення досягнутого обсягу рухів (до  $14,0 \pm 8,2$  %) (табл. 6), але після неї отримували його приріст до  $28,8 \pm 16,6$  %, причому як розгинання — на  $5,1 \pm 2,3$  %, так і згинання — на  $4,1 \pm 2,4$  %.

Після 4–5-ї процедури в пацієнтів відмічали гальмування приросту обсягу рухів, тому радили хворим збільшити якість та інтенсивність вправ на згинання і розгинання передпліччя з елементами ПІР, за можливості — з обтяженням до 1,0 кг. У деяких пацієнтів це приводило до відновлення приросту обсягу рухів, у деяких — ні, але повільний приріст тривав.

На відміну від результатів відносно ранніх контрактур, стійкі контрактури гірше піддаються вібраційній розробці. Ми спостерігали значно менший приріст обсягу рухів після процедур, до того ж втрати обсягу рухів між процедурами відбувалися впродовж усього курсу (табл. 6)

У табл. 7 подані результати вібраційної розробки контрактур пацієнтів І і II груп.

Після проходження процедур вібророзробки ліктьового суглоба (табл. 7) у пацієнтів І групи загальний обсяг рухів досяг у середньому  $114 \pm 19^\circ$ , що становило  $78,5 \pm 38,6$  %, у II групі загальний обсяг рухів

**Таблиця 4. Зміна обсягу розгинання/згинання ліктьового суглоба при вібраційній розробці в пацієнтів II групи (градуси)**

| Доба | Розгинання           |                      |                            |                        | Згинання              |                        |                          |                         |
|------|----------------------|----------------------|----------------------------|------------------------|-----------------------|------------------------|--------------------------|-------------------------|
|      | До                   | Після                | Зміна (%)                  | t, p                   | До                    | Після                  | Зміна (%)                | t, p                    |
| 1    | $58 \pm 9$<br>44÷70  | $56 \pm 10$<br>42÷70 | $3,9 \pm 1,7$<br>1,6÷6,3   | t = 3,333<br>p = 0,016 | $86 \pm 11$<br>72÷104 | $89 \pm 12$<br>74÷106  | $3,3 \pm 1,5$<br>1,0÷6,0 | t = -4,804<br>p = 0,003 |
| 2    | $57 \pm 9$<br>42÷68  | $54 \pm 9$<br>40÷65  | $5,1 \pm 2,3$<br>1,6÷9,1   | t = 6,222<br>p = 0,001 | $87 \pm 12$<br>72÷105 | $90 \pm 12$<br>75÷108  | $4,1 \pm 2,4$<br>1,0÷8,0 | t = -3,986<br>p = 0,007 |
| 5    | $54 \pm 9$<br>40÷64  | $51 \pm 11$<br>35÷65 | $5,4 \pm 5,6$<br>-3,2÷12,5 | t = 2,580<br>p = 0,042 | $90 \pm 10$<br>78÷105 | $94 \pm 12$<br>80÷112  | $3,8 \pm 1,8$<br>2,2÷6,7 | t = -4,564<br>p = 0,004 |
| 10   | $51 \pm 10$<br>38÷60 | $48 \pm 9$<br>35÷58  | $5,6 \pm 2,4$<br>3,3÷8,6   | t = 4,250<br>p = 0,005 | $94 \pm 10$<br>79÷108 | $97 \pm 12$<br>80÷115  | $3,5 \pm 2,0$<br>1,3÷6,5 | t = -3,946<br>p = 0,008 |
| 14   | $49 \pm 11$<br>35÷65 | $47 \pm 8$<br>37÷57  | $2,7 \pm 7,9$<br>-5,7÷15,4 | t = 1,095<br>p = 0,316 | $97 \pm 12$<br>80÷116 | $101 \pm 13$<br>82÷120 | $3,9 \pm 1,5$<br>2,1÷5,6 | t = -4,399<br>p = 0,005 |

**Таблиця 5. Зміна обсягу рухів у ліктьовому суглобі при вібраційній розробці в пацієнтів II групи (градуси)**

| Доба | До процедури         | Після процедури      | Приріст (%)                 | t, p                    |
|------|----------------------|----------------------|-----------------------------|-------------------------|
| 1    | $29 \pm 19$<br>14÷56 | $33 \pm 20$<br>17÷64 | $17,5 \pm 6,8$<br>7,1÷28,6  | t = -6,000<br>p = 0,001 |
| 2    | $30 \pm 19$<br>14÷58 | $36 \pm 20$<br>20÷68 | $28,8 \pm 16,6$<br>7,0÷47,1 | t = -7,175<br>p = 0,000 |
| 5    | $36 \pm 18$<br>22÷65 | $43 \pm 22$<br>23÷77 | $16,1 \pm 7,2$<br>4,5÷28,0  | t = -3,964<br>p = 0,007 |
| 10   | $43 \pm 18$<br>25÷70 | $49 \pm 20$<br>28÷80 | $14,5 \pm 7,1$<br>9,1÷30,0  | t = -5,798<br>p = 0,001 |
| 14   | $48 \pm 21$<br>28÷81 | $54 \pm 18$<br>32÷83 | $17,2 \pm 18,9$<br>2,5÷50,0 | t = -2,535<br>p = 0,044 |

**Таблиця 6. Втрата обсягу рухів ліктьового суглоба між сеансами вібраційної розробки в пацієнтів II групи (%)**

| Доба  | Розгинання                 | Згинання                    | Загальний                     |
|-------|----------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| 1–2   | $2,0 \pm 3,3$<br>-2,9÷6,3  | $-3,7 \pm 1,2$<br>-6,0÷-2,5 | $-14,0 \pm 8,2$<br>-28,6÷-5,3 |
| 2–5   | $-0,6 \pm 1,9$<br>-1,7÷1,6 | $0,4 \pm 2,4$<br>-2,9÷3,8   | $2,8 \pm 6,2$<br>-4,6÷13,0    |
| 5–10  | $-0,8 \pm 6,7$<br>-8,3÷7,9 | $0,0 \pm 2,9$<br>-3,8÷3,2   | $3,0 \pm 13,8$<br>-10,0÷23,3  |
| 10–14 | $1,0 \pm 7,8$<br>-5,5÷10,8 | $0,2 \pm 2,6$<br>-2,2÷3,2   | $-2,7 \pm 14,7$<br>-30,0÷15,0 |

досяг  $54 \pm 18^\circ$ , тобто відбулося збільшення на  $116,9 \pm 60,3 \%$ . Досягнутий обсяг рухів в I групі був статистично значущо ( $p = 0,001$ ) більший, ніж у II групі. Зміна обсягу рухів в обох групах була статистично значущою ( $p = 0,001$ ).

