



Травма

www.mif-ua.com



Том 23, № 4, 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**

Травма

TRAUMA

Travma

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

Том 23, № 4, 2022

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

Volume 23, № 4, 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



mif-ua.com



Open Journal System

Травма

Travma

Спеціалізований рецензований
науково-практичний журнал

Том 23, № 4, 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 № 6 від 22.09.2022 р.

Українською та англійською мовами

Свідчення 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. 5,46.
Тираж 8000 прим. Зам. 2022-трамта-113.

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

Оригінальні дослідження

- Хвисюк О.М., Гонтар Н.М., Пастух В.В.,
Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д.,
Нікольченко О.А.
Експериментальне дослідження
зміни міцності стегнових кісток щурів
після заповнення кісткових дефектів біодеградуєчим
матеріалом на основі полілактиду
та трикальційфосфату 4
- Камінська М.О., Дігтяр В.А.,
Карпінський М.Ю., Шульга Д.І.
Параметри міцності лавсанової лігатури
для реконструкції кілеподібної деформації
грудної клітки 9
- Лазарев І.А., Богдан С.В., Юрійчук Л.М.
Рентгенденситометричні показники
щільності кісткової тканини головки
плечової кістки у хворих із контрактурою
плечового суглоба та розривом сухожилка
надостового м'яза..... 17
- Бішталі Обада, Проценко В.В.,
Солоніцин Є.О.
Аналіз та строки виникнення ускладнень
після операцій ендопротезування колінного
суглоба у хворих на пухлини кісток 24
- Рушай А.К., Байда М.В., Мартинчук О.О.,
Мусяєнко О.С., Фам Д.К.
Експериментальне обґрунтування
оптимальних конструкційних властивостей
кільцевих спице-стрижневих фіксаторів..... 33

Огляд

- Бурсук Ю.Є.
Діагностика й лікування пошкоджень
хондролабрального комплексу кульшового
суглоба в дорослих (огляд літератури) 38

Contents

Original Researches

- O.M. Khvysyuk, N.M. Gontar, V.V. Pastukh,
M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska,
O.A. Nikolchenko
Experimental study of changes
in the strength of rat femurs after filling bone
defects with a biodegradable material
based on polylactide
and tricalcium phosphate 4
- M.O. Kaminska, V.A. Dihtiar,
M.Yu. Karpinsky, D.I. Shulga
Strength parameters of mylar ligature
for reconstruction of keel chest
deformity 9
- I.A. Lazarev, S.V. Bohdan, L.M. Yuriychuk
Dual-energy X-ray absorptiometry
of the humeral head in patients
with the shoulder contracture
and the supraspinatus
tendon tear 17
- Bishtawi Obada, V.V. Protsenko,
Ye.O. Solonitsyn
Analysis and timeframe of appearance
of complications after knee joint replacement
in patients with bone tumors..... 24
- A.K. Rushay, M.V. Bayda, O.O. Martynchuk,
O.S. Musienko, D.K. Fam
Experimental substantiation
of optimal structural properties
of pin and rod ring fixators..... 33

Review

- Yu. Ye. Bursuk
Diagnosis and treatment of damage
to the chondrolabral complex of the hip joint
in adults (literature review) 38

Хвисьюк О.М.¹, Гонтар Н.М.¹, Пастух В.В.¹, Карпінський М.Ю.², Карпінська О.Д.², Нікольченко О.А.²

¹Харківська медична академія післядипломної освіти, м. Харків, Україна

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

Експериментальне дослідження зміни міцності стегнових кісток щурів після заповнення кісткових дефектів біодеградуєчим матеріалом на основі полілактиду та трикальційфосфату

Резюме. Актуальність. У даний час для заповнення кісткових дефектів використовують імпланти на основі полілактиду, особливістю яких є біодеградація, остеоінтеграція, здатність індукувати процеси кісткоутворення та висока біосумісність з організмом. Використання технології 3D-друку дозволяє регулювати темпи біодеградації матеріалу за рахунок виготовлення імплантів різної пористості.

Мета: в експерименті на тваринах вивчити динаміку міцності стегнових кісток щурів після заповнення кісткового дефекту біодеградуєчим матеріалом на основі пористого полілактиду з трикальційфосфатом. **Матеріали та методи.** Робота виконана на 15 лабораторних білих щурах-самцях. Усім тваринам виконували порожнинний дефект у дистальному відділі лівої стегнової кістки, який заповнювали біодеградуєчим матеріалом на основі полілактиду з додаванням 45 % трикальційфосфату і розміром пор 300 мкм. Тварин виводили з експерименту на 15, 30 та 90-ту добу після оперативного втручання. Препарати стегнових кісток випробували на міцність під впливом вертикального стискаючого навантаження. Як групу контролю використовували контралатеральні кінцівки. **Результати.** На 15-ту добу після оперативного втручання міцність оперованої стегнової кістки лабораторних щурів була статистично значуще нижчою за інтактну ($p = 0,007$). Оперовані кістки руйнувалися при навантаженнях $184,0 \pm 15,2$ Н, тоді як інтактні витримували $222,0 \pm 17,9$ Н. На 30-ту добу спостерігали наближення показників міцності оперованих кісток до показників інтактних, які визначали на рівні $226,0 \pm 15,2$ Н та $238,0 \pm 17,9$ Н. На 90-ту добу відмінності міцності між оперованими та інтактними кістками зникли повністю, про що свідчать показники величини навантаження, при яких здійснилось руйнування оперованих кісток — $308,0 \pm 11,0$ Н, контралатеральних — $304,0 \pm 23,0$ Н, а також рівень статистичної значущості різниці $p = 0,704$. **Висновки.** Протягом експерименту щільність інтальної кісткової тканини щурів статистично значуще ($p = 0,002$) зростала, що пов'язане з віком тварин. На 15-ту добу після оперативного втручання міцність оперованої стегнової кістки лабораторних щурів була статистично значуще ($p = 0,007$) нижчою за інтактну, що може бути наслідком того, що процес біодеградації заповнювача вже триває, а процес кісткоутворення ще не набув достатньої міцності. На 30-ту добу спостерігали наближення показників міцності оперованих кісток до показників інтактних. На 90-ту добу відмінності міцності між оперованими та інтактними кістками зникли повністю. Це є ознакою того, що матеріал наповнювача повністю біодеградував, дефект заповнився кістковою тканиною, яка на цей момент набула міцності здорової кісткової тканини.

Ключові слова: кістковий дефект; полілактид; біодеградація; навантаження

Вступ

Стрімкий розвиток технічного прогресу за останні десятиліття призвів до зростання показників травматизму й частоти травматичних ускладнень при переломах кісток скелета. Сучасною тенденцією заміщення кісткових дефектів є розробка полімерів, які резорбуються в біологічних рідинах [1, 2]. У даний час для заповнення кісткових дефектів використовують імплантати на основі полілактиду, особливістю яких є біодеградація, остеоінтеграція, здатність індукувати процеси кісткоутворення та висока біосумісність з організмом [1, 3, 4].

Завдяки розвитку 3D-технологій дослідження регенеративного потенціалу кісткової тканини можливе якісне розв'язання питання пластики кісткових дефектів [5]. Використання технології 3D-друку дозволяє регулювати темпи біодеградації матеріалу за рахунок виготовлення імплантатів різної поруватості [6, 7].

Мета: в експерименті на тваринах вивчити динаміку міцності стегнових кісток шурів після заповнення кісткового дефекту біодеградуєчим матеріалом на основі пористого полілактиду з трикальційфосфатом.