Розгинання після останньої процедури в I групі хворих становило  $19 \pm 8^\circ$ , згинання —  $134 \pm 14^\circ$ , у II групі —  $47 \pm 8^\circ$  і  $101 \pm 13^\circ$  відповідно, результати в I групі були статистично кращі ( $p = 0,001$ ), ніж у II групі.

Загальний приріст кута розгинання у хворих I групи становив  $52,3 \pm 19,9 \%$  від початкового рівня, у хворих II групи —  $18,2 \pm 7,0 \%$ , приріст кута згинання становив  $27,0 \pm 22,9 \%$  і  $16,5 \pm 3,6 \%$  відповідно.

Відмітимо, що в пацієнтів II групи первинний обсяг рухів був значущо меншим, ніж у пацієнтів I групи, а після розробки у хворих II групи не було досягнуто значного збільшення обсягу рухів, навіть до первинних значень обсягу рухів у I групі.

## Обговорення

Проведений аналіз літератури показав, що основними консервативними механічними методами лікування іммобілізаційних контрактур є масаж, механорозробка й застосування пасивних або динамічних ортезів. Але, за даними метааналізів, ці методи не приводять до бажаних результатів, особливо при застарілих контрактурах [6, 17, 18].

За даними деяких авторів, останніми роками була доведена ефективність циклічної розробки суглобів щодо загоєння тканин, а також щодо відновлення функції суглобів [8, 13]. Цікавими виявилися дослідження деяких авторів щодо застосування прогресив-

них вправ з обтяженням для збільшення здатності м'язів генерувати силу [19].

У даному дослідженні для розробки іммобілізаційних контрактур ліктьового суглоба ми поєднали метод низькочастотного локального вібраційного впливу з вправами з елементами постізометричної релаксації. У нашому досвіді це дозволило якщо не повністю відновити обсяг рухів у ліктьовому суглобі, то хоча б зрушити з мертвої точки процеси відновлення.

У процесі дослідження були вироблені деякі принципи проведення вібраційної розробки контрактур суглобів:

1. Вібротерапію починають проводити за відсутності гострих больових відчуттів, виражених пошкоджень шкіри, конструктивних елементів фіксації відламків, які можуть бути пошкоджені при вібрації.

2. Перед початком проведення курсу вібротерапії проводять навчання щодо виконання необхідних вправ (ПІР), обирають зручну позу, висоту посадки й установки кінцівки на вібростенді. Сеанс триває 10 хв. При появі неприємного відчуття або болю сеанс може бути скороченим, але це, за нашими спостереженнями, відбувається в перші 2–3 сеанси.

3. Перед початком і після закінчення кожної процедури проводять вимірювання обсягу рухів.

4. Особливу увагу зміні обсягу рухів слід приділити на 5–7-му сеансі. У цей час приріст рухливості зазвичай уповільнюється. Пацієнтам рекомендують збільшити інтенсивність ПІР.

5. Курс вібраційної розробки триває 14–15 сеансів. За рекомендаціями лікаря курс може бути продовженим.

**Таблиця 7. Загальний приріст обсягу рухів ліктьового суглоба після вібраційної розробки в пацієнтів II групи (градуси)**

| Параметр              | Групи | Обсяг рухів                 |                             |                                | t, p                         |
|-----------------------|-------|-----------------------------|-----------------------------|--------------------------------|------------------------------|
|                       |       | Перед 1-ю процедурою        | Після останньої             | Зміна (%)                      |                              |
| Загальний обсяг рухів | I     | $67 \pm 18$<br>40÷96        | $114 \pm 19$<br>83÷138      | $78,5 \pm 38,6$<br>22,1÷159,2  | $t = -11,130$<br>$p = 0,001$ |
|                       | II    | $29 \pm 19$<br>14÷56        | $54 \pm 18$<br>32÷83        | $116,9 \pm 60,3$<br>30,4÷200,0 | $t = -12,024$<br>$p = 0,001$ |
|                       | t, p  | $t = 4,404$<br>$p = 0,001$  | $t = 6,906$<br>$p = 0,001$  | $t = -1,778$<br>$p = 0,091$    | –                            |
| Розгинання            | I     | $41 \pm 7$<br>32÷58         | $19 \pm 8$<br>7÷33          | $52,3 \pm 19,9$<br>21,9÷82,9   | $t = 8,539$<br>$p = 0,001$   |
|                       | II    | $58 \pm 9$<br>44÷70         | $47 \pm 8$<br>37÷57         | $18,2 \pm 7,0$<br>12,3÷32,1    | $t = 6,160$<br>$p = 0,001$   |
|                       | t, p  | $t = -4,377$<br>$p = 0,000$ | $t = -7,701$<br>$p = 0,001$ | $t = 5,725$<br>$p = 0,001$     | –                            |
| Згинання              | I     | $108 \pm 20$<br>72÷144      | $134 \pm 14$<br>108÷149     | $27,0 \pm 22,9$<br>2,8÷75,3    | $t = -5,525$<br>$p = 0,001$  |
|                       | II    | $86 \pm 11$<br>72÷104       | $101 \pm 13$<br>82÷120      | $16,5 \pm 3,6$<br>10,6÷21,3    | $t = -10,738$<br>$p = 0,001$ |
|                       | t, p  | $t = 2,641$<br>$p = 0,016$  | $t = 5,339$<br>$p = 0,001$  | $t = 1,675$<br>$p = 0,116$     | –                            |

Проведений аналіз даних вібротерапії показав, що пацієнти, у яких контрактури сформувалися після короткої (до 1,5 місяця) іммобілізації, краще відповідають на вібраційну розробку, приріст розгинання становить близько 50 % від початкового рівня, обсяг згинальних рухів збільшується до 30 %.