Матеріали та методи

Робота виконана на 15 лабораторних білих щурах-самцях (вік — 3 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), та Закону України «Про захист тварин від жорстокого поводження» (ст. 26, 31) [8, 9]. Усі хірургічні втручання виконували в умовах асептики та антисептики під загальним знеболюванням: аміназин (10 мг/кг живої маси, в/м) та кетамін (50 мг/кг живої маси, в/м). План експерименту затверджений на засіданні комітету з біоетики інституту (протокол № 217 від 14.06.2021 р.).

Усім тваринам виконували порожнинний дефект у дистальному відділі лівої стегнової кістки, який заповнювали біодеградуєчим матеріалом на основі полілактиду з додаванням 45 % трикальційфосфату і розміром пор 300 мкм. Тварин виводили з експерименту групами по 5 шурів через 15, 30 та 90 діб після оперативного втручання.

Препарати стегнових кісток дослідних тварин випробували на міцність під впливом вертикального стискаючого навантаження. Як групу контролю використовували контралатеральні кінцівки тих самих тварин. Схема експерименту наведена на рис. 1.

Під час проведення експерименту препарати стегнових кісток шурів міцно закріплювали на стенді для біомеханічних досліджень за діафізарну частину нижче від рівня остеотомії. Розподілене стискаюче навантаження прикладали до виростків стегнової кістки. Величину навантаження плавно збільшували до руйнування препарату.

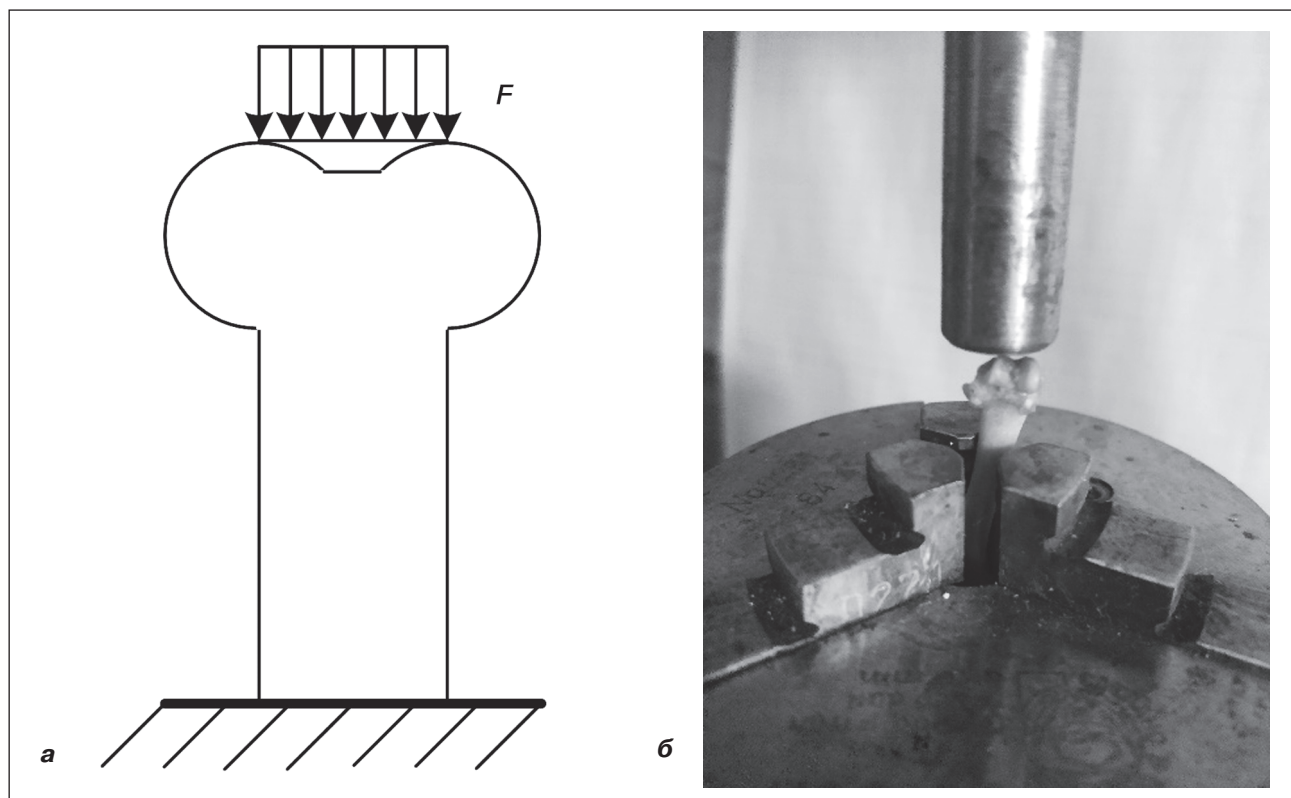


Рисунок 1. Схема експериментального дослідження: а) схема навантаження; б) препарат на стенді для біомеханічних досліджень

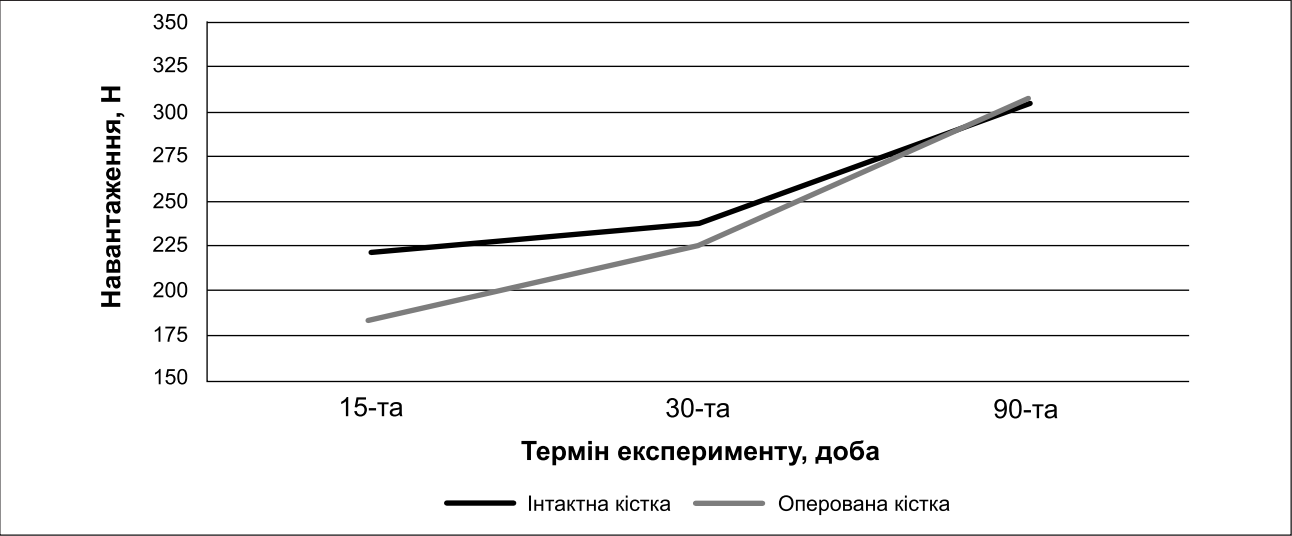


Рисунок 2. Динаміка міцності кісток щурів

Величину навантаження, при якому відбулось руйнування препарату, вимірювали за допомогою тензометричного датчика SBA-100L та фіксували пристроєм реєстрації CAS типу CI-2001A.

Експериментальні дані були оброблені статистично. Використовували методи описової статистики: розраховували середнє (M) та його стандартне відхилення (SD), мінімальне та максимальне значення. Порівняння між видами остеотомії проводили за допомогою Т-тесту для незалежних вибірок, між оперованою та контралатеральною (неоперованою) кістками — за допомогою Т-тесту для парних вибірок, в обох тестах вказували середню та стандартну похибку. Обробку даних проводили в пакеті прикладних програм IBM Statistic SPSS20.0 [10].

Результати та обговорення

Було проведено аналіз зміни міцності стегнової кістки оперованої кінцівки та інтактної кістки на тому ж рівні в процесі спостереження. Результати наведені в табл. 1.

За даними експерименту було визначено, що на 15-ту добу після оперативного втручання міцність оперованої стегнової кістки лабораторних щурів була

статистично значуще (p = 0,007) нижчою за інтактну. Оперовані кістки руйнувалися при навантаженнях 184,0 ± 15,2 Н, тоді як інтактні витримували 222,0 ± 17,9 Н.

На 30-ту добу спостерігали наближення показників міцності оперованих кісток до показників інтактних, які визначали на рівні 226,0 ± 15,2 Н та 238,0 ± 17,9 Н. Статистична значущість різниці була p = 0,358, що недостатньо для визначення відмінності значущою.

На 90-ту добу відмінності міцності між оперованими та інтактними кістками зникли повністю, про що свідчать показники величини навантаження, при яких здійснилось руйнування оперованих кісток — 308,0 ± 11,0 Н, контралатеральних — 304,0 ± 23,0 Н, а також рівень статистичної значущості різниці, який визначився як p = 0,704.

Динаміка оптичної щільності кісткової тканини у щурів у процесі спостереження наведена на діаграмі (рис. 2).

На рис. 2 показано, що на 15-ту добу після операції міцність оперованої стегнової кістки щурів значно нижча, ніж інтактних кісток тих самих щурів. Через місяць після оперативного втручання спостерігаємо наближення міцності оперованих кісток до показни-

Таблиця 1. Динаміка міцності інтактної та оперованої кісток лабораторних тварин

Доба	Руйнівна сила, Н			
	Кінцівка		Статистична значущість різниці між кістками	
	Інтактна	Оперована	M±SD	T, p
15-та	222,0 ± 17,9 200,0 ÷ 240,0	184,0 ± 15,2 160,0 ÷ 200,0	38,0 ± 16,4	t = 5,171; p = 0,007
30-та	238,0 ± 17,9 220,0 ÷ 260,0	226,0 ± 15,2 210,0 ÷ 240,0	12,0 ± 25,9	t = 1,037; p = 0,358
90-та	304,0 ± 23,0 280,0 ÷ 340,0	308,0 ± 11,0 290,0 ÷ 320,0	-4,0 ± 21,9	t = -0,408; p = 0,704

Таблиця 2. Динаміка показників міцності оперованої та інтактної кісток залежно від терміну після оперативного втручання

Кістка	Статистичні показники	Величина зміни руйнівної сили, Н		
		15–30-та доба	15–90-та доба	30–90-та доба
Інтактна	$\overline{M \pm SD}$	16,0 ± 30,5	82,0 ± 37,0	66,0 ± 20,7
	T,p	t = -1,173 p = 0,306	t = -4,954 p = 0,008	t = -7,117 p = 0,002
Оперована	$\overline{M \pm SD}$	42,0 ± 16,4	124,0 ± 18,2	82,0 ± 21,7
	T,p	t = -5,715 p = 0,005	t = -15,263 p = 0,000	t = -8,458 p = 0,001

ків інтактних, але вона залишається трохи нижчою, тобто біодеградація імплантованого матеріалу відбувається не повністю. На 3-й місяць після операції спостерігали вирівнювання показників міцності оперованої та інтактної кісток. Тобто виникла повна біодеградація імплантата, а дефект був заповнений кістковою тканиною.

У табл. 2 наведені результати порівняльного аналізу динаміки міцності оперованих та інтактних кісток протягом експерименту.

Як показали результати статистичного аналізу, міцність кісткової тканини шурів статистично значуще ($p = 0,008$ та $p < 0,001$ для інтактних та оперованих кісток відповідно) зростала протягом експерименту, про що свідчать показники щільності інтактних кісток терміном від 15-ї до 90-ї доби, коли величина навантаження, необхідного для руйнування кісток, збільшилась на $82,0 \pm 37,0$ Н для інтактних кісток і на $124,0 \pm 18,2$ Н для оперованих. Статистично значуще ($p = 0,015$) зростання міцності як інтактних ($p = 0,002$), так і оперованих ($p = 0,001$) кісток спостерігали і в період між 30-ю та 90-ю добою. На етапі між 15-ю та 30-ю добою статистичної значущості зміни показників міцності інтактних кісток не спостерігали ($p = 0,306$), що пов'язане, скоріше за все, із коротким терміном між даними етапами експерименту.

Отримані результати дозволяють зробити висновки про те, що в перші 15 діб після заповнення кісткового дефекту біодеградуєчим матеріалом на основі полілактиду та трикальційфосфату міцність оперованих кісток залишається нижчою за показники інтактних. Це може бути наслідком того, що процес біодеградації наповнювача вже триває, а процес кісткоутворення ще не набув достатньої міцності. На 30-ту добу суміш новоутвореної кісткової тканини із залишками наповнювача за показниками міцності наближається до показників інтактних кісток, але вони залишаються трохи нижчими за середніми значеннями, але за статистичними вже значуще не відрізняються. Вирівнювання міцності інтактних та оперованих кісток на 90-ту добу після оперативного втручання свідчить про те, що матеріал наповнювача повністю біодеградував, дефект заповнився кістковою тканиною, яка на цей момент набула міцності здорової кісткової тканини.

Висновки

1. Протягом експерименту щільність інтактної кісткової тканини шурів статистично значуще ($p = 0,002$) зростала, що пов'язане з віком тварин.

2. На 15-ту добу після оперативного втручання міцність оперованої стегнової кістки лабораторних шурів була статистично значуще ($p = 0,007$) нижчою за інтактну, що може бути наслідком того, що процес біодеградації заповнювача вже триває, а процес кісткоутворення ще не набув достатньої міцності.

3. На 30-ту добу спостерігали наближення ($p = 0,358$) показників міцності оперованих кісток до показників інтактних, які визначали на рівні $226,0 \pm 15,2$ Н та $238,0 \pm 17,9$ Н.

4. На 90-ту добу відмінності міцності між оперованими та інтактними кістками зникли повністю, про що свідчать показники величини навантаження, при яких здійснилось руйнування оперованих кісток — $308,0 \pm 11,0$ Н та контралатеральних — $304,0 \pm 23,0$ Н, та відсутність статистичної значущості відмінностей ($p = 0,704$). Це є ознакою того, що матеріал наповнювача повністю біодеградував, дефект заповнився кістковою тканиною, яка на цей момент набула міцності здорової кісткової тканини.

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

Список літератури

1. Радченко В.А., Дедух Н.В., Малышкина С., Бенгус Л.М. Биорезорбируемые полимеры в ортопедии и травматологии. Ортопедия, травматология и протезирование. 2006. № 3. С. 116-124.
2. Kontakis G.M., Pagkalos J.E., Tosounidis T.I., Melissas J., Katonis P. Bioabsorbable materials in orthopaedics. Acta Orthop. Belg. 2007. Vol. 73. P. 159-169.
3. Терещенко В.П., Кирилова И.А., Ларионов П.М. Матрицы-носители в тканевой инженерии костной ткани. Успехи современного естествознания. 2015. № 8. С. 66-70.
4. Корж М.О., Шидловський М.С., Макаров В.Б., Захвойко А.А., Тянькут О.В., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д., Чуприна Д.О. Експериментальне дослідження механічних властивостей полілактиду. Травма. 2019. Т. 20. № 6. С. 5-11. DOI: 10.22141/1608-1706.6.20.2019.186029.