У пацієнтів з контрактурами після тривалої іммобілізації понад 3 місяці розробка йде дуже повільно, досягнуті обсяги рухів дуже далекі від нормальних. Приріст згинання/розгинання в ліктьовому суглобі не перевищує 20 %.

## Висновки

Низькочастотна локальна вібраційна розробка рухів у ліктьовому суглобі й розтягувальні вправи з елементами постізометричної релаксації є прогресивним методом розробки іммобілізаційних контрактур, у тому числі застарілих. Дані процедури в більшості випадків не приводять до нормалізації обсягу рухів, але дають позитивний поштовх до подальшого відновлення класичними методами механо- і фізіотерапії. Низькочастотна вібрація є тим механізмом, який запускає процеси відновлення, тому доцільно починати її якнайшвидше після припинення лікувальної іммобілізації.

Дана робота є першою в комплексному дослідженні впливу вібрації низької частоти на відновлення іммобілізаційних контрактур.

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

## Список літератури

1. Adolfsson L. Post-traumatic stiff elbow. *EFORT Open Rev.* 2018 May 21. 3(5). 210-216. doi: 10.1302/2058-5241.3.170062.
2. Bidonde J., Busch A.J., Spuy I., Tupper S., Kim S.Y., Boden C. Whole body vibration exercise training for fibromyalgia. *Cochrane Database Syst. Rev.* 2017. doi: 10.1002/14651858.CD011755.pub2.
3. Carpenter C.V., Amirfeiz R. Continuous passive motion following elbow arthrolysis. *J. Hand Surg. Am.* 2014. 39. 350-352.
4. Doornberg J.N., Ring D., Jupiter J.B. Static progressive splinting for posttraumatic elbow stiffness. *J. Orthop. Trauma.* 2006. 20. 400-404.
5. Games K.E., Sefton J.E.M., Wilson A.E. Whole-Body Vibration and Blood Flow and Muscle Oxygenation: A Meta-Analysis. *J. Athl. Train.* 2015. 50(5). 542-549. doi: 10.4085/1062-6050-50.2.09
6. Harvey L.A., Katalinic O.M., Herbert R.D., Moseley A.M., Lannin N.A., Schurr K. Stretch for the treatment and prevention of contractures. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2017, Issue 1. Art. No.: CD007455. DOI: 10.1002/14651858.CD007455.pub3
7. Higgs Z.C., Danks B.A., Sibinski M., Rymaszewski L.A. Outcomes of open arthrolysis of the elbow without post-operative passive stretching. *J. Bone Joint Surg. [Br.]* 2012. 94-B. 348-352. [PubMed] [Google Scholar]
8. Khan K.M., Scott A. Mechanotherapy: how physical therapists' prescription of exercise promotes tissue repair. *Br. J. Sports Med.* 2009 Apr. 43(4). 247-52. doi: 10.1136/bjsm.2008.054239.
9. Lindenhovius A.L., Doornberg J.N., Brouwer K.M., et al. A prospective randomized controlled trial of dynamic versus static progressive elbow splinting for posttraumatic elbow stiffness. *J. Bone Joint Surg. [Am.]* 2012. 94-A. 694-700.
10. Lindenhovius A.L., van de Luijngaarden K., Ring D., Jupiter J. Open elbow contracture release: postoperative management with and without continuous passive motion. *J. Hand Surg. Am.* 2009. 34. 858-865.
11. Mellema J.J., Lindenhovius A.L., Jupiter J.B. The post-traumatic stiff elbow: an update. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* 2016. 9. 190-198
12. Nagai T., Bates N.A., Hewett T.E., Schlaty N.D. Effects of Localized Vibration on Knee Joint Position Sense in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Clin. Biomech (Bristol, Avon).* 2018. 55. 40-44. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.04.011
13. Ng J.L., Kersh M.E., Kilbreath S., Knothe Tate M. Establishing the Basis for Mechanobiology-Based Physical Therapy Protocols to Potentiate Cellular Healing and Tissue Regeneration. *Front. Physiol.* 2017. 8. 303. doi: 10.3389/fphys.2017.00303.
14. Novotny S.A., Eckhoff M.D., Eby B.C., Call J.A., Nuckley D., Lowe D.A. Musculoskeletal response of dystrophic mice to short term, low intensity, high frequency vibration. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact. Author manuscript; available in PMC* 2020 Mar 14.
15. O'Driscoll S.W., Giori N.J. Continuous passive motion (CPM): theory and principles of clinical application. *J. Rehabil. Res. Dev.* 2000. 37. 179-188.
16. Peelukhana S.V., Goenka S., Kim B., Kim J., Bhattacharya A., Stringer K.F., Banerjee R.K. Effect of higher frequency components and duration of vibration on bone tissue alterations in the rat-tail model. *Ind. Health.* 2015. 53(3). 245-259. doi: 10.2486/indhealth.ih-2014-0117
17. Prabhu R.K.R., Swaminathan N., Harvey L.A. Passive movements for the treatment and prevention of contractures. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2013, Issue 12. Art. No.: CD009331. DOI: 10.1002/14651858.CD009331.pub2
18. Skalsky A.J., McDonald C.M. Prevention and management of limb contractures in neuromuscular diseases. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 2012 Aug. 23(3). 675-87. doi: 10.1016/j.pmr.2012.06.009.
19. Taylor N.F., Dodd K.J., Damiano D.L. Progressive resistance exercise in physical therapy: a summary of systematic reviews. *Phys. Ther.* 2005 Nov. 85(11). 1208-23. PMID: 16253049.
20. Tseng S.-C., Shields R.K. Limb segment load inhibits the recovery of soleus h-reflex after segmental vibration in humans. *J. Mot. Behav.* 2018. 50(6). 631-642. doi: 10.1080/00222895.2017.1394259
21. Veltman E.S., Doornberg J.N., Eygendaal D., van den Bekerom M.P. Static progressive versus dynamic splinting for posttraumatic elbow stiffness: a systematic review of 232 patients. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2015. 135. 613-617.

Отримано/Received 30.06.2022

Рецензовано/Revised 07.07.2022

Прийнято до друку/Accepted 15.07.2022 ■



**Information about authors**

Olexiy Tyazhelov, MD, PhD, Professor, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: alzhaz3001@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-0534-0528>

Volodymyr Fishchenko, MD, PhD, Professor, Head of the Department of traumatology and orthopedic, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0001-9811-7861>

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; <https://orcid.org/0000-0002-1482-7733>

M. Karpinsky, 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: korab.karpinsky9@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>

Ayham Adli Mohammad Khasawneh, Department of traumatology and orthopedic, National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-2586-6260>

**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 their manuscript.

O.A. Tyazhelov<sup>1</sup>, V.O. Fishchenko<sup>2</sup>, O.D. Karpinska<sup>1</sup>, M.Yu. Karpinsky<sup>1</sup>, Ayham Adli Mohammad Khasawneh<sup>2</sup>

<sup>1</sup>State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine

<sup>2</sup>National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia, Ukraine

### Analysis of the results of vibration therapy for immobilization contractures in patients after extra-articular fractures of the upper limb

**Abstract. Background.** Stability and congruence are important prerequisites for the effective functioning of the elbow joint. The elbow joint is one of the most mobile joints in the body and plays a major role in accurate positioning of the upper limb in space and ensuring coordinated movements of the hand. The elbow joint is very vulnerable and prone to post-traumatic and postoperative limitation of movements. Indications for the treatment of contractures or limitation of movements in the elbow joint are relative and depend on the patient's assessment of functional deficits. Any given mobility limitation can have different effects on different people depending on discomfort and desired activity level. The paper examines the effect of low-frequency vibration and postisometric relaxation on elbow contracture, which occurred due to long-term immobilization after surgical intervention for extra-articular fractures of the humerus, radius and ulna, as well as the humerus condyle. In all injuries, there was no damage to the joint tissues. **Materials and methods.** The results of vibrotherapy in 2 groups of patients were analyzed: in the first group, the term of limitation of joint mobility was 21 to 45 days, in the second one — 90 to 180 days. The patients underwent a course of vibrotherapy lasting 14–15 sessions of 10 minutes each. The range of motion (extension/flexion) was measured before and after each procedure. The frequency of vibration was 20 Hz. **Results.** To eliminate immobilization contractures of the elbow joint, the method of

low-frequency local vibration influence was combined with exercises with elements of postisometric relaxation. The analysis of vibrotherapy data showed that patients whose contractures were formed after a short (up to 1.5 months) immobilization better responded to vibration, an increase in extension was about 50 % from baseline, the volume of flexion movements increased to 30 %. In patients with contractures after long-term immobilization for more than 3 months, the progress is very slow, the achieved range of motion is very far from normal. An increase in elbow flexion/extension does not exceed 20 %. **Conclusions.** Low-frequency local vibration to develop movements in the elbow joint and stretching exercises with elements of post-isometric relaxation are a progressive method for eliminating immobilization contractures, including old ones. These procedures, in most cases, do not lead to the normalization in the range of motions, but give a positive impetus to further recovery by classical methods of mechanical and physical therapy. Low-frequency vibration is the mechanism that starts the recovery process, so it is advisable to begin it as soon as possible after the termination of therapeutic immobilization. This work is the first in a comprehensive approach to the study of the influence of low-frequency vibration on the recovery after immobilization contractures.

**Keywords:** upper extremity fracture; immobilization contractures; low-frequency vibration; postisometric relaxation

Хвисюк О.М.<sup>1</sup>, Гонтар Н.М.<sup>1</sup>, Пастух В.В.<sup>1</sup>, Карпінський М.Ю.<sup>2</sup>, Карпінська О.Д.<sup>2</sup><sup>1</sup>Харківська медична академія післядипломної освіти, м. Харків, Україна<sup>2</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків, Україна

## Експериментальне дослідження динаміки біодеградації матеріалу на основі полілактиду й трикальційфосфату після заповнення ним кісткових дефектів

**Резюме. Актуальність.** Лікування порушень репаративного остеогенезу є актуальною проблемою сучасності. Завдяки розвитку 3D-технологій дослідження регенеративного потенціалу кісткової тканини можливе якісне розв'язання питання пластики кісткових дефектів. **Мета:** в експерименті на тваринах вивчити динаміку заміщення кістковою тканиною біодеградуючого матеріалу на основі пористого полілактиду з трикальційфосфатом після заповнення кісткового дефекту. **Матеріали та методи.** Роботу виконано на 15 лабораторних білих щурах-самцях — 3 групи по 5 тварин. Усім тваринам за допомогою стоматологічного бура виконували порожнинний дефект у дистальному відділі стегнової кістки. Дефект заповнювали біодеградуючим матеріалом на основі полілактиду з додаванням 45% трикальційфосфату і розміром пор 300 мкм. Тварин виводили з експерименту групами через 15, 30 і 90 діб після операції. На рентгенограмах вимірювали показники оптичної щільності в зоні кісткового дефекту оперованої кістки й аналогічній зоні контралатеральної кістки (контрольна група). **Результати.** Щільність кісткової тканини щурів зростала протягом експерименту, про що свідчать показники щільності інтактних кісток від 15-ї до 90-ї доби, коли щільність змінювалась від  $148 \pm 31$  опт.од. до  $183 \pm 2$  опт.од., що виявилось статистично значущим на рівні  $p = 0,045$ . Статистично значуще ( $p = 0,015$ ) зростання щільності спостерігали і в період між 30-ю і 90-ю добою — від  $156 \pm 15$  опт.од. до  $183 \pm 2$  опт.од. На етапі між 15-ю і 30-ю добою статистичної значущості зміни оптичної щільності інтактної кісткової тканини не спостерігали ( $p = 0,658$ ). У зоні дефекту стегнової кістки статистично значущих змін оптичної щільності не виявлено в жодному періоді експерименту. Це пов'язане у першу чергу з різною спрямованістю динаміки процесу. Так, у період з 15-ї до 30-ї доби спостерігали зниження оптичної щільності в зоні дефекту від  $185 \pm 29$  опт.од. до  $163 \pm 24$  опт.од. ( $p = 0,342$ ), що свідчить про запуск процесу біодеградації матеріалу, яким заповнювали дефект. У період з 30-ї по 90-ту добу, навпаки, визначається зростання оптичної щільності до  $182 \pm 3$  опт.од, що може бути наслідком процесу кісткоутворення і заміщення заповнювача кістковою тканиною, але статистичної значущості змін також не визначено ( $p = 0,126$ ). **Висновки.** Протягом експерименту щільність інтактної кісткової тканини щурів статистично значуще ( $p = 0,045$ ) зростала, що пов'язано з віком тварин. У зоні дефекту стегнової кістки в період з 15-ї по 30-ту добу спостерігали зниження оптичної щільності від  $185 \pm 29$  опт.од. до  $163 \pm 24$  опт.од., що може свідчити про запуск процесу біодеградації матеріалу, яким був заповнений дефект. У строк від 30-ї до 90-ї доби в зоні дефекту спостерігали зростання оптичної щільності до  $182 \pm 3$  опт.од, що наблизилось до рівня інтактної кістки —  $183 \pm 2$  опт.од., про що свідчить відсутність статистичної значущості між цими показниками ( $p = 0,642$ ). Це може бути наслідком процесу кісткоутворення й заміщення заповнювача кістковою тканиною.