5. Хесуани Ю.Дж., Сергеева Н.С., Миронов В., Мустафин А.Г., Каприн А.Д. Введение в 3D-биопринтинг: история формирования направления, принципы и этапы биопринтинга. Гены и клетки. 2018.

6. Семикозов О.В. Экспериментальное обоснование применения для костной пластики пористого минералонаполненного композита полилактида, подвергнутого воздействию сверхкритической среды СО₂#32#1: Автореф. дисс... канд. мед. наук. 14.00.16. ГОУВПО «Российский университет дружбы народов». М., 2008. 25 с.: 29 ил.

7. Хвусюк О.М., Павлов О.Д., Карпінський М.Ю., Карпінська О.Д. Розрахунок міцнісних характеристик композитного матеріалу на основі полілактиду трикальційфосфату та гідроксіапатиту. Травма. 2020. Т. 21. № 1. С. 85-91. DOI: 10.22141/1608-1706.1.21.2020.197802.

8. Європейська конвенція про захист хребетних тварин, що використовуються для дослідних та інших наукових цілей.

Страсбург, 18 березня 1986 року: офіційний переклад [Електронний ресурс]. Верховна Рада України. Офіц. веб-сайт. (Міжнародний документ Ради Європи). Режим доступу: http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=994_137

9. Про захист тварин від жорстокого поводження: Закон України № 3447-IV від 21.02.2006 р. [Електронний ресурс]. Верховна Рада України. Офіц. веб-сайт. Режим доступу до документа: <http://zakon.rada.gov.ua/cgi-bin/laws/main.cgi?nreg=3447-15>

10. Бюль Ахим, Петер Цефлер. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей: Пер. с нем. СПб.: ООО «ДиаСофтЮП», 2005. 608 с.

Отримано/Received 12.07.2022

Рецензовано/Revised 29.07.2022

Прийнято до друку/Accepted 04.08.2022 ■

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>

Olga Nikolchenko, State Institution "Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine; e-mail: o_nikolchenko@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0001-9808-9485>

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. Khvysyuk¹, N.M. Gontar¹, V.V. Pastukh¹, M.Yu. Karpinsky², O.D. Karpinska², O.A. Nikolchenko²

¹Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Kharkiv, Ukraine

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

Experimental study of changes in the strength of rat femurs after filling bone defects with a biodegradable material based on polylactide and tricalcium phosphate

Abstract. Background. Currently, polylactide-based implants are used to fill bone defects, their features are biodegradation, osseointegration, the ability to induce bone formation processes, and high biocompatibility with the body. The use of 3D printing technology allows you to adjust the rates of material biodegradation due to the manufacturing the implants with different porosity. **Objective:** in an animal experiment, to study the dynamics of changes in the strength of rat femurs after filling a bone defect with a biodegradable material based on porous polylactide with tricalcium phosphate. **Materials and methods.** The work was performed on 15 laboratory white male rats. All animals had a cavity defect in the distal part of the left femur, which was filled with a biodegradable material based on polylactide with the addition of 45% tricalcium phosphate and a pore size of 300 μm. Animals were removed from the experiment on days 15, 30 and 90 after surgery. Preparations of femurs were tested for strength under the influence of vertical compressive load. Contralateral limbs were used as a control group. **Results.** On the 15th day after surgery, the strength of the operated femur of laboratory rats was statistically significantly ($p = 0.007$) lower than the intact one. The operated bones were destroyed under loads of 184.0 ± 15.2 N, while the intact ones withstood 222.0 ± 17.9 N. On the 30th day, the strength indi-

cators of the operated bones approached the parameters of the intact ones, which were determined at the level of 226.0 ± 15.2 N and 238.0 ± 17.9 N. On the 90th day, the differences in strength between the operated and intact bones disappeared completely, as evidenced by the load values at which the operated bones were destroyed — 308.0 ± 11.0 N and the contralateral bones — 304.0 ± 23.0 N, as well as the level of statistical significance of the difference ($p = 0.704$).

Conclusions. During the experiment, the density of intact bone tissue of rats increased statistically significantly ($p = 0.002$), which is related to the age of the animals. On the 15th day after surgery, the strength of the operated femur of laboratory rats was statistically significantly ($p = 0.007$) lower than the intact one, which may be a consequence of the fact that filler biodegradation is underway, and the bone formation process has not yet acquired sufficient strength. On the 30th day, the strength indicators of the operated bones approached the indicators of the intact bones. On the 90th day, the differences in strength between the operated and intact bones disappeared completely. This is a sign that the filler material completely biodegraded, the defect was filled with bone tissue, which at that moment acquired the strength of healthy bone tissue.

Keywords: bone defect; polylactide; biodegradation; load

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

¹Дніпровський державний медичний університет, м. Дніпро, Україна

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

³ПП «Лікарня Святого Луки», м. Кропивницький, Україна

Параметри міцності лавсанової лігатури для реконструкції кілеподібної деформації грудної клітки

Резюме. Актуальність. Оптимальним методом лікування вродженої кілеподібної деформації грудної клітки є торакопластика за Н. Abramson, що є мініінвазивною, не вимагає протяжних розрізів, формування шкірних та м'язових клаптів, резекції ребер, остеотомії грудини та різних видів реконструкції. Ефективність та результати цієї торакопластики залежать від міцності та надійності фіксації пластини до ребер. **Мета:** розрахувати необхідні параметри лавсанової лігатури для стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при реконструкції кілеподібної деформації грудини.

Матеріали та методи. Проведені розрахунки параметрів серкляжного кріплення для стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при корекції деформації грудини. За вхідні дані ми обрали коригуючі навантаження величиною від 150 до 600 Н із кроком 50 Н. Межу міцності лавсанової нитки на розтягнення обрали 172,0 МПа, нитки Ethibond — 346,0 МПа. Розрахунки проводили для нитки діаметром від 0,3 до 1,2 мм. **Результати.** При використанні лавсанової нитки діаметром 1,0 мм достатньо застосовувати петлі у дві нитки, нитку діаметром 0,7 мм треба складати четверо. Нитку Ethibond у вигляді петлі достатньо обрати діаметром 1,1 мм, для петлі з 4 ниток діаметр нитки має становити 0,5 мм. Починаючи з навантаження 450 Н, нитка будь-якого діаметра викликає в кістковій тканині ребер напруження, що перевищує максимально можливу межу міцності кісткової тканини ребер. Альтернативним варіантом може бути використання кріпильної стрічки. При мінімальних значеннях товщини (0,3 мм) та ширини (6 мм) кріпильна стрічка з Ethibond витримує весь діапазон можливих навантажень. Менш міцний лавсан витримує максимальні навантаження величиною 600 Н при товщині стрічки 0,3 мм і ширині не менше ніж 11 мм. **Висновки.** Петля з однієї лавсанової нитки діаметром 1,2 мм не витримує максимальне навантаження величиною 600 Н. При використанні нитки діаметром 1,0 мм достатньо застосовувати петлі у дві нитки, нитку діаметром 0,7 мм треба складати четверо. Лавсанові нитки меншого діаметра використовувати недоцільно. Нитка Ethibond діаметром 1,2 мм не витримує максимально необхідного навантаження (600 Н), але для петлі в одну нитку достатньо обрати нитку діаметром 1,1 мм, із 4 ниток — 0,5 мм. Для забезпечення стабільної фіксації коригуючої пластини і запобігання ушкодженню ребер при максимальному коригуючому навантаженні 600 Н і допустимому напруженні ребер 9,81 МПа необхідно накладати джгут із ниток Ethibond мінімальною шириною 6 мм. У той же час як альтернативу можна використовувати кріпильну стрічку з шириною і товщиною 6 та 0,3 мм відповідно. При застосуванні стрічки з лавсану треба обирати оптимальні комбінації її ширини та товщини, які дозволяють витримати максимальне навантаження (600 Н).