**Ключові слова:** кістковий дефект; рентгенометрія; щільність; полілактид

## Вступ

Лікування порушень репаративного остеогенезу є актуальною проблемою сучасності. Стрімкий розвиток технічного прогресу за останні десятиліття призвів до зростання показників травматизму й частоти травматичних ускладнень при переломах кісток скелета. За цей період збільшується кількість оперативних технологій, але частота порушень консолидації не зменшується.

Частка порушень репаративного остеогенезу при переломах кісток, за даними різних авторів, становить 2,5–30 %. Виникає потреба в альтернативних рішеннях даної проблеми.

Завдяки розвитку 3D-технологій дослідження регенеративного потенціалу кісткової тканини можливе якісне розв'язання питання пластики кісткових дефектів [1]. Тканинна інженерія є одним з інноваційних напрямків покращення репаративних властивостей остеогенезу. Основу методу становить клітинний матеріал, що має здатність до репарації. До таких клітин належать мезенхімальні стовбурові клітини, які здатні перетворюватися в різні типи зрілих клітин [2].

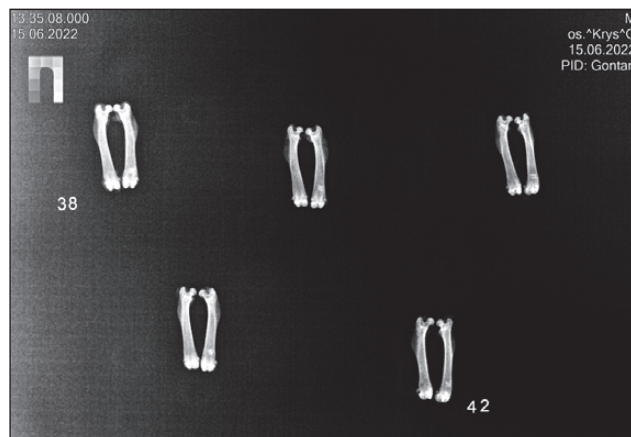
**Мета:** в експерименті на тваринах вивчити динаміку заміщення кістковою тканиною біодеградуючого матеріалу на основі пористого полілактиду з трикальційфосфатом після заповнення кісткового дефекту.

## Матеріали та методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» було проведено рентгенометричне дослідження щільності кісткового регенерату в різні терміни після заповнення порожнинного дефекту стегнової кістки. Роботу виконано на 15 лабораторних білих щурах-самцях (вік — 5 міс., жива маса тіла — від 350 до 400 г) популяції експериментально-біологічної клініки ДУ «ІПХС ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України». Експеримент на щурах проведений із дотриманням вимог Європейської конвенції про захист хребетних тварин, яких використовують для дослідних та інших наукових цілей (Страсбург, 1986 р.) і Закону України «Про захист тварин від жорстокого поводження» (ст. 26, 31) [3, 4]. Усі хірургічні втручання виконували в умовах асептики й антисептики під загальним знеболюванням: аміназин (10 мг/кг живої маси, в/м) і кетамін (50 мг/кг живої маси, в/м).

Експериментальні тварини були розподілені на 3 групи по 5 тварин у кожній. Усім тваринам за допомогою стоматологічного бура виконували порожнинний дефект у дистальному відділі стегнової кістки. Дефект заповнювали біодеградуючим матеріалом на основі полілактиду з додаванням 45% трикальційфосфату й розміром пор 300 мкм. Тварин виводили з експерименту групами через 15, 30 і 90 діб після операції.

Після виводу тварин з експерименту виділяли оперовані й контралатеральні стегнові кістки, після чого виконували їх рентгенограми. Для усунення похибок, пов'язаних з різною якістю рентгенограм (яскравість, контрастність тощо), кістки всієї виведеної групи по-



**Рисунок 1. Приклад рентгенограми кісток експериментальних тварин з тест-об'єктом**

давали на одному знімку. Для усунення різниці між знімками, виконаними в різні терміни після операції, використовували тест-об'єкт (рис. 1).

На рентгенограмах вимірювали показники оптичної щільності (в одиницях градації сірого) в зоні кісткового дефекту оперованої кістки й аналогічній зоні контралатеральної кістки (контрольна група). Також виконували вимірювання оптичної щільності тест-об'єкта в його верхньому правому куті. Показник оптичної щільності тест-об'єкта на рентгенограмі кісток через 15 діб після операції був прийнятий за одиницю. Для рентгенограм кісток тварин, виведених з експерименту на 30-ту й 90-ту добу після операції, за показниками оптичної щільності тест-об'єкта визначали поправочний коефіцієнт, на який множили показники щільності зображених на них кісток. Вимірювання оптичної щільності виконували за допомогою програмного комплексу X-raus (рис. 2), розробленого в Харківському національному університеті радіоелектроніки [5–7].