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

Вступ

Вроджена кілеподібна деформація грудної клітки (ВКДГК) — це складна вада розвитку, що характеризується вираженим косметичним дефектом, а саме надмірним зміщенням груднини та прилеглих ребер вперед та кардіореспіраторними порушеннями. Оптимальним методом лікування ВКДГК є мініінвазивна торакопластика за Н. Abramson. Для її здійснення використовується імплантована система, що складається з компресійної та 2 стабілізуючих пластин, які прикріплюються до неї і мають з боків 2 отвори, застосовуються для кріплення до ребер дрітними швами, та встановлюється через невеликі бічні розрізи лише на рівні максимуму деформації [1].

Привабливість методики полягає в тому, що вона мініінвазивна, 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 з частотою 5,2–16,6 % [4–7]. Вказані ускладнення обмежують можливості широкого використання нерезекційної торакопластики ВКДГК за Н. Abramson, бо не усуваються деформації грудино-реберного комплексу з урахуванням естетичних вимог пацієнта.

Тому для вдосконалення методики та покращення 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 лавсанової лігатури для стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при реконструкції кілеподібної 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 лавсанової нитки для забезпечення стабільного з'єднання коригуючої пластини з ребрами при реконструкції кілеподібної деформації груднини. В основу розрахунків були покладені дані попередніх експериментальних досліджень та розрахункова схема (рис. 1), які були опубліковані раніше [8, 9].

Проведені нами експериментальні дослідження [8] показали, що коригуюча сила F підтягує груднину до пластини, але водночас це призводить до того, що ребра намагаються відійти від пластини, діючи на кріпильні елементи 5 — лавсанову лігатуру та нитку Ethibond, що являє собою лавсанову нитку зі спеціальним покриттям, — із тією самою 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.

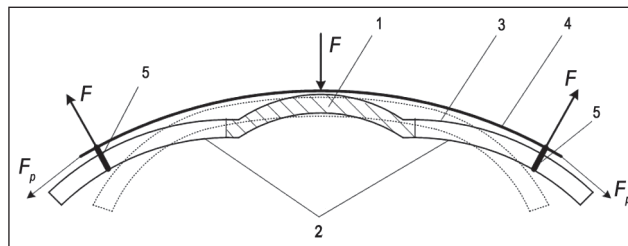


Рисунок 1. Схема взаємодії коригуючої пластини з грудиною та ребрами

Примітки: 1 — грудина; 2 — ребра; 3 — грудина та ребра в скоригованому положенні; 4 — коригуюча пластинка; 5 — лавсанова нитка; F_p — розтягуюча сила; F — рівнодіюча сила взаємодії металевих елементів.

Межу міцності лавсанової нитки на розтягнення обрали 172,0 МПа [10], нитки Ethibond — 346,0 МПа [11]. Розрахунки проводили для нитки діаметром від 0,3 до 1,2 мм.

Межу міцності ребер обрали за даними В.А. Безрезовського [12], згідно з якими межа міцності ребер людини на стиск 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 [13], згідно з яким гранично допустиме напруження в матеріалі прямо пропорційне прикладеному навантаженню та обернено пропорційне площі його перетину:

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

де F — гранично допустиме навантаження; S — площа перетину.

Для спрощення розрахунків ширину ребра обрали 10 мм.

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи визначали величину максимального навантаження, що може витримати лавсанова нитка відповідного діаметра, для чого скористалися законом Гука (1) у перетвореному вигляді:

$$F_{\text{пр}} = \sigma_{\text{пр}} \cdot S \quad (2)$$

Результати розрахунку наведені в табл. 1.

Наочне уявлення про величини гранично допустимого навантаження для лавсанової нитки різного діаметра можна отримати за допомогою графіка, що наведений на рис. 2.

Як показано на графіку, навіть петля з однієї лавсанової нитки діаметром 1,2 мм не витримує максимальне навантаження величиною 600 Н. При використанні нитки діаметром 1,0 мм достатньо застосовувати петлі у 2 нитки, нитку діаметром 0,7 мм треба складати вчетверо. Нитку діаметром 0,6 мм доведеться складати у 8 разів, тому лавсанові нитки меншого діаметра використовувати недоцільно.

Другим етапом роботи виконували розрахунок величини максимального навантаження, що можуть витримати нитки Ethibond різного діаметра. Результати розрахунків наведені в табл. 2.

Наочне уявлення про величини гранично допустимого навантаження для нитки Ethibond різного діаметра можна отримати за допомогою графіка, що наведений на рис. 3.

На наведеному графіку видно, що найміцніша нитка Ethibond діаметром 1,2 мм не витримує максимально необхідного навантаження 600 Н, але для петлі в одну нитку достатньо обрати нитку діаметром 1,1 мм, із 4 ниток — 0,5 мм.

Далі розглянемо, які напруження викликає петля в одну нитку різних діаметрів у місцях контакту з кістковою тканиною ребер. У даному разі результат не залежить від механічних властивостей кріпильного матеріалу, а тільки від його діаметра. Тому результат розрахунків справедливий і для лігатури з лавсану, і для нитки Ethibond. Результати розрахунків наведені в табл. 3.

Наочно порівняти результати розрахунку величин напружень, які викликає петля в одну нитку різних діаметрів у кістковій тканині в місцях контакту, із величиною межі міцності на стиск ребер дозволяє графік, що наведений на рис. 4.

Як бачимо з графіка, починаючи з навантаження 450 Н, нитка будь-якого діаметра викликає в кістковій тканині ребер напруження, що перевищують максимально можливу межу міцності кісткової тканини ребер. Нитка діаметром 0,3 та 0,4 мм викликає напруження, що перевищують максимальну межу міцності кісткової тканини ребер навіть при мінімальному навантаженні 150 Н. Ураховуючи той факт, що дійсна величина межі міцності в конкретного пацієнта невідома, використання петлі в одну нитку будь-якого діаметра для кріплення коригуючої пластини недопустимо.

Для розв'язання проблеми межі міцності кісткової тканини, згідно із законом Гука (1), напрошується рішення щодо збільшення площі контакту лавсанової нитки з кістковою тканиною. Це можна реалізувати

Таблиця 1. Величина гранично допустимої сили на розтягнення лавсанової нитки різного діаметра

Діаметр нитки, мм	Площа перетину, мм ²	Максимальне навантаження на розтягнення, Н				
		1 нитка	Петля			
			в 1 нитку	у 2 нитки	в 3 нитки	в 4 нитки
0,3	0,09	12,2	24,3	48,61	72,91	97,21
0,4	0,16	21,6	43,21	86,41	129,6	172,8
0,5	0,25	33,8	67,51	135,0	202,5	270,0
0,6	0,36	48,6	97,21	194,4	291,6	388,9
0,7	0,49	66,2	132,3	264,6	397,0	529,3
0,8	0,64	86,4	172,8	345,7	518,5	691,3
0,9	0,81	109,4	218,7	437,5	656,2	874,9
1,0	1,00	135,0	270,0	540,1	810,1	1080,0
1,1	1,21	163,4	326,7	653,5	980,2	1307,0
1,2	1,44	194,4	388,9	777,7	1167,0	1555,0