Дані експерименту були оброблені статистично. Розраховували середнє (M), стандартне відхилення (SD), мінімальне (min) і максимальне (max) значення вибірки. Порівняння значень оптичної щільності на контралатеральних кінцівках проводили за допомогою T-тесту для парних вибірок [8].

## Результати та обговорення

Було проведено аналіз зміни оптичної щільності зони дефекту на оперованій кінцівці й інтактної кістки на тому ж рівні в процесі спостереження. Результати наведені в табл. 1.

За даними статистичного аналізу було визначено, що на 15-ту добу після операції оптична щільність зони дефекту становила в середньому  $185 \pm 29$  опт.од., що було статистично значущо ( $p = 0,004$ ) більше, ніж оптична щільність аналогічної зони на інтактній кістці —  $148 \pm 31$  опт.од.

Через 1 місяць спостерігали зменшення оптичної щільності зони дефекту до  $163 \pm 24$  опт.од., при тому та ж зона на інтактній кінцівці збільшилася до  $156 \pm$

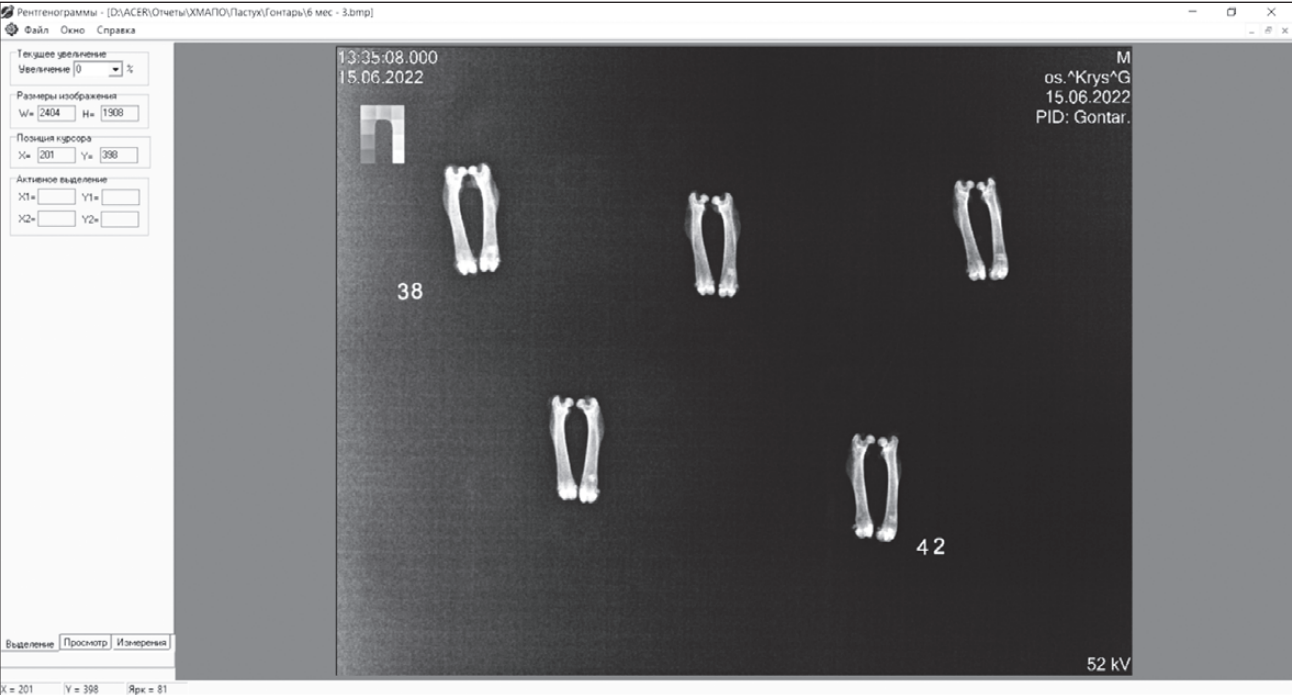


Рисунок 2. Скриншот програми X-rays у процесі вимірювань

$\pm 15$  опт.од. Через 1 місяць після операції оптична щільність кісток вирівнялася до статистично близького рівня ( $p = 0,642$ ).

На 3-й місяць спостереження міцність зони дефекту досягла рівня  $182 \pm 3$  опт.од., що наблизилося до рівня інтактної кістки —  $183 \pm 2$  опт.од., що статистично не відрізняється ( $p = 0,642$ ).

Динаміка оптичної щільності кісткової тканини у щурів у процесі спостереження наведена на діаграмі (рис. 3).

На даній діаграмі показано, що на 15-ту добу після операції оптична щільність імплантата вища, ніж аналогічної зони інтактної кістки. Через місяць щільність імплантата знижується, але залишається трохи більшою, ніж щільність кістки, тобто біодеградація імплантованого матеріалу відбувається не повністю. На 3-й місяць після операції спостерігали вирівнювання оптичної щільності зони імплантації та інтактної кістки. Тобто виникла повна біодеградація імплантата, а дефект був заповнений кістко-

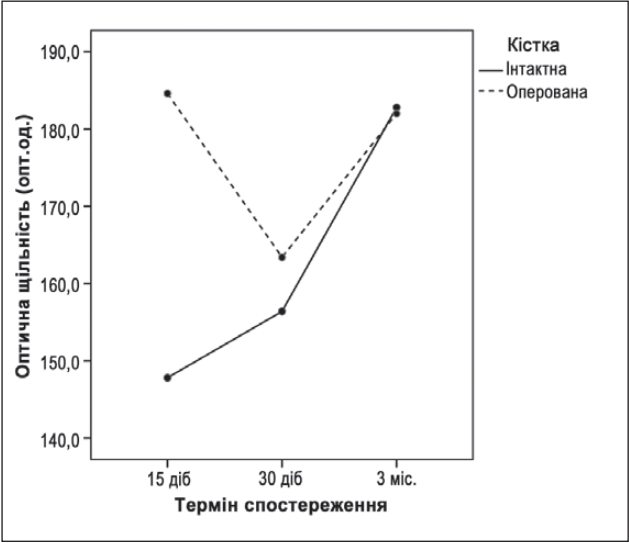


Рисунок 3. Динаміка оптичної щільності кісток щурів

Таблица 1. Динаміка оптичної щільності інтактної кістки й зони дефекту оперованої кістки у тварин