Таблиця 2. Величина гранично допустимої сили на розтягнення нитки Ethibond різного діаметра

Діаметр нитки, мм	Площа перетину, мм ²	Максимальне навантаження на розтягнення, Н				
		1 нитка	Петля			
			в 1 нитку	у 2 нитки	в 3 нитки	в 4 нитки
0,3	0,09	24,4	48,89	97,78	146,7	195,6
0,4	0,16	43,5	86,92	173,8	260,7	347,7
0,5	0,25	67,9	135,8	271,6	407,4	543,2
0,6	0,36	97,8	195,6	391,1	586,7	782,2
0,7	0,49	133,1	266,2	532,4	798,5	1065,0
0,8	0,64	173,8	347,7	695,3	1043,0	1391,0
0,9	0,81	220,0	440,0	880,0	1320,0	1760,0
1,0	1,00	271,6	543,2	1086,0	1630,0	2173,0
1,1	1,21	328,6	657,3	1315,0	1972,0	2629,0
1,2	1,44	391,1	782,2	1564,0	2347,0	3129,0

шляхом накладання дрота зі джгута в декілька ниток. Розрахуємо величини напружень, які виникають при взаємодії джгута різної ширини з кістковою тканиною, при різних величинах навантаження. У даному разі має значення тільки ширина бандажа, діаметр нитки має значення тільки для розрахунку кількості ниток у джгуті для отримання необхідної ширини. Результати розрахунків наведені в табл. 4.

Для більш зручного порівняння результатів розрахунку величин напружень, які викликає джгут із лавсанових ниток різної ширини в кістковій тканині, у місця контакту, залежно від величини навантаження, із величиною межі міцності на стиск ребер був побудований графік, що наведений на рис. 5.

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 із максимально товстої нитки діаметром 1,2 мм потребує скручування 5 ниток, це може бути дуже незручною процедурою під час оперативного втручання. Альтернативним варіантом може бути використання кріпильної стрічки. Розрахуємо величини напружень, які можуть виникати в стрічці товщиною 0,3 мм, залежно від її ширини та величини прикладеного навантаження. Результати розрахунків наведені в табл. 5.

Графік, що наведений на рис. 6, дозволяє наочно порівняти величини напружень, що виникають у кріпильній стрічці різної ширини, залежно від величини прикладеного навантаження, із величиною межі міцності лавсану.

Наведений графік наочно показує, що навіть при мінімальних значеннях товщини 0,3 мм та ширині 6 мм кріпильна стрічка з Ethibond витримує весь діа-

Таблиця 3. Величини напружень, які створює кріпильна нитка на кістковій тканині ребер, залежно від прикладеної сили та діаметра нитки

Навантаження, Н		Напруження, МПа									
		150	200	250	300	350	400	450	500	550	600
Діаметр нитки, 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

Таблиця 4. 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
Діаметр нитки, 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

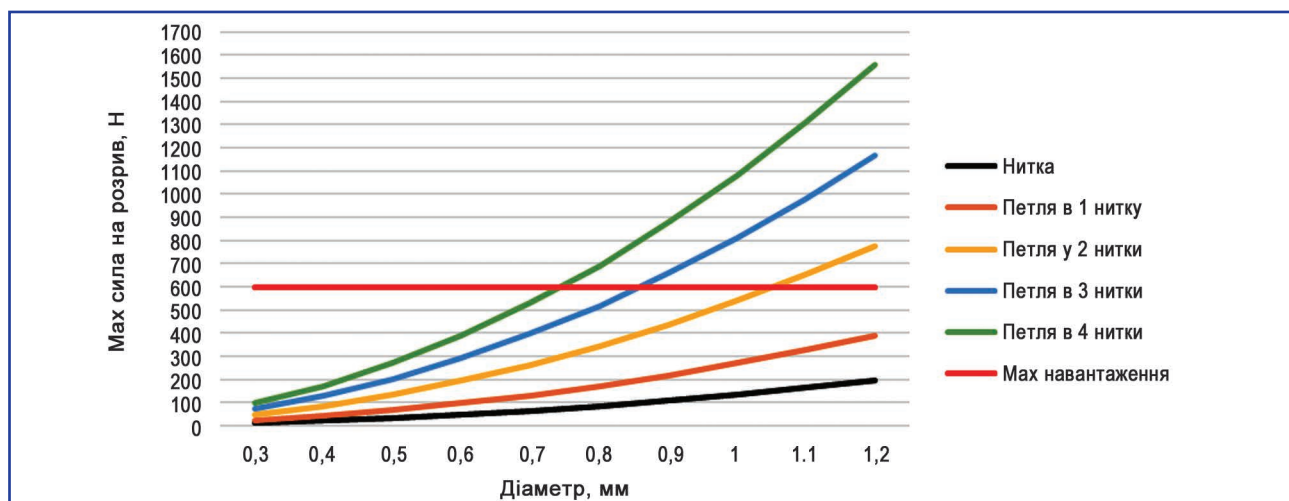


Рисунок 2. Графік гранично допустимої сили на розтягнення залежно від діаметра лавсанової нитки

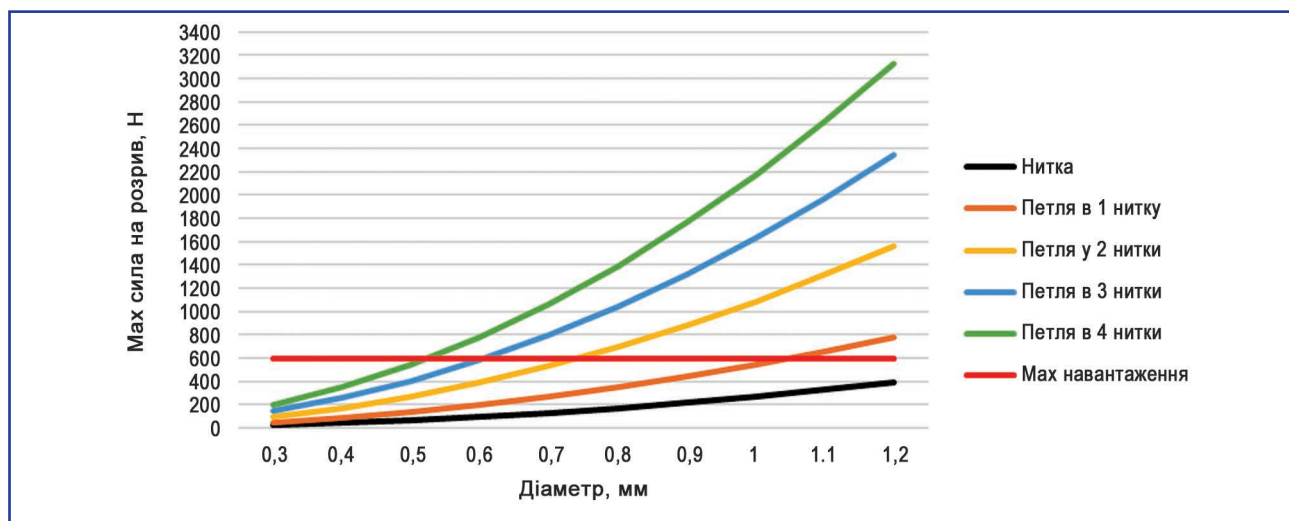


Рисунок 3. Графік гранично допустимої сили на розтягнення залежно від діаметра нитки Ethibond