| Термін спостереження | Кінцівка            |                     | Ст. значущість (t, p)   |
|----------------------|---------------------|---------------------|-------------------------|
|                      | Інтактна            | Оперована           |                         |
| 15 діб               | 148 ± 31<br>112÷195 | 185 ± 29<br>156÷220 | t = −5,897<br>p = 0,004 |
| 30 діб               | 156 ± 15<br>136÷174 | 163 ± 24<br>131÷196 | t = −0,995<br>p = 0,376 |
| 90 діб               | 183 ± 2<br>180÷186  | 182 ± 3<br>179÷185  | t = 0,502<br>p = 0,642  |



**Таблиця 2. Динаміка показників оптичної щільності оперованої та інтактної кістки залежно від терміну після операції**

| Кінцівка  |                       | Доба спостереження    |          |                       |         |                       |         |
|-----------|-----------------------|-----------------------|----------|-----------------------|---------|-----------------------|---------|
|           |                       | 15-та                 | 30-та    | 30-та                 | 90-та   | 15-та                 | 90-та   |
| Оперована | M ± SD                | 185 ± 29              | 163 ± 24 | 163 ± 24              | 182 ± 3 | 185 ± 29              | 182 ± 3 |
|           | $\overline{M \pm SD}$ | 21 ± 44               |          | -19 ± 22              |         | 3 ± 29                |         |
|           | t, p                  | t = 1,078; p = 0,342  |          | t = -1,930; p = 0,126 |         | t = 0,199; p = 0,852  |         |
| Інтактна  | M ± SD                | 148 ± 31              | 156 ± 15 | 156 ± 15              | 183 ± 2 | 148 ± 31              | 183 ± 2 |
|           | $\overline{M \pm SD}$ | -9 ± 40               |          | -26 ± 15              |         | -35 ± 31              |         |
|           | t, p                  | t = -0,477; p = 0,658 |          | t = -4,061; p = 0,015 |         | t = -2,529; p = 0,045 |         |

вою тканиною. Як показано на діаграмі, первинна оптична щільність імплантата дорівнювала щільності кісткової тканини інтактної кістки на 3-й місяць спостереження, це дозволило через 1 місяць спостереження, з огляду на швидкість біодеградації, забезпечити достатню міцність оперованої кістки на рівні інтактної.

У табл. 2 наведено результати порівняльного аналізу динаміки зміни оптичної щільності зони дефекту й інтактної кістки протягом часу експерименту.

Як показали результати статистичного аналізу, щільність кісткової тканини шурів статистично значуще зростала протягом експерименту, про що свідчать показники щільності інтактних кісток в період від 15-ї до 90-ї доби, коли щільність змінювалась від  $148 \pm 31$  опт.од. до  $183 \pm 2$  опт.од., що виявилось статистично значущим на рівні  $p = 0,045$ . Статистично значуще ( $p = 0,015$ ) зростання щільності спостерігали й у період між 30-ю і 90-ю добою — від  $156 \pm 15$  опт.од. до  $183 \pm 2$  опт.од. На етапі між 15-ю і 30-ю добою статистичної значущості зміни оптичної щільності інтактної кісткової тканини не спостерігали ( $p = 0,658$ ), що пов'язано, на нашу думку, з коротким строком між даними етапами експерименту.

Що стосується зони дефекту стегнової кістки, то в даній зоні статистично значущих змін оптичної щільності не виявлено в жодному періоді експерименту. Це передусім пов'язано з різною спрямованістю динаміки процесу. Так, у період з 15-ї до 30-ї доби спостерігали зниження оптичної щільності в зоні дефекту від  $185 \pm 29$  опт.од. до  $163 \pm 24$  опт.од. ( $p = 0,342$ ), що свідчить про запуск процесу біодеградації матеріалу, яким заповнювали дефект. У період з 30-ї по 90-ту добу, навпаки, визначається зростання оптичної щільності до  $182 \pm 3$  опт.од., що може буди наслідком процесу кісткоутворення й заміщення заповнювача кістковою тканиною, але статистичної значущості змін також не визначено ( $p = 0,126$ ). Іншою причиною відсутності статистичної значущості зміни показників оптичної щільності в зоні дефекту є великий розкид цієї величини між кістками окремих тварин, що є наслідком варіабельності як розмірів дефекту, так і обсягу заповнюючого його матеріалу.

## Висновки

1. Протягом експерименту щільність інтактної кісткової тканини шурів статистично значуще ( $p = 0,045$ ) зростала, що пов'язано з віком тварин.

2. У зоні дефекту стегнової кістки в період з 15-ї по 30-ту добу спостерігали зниження оптичної щільності від  $185 \pm 29$  опт.од. до  $163 \pm 24$  опт.од., що може свідчити про запуск процесу біодеградації матеріалу, яким був заповнений дефект.

3. У термін від 30-ї до 90-ї доби в зоні дефекту спостерігали зростання оптичної щільності до  $182 \pm 3$  опт.од., що наблизилось до рівня інтактної кістки —  $183 \pm 2$  опт.од., про що свідчить відсутність статистичної значущості між цими показниками ( $p = 0,642$ ). Це може буди наслідком процесу кісткоутворення й заміщення заповнювача кістковою тканиною.