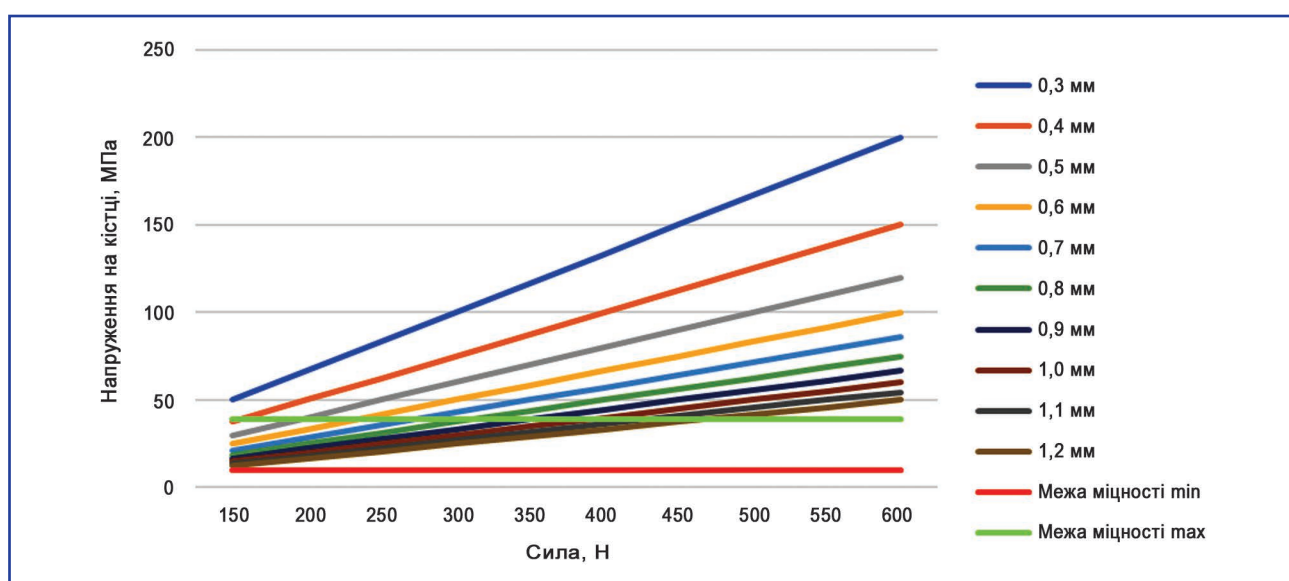


Рисунок 4. Графік залежності напружень, які створює лавсанова нитка на кістковій тканині ребер, від прикладеної сили та діаметра нитки

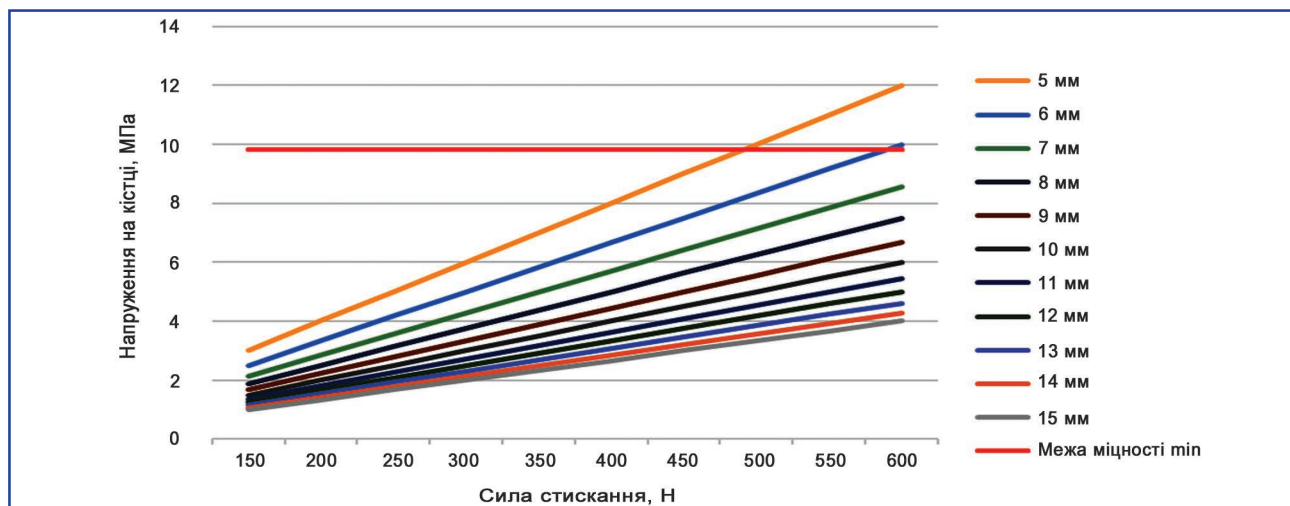


Рисунок 5. Графік напружень, які створює джгут різної ширини на кістковій тканині ребер, залежно від величини прикладеного навантаження

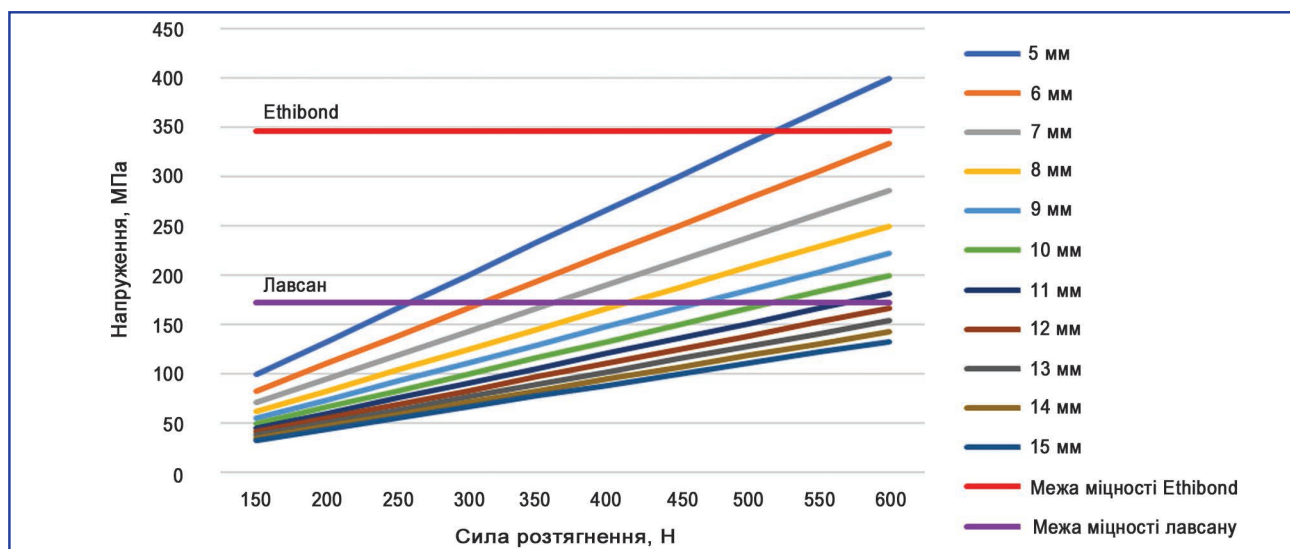


Рисунок 6. Графік максимальних напружень, які можуть виникати в кріпильній стрічці різної ширини, залежно від величини прикладеного навантаження