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

## Список літератури

- Хесуани Ю.Дж., Сергеева Н.С., Миронов В., Мустафин А.Г., Каприн А.Д. Введение в 3D-биопринтинг: история формирования направления, принципы и этапы биопечати. Гены и клетки. 2018.
- Caddeo S., Boffito M., Sartori S. Tissue engineering approaches in the design of healthy and pathological in vitro tissue models. Front. Bioeng Biotechnol. 2017. 5. 40.
- Європейська конвенція про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідних та інших наукових цілей. Страсбург, 18 березня 1986 року: офіційний переклад / Верховна Рада України. Офіц. веб-сайт. [http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=994\\_137](http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=994_137).
- Про захист тварин від жорстокого поводження: Закон України № 3447-IV від 21.02.2006 / Верховна Рада України. Офіц. веб-сайт. <http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=3447-15>.
- Авер'янова Л.О., Шармазанов С.А. Спеціалізовані програмні засоби для моніторингового дослідження стану кісткової системи населення. Радіотехніка: Всеукр. міжвід. наук.-техн. зб. 2001. Вип. 120. С. 206-209.
- Тимошенко О.П., Карпинский М.Ю., Верецун А.Г. Исследование диагностических возможностей про-

граммного комплексу «X-rays». Медицина и. 2001. № 1. С. 62-64

7. Головіна Я.О., Малик Р.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Дослідження рентгенологічної кісткової щільності у пацієнтів з кістковими пухлинами у разі застосування сегментарних кісткових алоімплантів. Травма. Т. 23. № 1. С. 43-50. DOI: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.881.

8. Бюль А., Цефлер П. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей: Пер. с нем. СПб.: ДиасофтЮП, 2005. 608 с.

Отримано/Received 02.06.2022

Рецензовано/Revised 19.06.2022

Прийнято до друку/Accepted 28.06.2022 ■

#### Information about authors

Oleksandr Khvysyuk, Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-4826-6567>

Nazar Gontar, Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-3825-3383>

Vasyl Pastukh, Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine; <https://orcid.org/0000-0002-9854-8212>

Mykhaylo Karpinsky, 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: korab.karpinsky9@gmail.com; <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; <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 their manuscript.

O.M. Khvysyuk<sup>1</sup>, N.M. Gontar<sup>1</sup>, V.V. Pastukh<sup>1</sup>, M.Yu. Karpinsky<sup>2</sup>, O.D. Karpinska<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, 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

### Experimental study of the dynamics of biodegradation of a material based on polylactide and tricalcium phosphate after filling bone defects with it

**Abstract. Background.** Treatment of impaired reparative osteogenesis is an urgent problem of our time. Thanks to the development of 3D technologies for the study of the regenerative potential of bone tissue, a qualitative solution to the problem of plasticity of bone defects is possible. In an animal experiment, the dynamics of bone tissue replacement with a biodegradable material based on porous polylactide and tricalcium phosphate after filling a bone defect was studied. **Materials and methods.** The work was performed on 15 laboratory white male rats, 3 groups of 5 animals each. A cavity defect in the distal femur was performed in all animals with the help of a dental drill. The defect was filled with a biodegradable material based on polylactide with the addition of 45% tricalcium phosphate and a pore size of 300  $\mu\text{m}$ . Animals were sacrificed 15, 30 and 90 days after the surgery. On radiographs, optical density indicators were measured in the area of defect in the operated bone and in the similar area of the contralateral bone (control group). **Results.** The density of the bone tissue of rats increased during the experiment, as evidenced by the density of intact bones from days 15 to 90, when it varied from  $148 \pm 31$  HU to  $183 \pm 2$  HU, which turned out to be statistically significant at the level of  $p = 0.045$ . A statistically significant ( $p = 0.015$ ) increase in density was also observed between days 30 and 90, from  $156 \pm 15$  HU to  $183 \pm 2$  HU. Between days 15 and 30, no statistically significant changes in the optical density of intact bone tissue were observed ( $p = 0.658$ ).

No statistically significant changes in optical density were found in the femoral defect zone in any period of the experiment. This is connected, first of all, with the shear direction of the dynamics of the process. Thus, in the period from days 15 to 30, a decrease in optical density in the defect zone was observed, from  $185 \pm 29$  HU to  $163 \pm 24$  HU ( $p = 0.342$ ), which indicates the start of the biodegradation of the material used to fill the defect. Between days 30 and 90, on the contrary, the optical density increased to  $182 \pm 3$  HU, which may be a consequence of the bone formation process and the replacement of the filler with bone tissue, but the statistical significance of the changes was not also determined ( $p = 0.126$ ).

**Conclusions.** During the experiment, the density of intact bone tissue of rats increased statistically significantly ( $p = 0.045$ ), which is related to the age of the animals. In the area of femoral defect, a decrease in optical density on days 15–30 was observed, from  $185 \pm 29$  HU to  $163 \pm 24$  HU, which may indicate the start of the biodegradation of the material that filled the defect. In the period from days 30 to 90, an increase in optical density in the defect zone was observed — up to  $182 \pm 3$  HU that approached the level of intact bone ( $183 \pm 2$  HU), which is evidenced by the lack of statistical significance between these indicators ( $p = 0.642$ ). This may be a consequence of the process of bone formation, and replacement of the filler with bone tissue.

**Keywords:** bone defect; radiography; density; polylactide



«Аксімед»  
завжди  
попереду!

НА БАЗІ КЛІНІКИ «АКСІМЕД» ВІДКРИТО СУЧАСНИЙ

# ЦЕНТР ПРОБЛЕМ СНУ

ЕФЕКТИВНА ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ:

- порушень дихання уві сні (нічне апное);
- усіх видів безсоння;
- синдрому неспокійних ніг.

ПРОВІДИМО НАЙСУЧАСНІШУ  
ПОЛІСОМНОГРАФІЮ



AKSIMED.UA • 044 390 00 55



*Від мрії до надії*

**Перша в Україні клініка сучасної діагностики  
та лікування нейроімунологічних захворювань**

## ДІАГНОСТИКА ТА ЛІКУВАННЯ:

- ✿ Хронічних нейроінфекцій
- ✿ Епілепсій
- ✿ Розсіяного склерозу
- ✿ Панічних атак і депресій
- ✿ Енцефалітів та енцефаломієлітів
- ✿ Невритів та невралгій
- ✿ Міастеній
- ✿ Імунодефіцитів
- ✿ Демієлінізуючих полінейропатій
- ✿ Аутистичного спектра у дітей

☎ +38 067 689 88 33  
+38 066 689 88 33  
+38 063 689 88 33

🌐 [www.vivereclinic.com](http://www.vivereclinic.com)  
📍 м. Київ,  
вул. Ломоносова, 71-Б