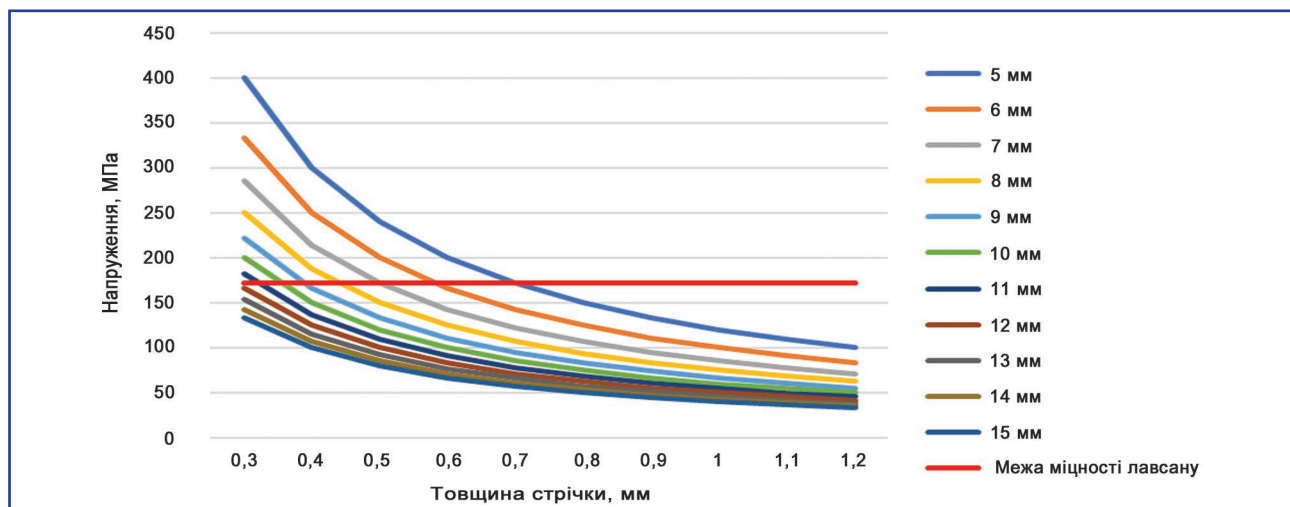


Рисунок 7. Графік залежності максимального навантаження, що витримує лавсанова стрічка, від її ширини та товщини

Таблиця 5. 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

пазон можливих навантажень, тому що напруження, що виникають в ній, не перевищують показника межі міцності. Менш міцний лавсан витримує максимальні навантаження величиною 600 Н при товщині стрічки 0,3 мм і ширині не менше ніж 11 мм. Тому був побудований графік (рис. 7), що дозволяє обрати стрічку з лавсану залежно від її товщини та ширини, яка гарантовано витримує навантаження 600 Н.

Даний графік наочно демонструє, що всі комбінації товщини та ширини лавсанової стрічки, які розташовані нижче від лінії межі міцності лавсану, гарантовано втримають навантаження величиною 600 Н.

Важливо, що виконання реконструкції ВКДГК супроводжується складною багатовекторною дією різноманітних біомеханічних факторів, а саме величиною коригуючої сили, ригідністю самої деформації, анатомічними розмірами ребер, щільністю кісткової тканини пацієнта — все це впливає на величину рівнодіючої коригуючої сили та зумовлює ефект корекції. Тому ми будували графіки таким чином, щоб при підготовці до операції лікар, маючи кріпильний матеріал відомих параметрів, мав можливість прийняти рішення, скільки разів скласти нитку чи використовувати стрічку, орієнтуючись або на максимальні, або на середні показники параметрів, які є варіабельними.

Висновки

1. Петля з однієї лавсанової нитки діаметром 1,2 мм не витримує максимальне навантаження величиною 600 Н. При використанні нитки діаметром 1,0 мм достатньо застосування петлі у дві нитки, нитку діаметром 0,7 мм треба складати вчетверо. Лавсанові нитки меншого діаметра використовувати недоцільно.

2. Нитка Ethibond діаметром 1,2 мм не витримує максимально необхідного навантаження 600 Н, але для петлі в одну нитку достатньо обрати нитку діаметром 1,1 мм, для петлі з 4 ниток — 0,5 мм.

3. Для забезпечення стабільної фіксації коригуючої пластини і запобігання ушкодженню ребер при максимальному коригуючому навантаженні 600 Н і допустимому напруженні ребер 9,81 МПа необхідно накладати джгут із ниток Ethibond мінімальною шириною 6 мм. У той же час як альтернативу можна використовувати кріпильну стрічку з шириною і товщиною 6 та 0,3 мм відповідно.

4. При використанні стрічки з лавсану треба обирати оптимальні комбінації її ширини та товщини, які дозволяють витримати максимальне навантаження 600 Н.

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.athoracsurg.2017.10.003.
4. Abramson H., Aragone 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. Katranciglu 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. С. 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. С. 45-51. DOI: 10.22141/1608-1706.1.22.2021.226408.

10. Гуль В.Е. Структура и механические свойства полимеров. М.: Высшая школа, 1966. С. 28.

11. Leandro Cardoso Gomide, Dagoberto de Oliveira Campos, Cleudmar Amaral Araújo, Gabriela Lima Menegaz, Rafael Silva Cardoso, Sérgio Crosara Saad Júnior. Mechanical Study of the Properties of Sutures used in Orthopedics Surgeries. *Rev. Bras. Ortop.* 2019. 54(3). 247-252. DOI: 10.1055/jrbo.2018.02.001.

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

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

Отримано/Received 04.08.2022

Рецензовано/Revised 20.08.2022

Прийнято до друку/Accepted 25.08.2022 ■

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, Kropyvnyi, 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. Kaminska¹, V.A. Dihtiar¹, M.Yu. Karpinsky², D.I. Shulga³

¹Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine

²Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv, Ukraine

³St. Luke's Hospital, Kropyvnyi, Ukraine

Strength parameters of mylar ligature for reconstruction of keel chest deformity

Abstract. Background. The optimal method for the treatment of congenital keel chest deformity is thoracoplasty according to H. Abramson, it is minimally invasive, does not require extensive incisions, formation of skin and muscle flaps, resection of ribs, osteotomy of the sternum and various types of reconstruction. The effectiveness and results of this thoracoplasty depend on the strength and reliability of the fixation of the plate to the ribs. The purpose was to calculate the necessary parameters of mylar ligature for a stable connection of the corrective plate with the ribs during the reconstruction for keel chest deformity. **Materials and methods.** Calculations of the parameters of the cerclage fastening for the stable connection of the corrective plate with the ribs during the correction of sternum deformity were carried out. As baseline data, we chose corrective loads ranging from 150 to 600 N, with an interval of 50 N. The tensile strength limit of mylar thread was chosen to be 172.0 MPa, Ethibond suture — 346.0 MPa. Calculations were made for a thread with a diameter from 0.3 to 1.2 mm. **Results.** When using mylar thread with a diameter of 1.0 mm, it is enough to use a loop of 2 threads, a thread with a diameter of 0.7 mm should be folded into four. It is enough to choose Ethibond suture in the form of a loop with a diameter of 1.1 mm; for a loop of 4 threads, a diameter must be 0.5 mm. Starting with a load of 450 N, a thread of any diameter causes tension in the bone tissue of the ribs, exceeding the maximum

possible strength limit. An alternative can be the use of fastening tape. With a minimum thickness (0.3 mm) and width (6 mm), the Ethibond fastening tape withstands the entire range of possible loads. Less durable mylar can withstand maximum loads of 600 N with a tape thickness of 0.3 mm and a width of at least 11 mm.

Conclusions. A loop made of one mylar thread with a diameter of 1.2 mm cannot withstand a maximum load of 600 N. When using a thread with a diameter of 1.0 mm, it is enough to use a loop of two threads, a thread with a diameter of 0.7 mm should be folded into four. It is impractical to use mylar threads of a smaller diameter. Ethibond suture with a diameter of 1.2 mm does not withstand the maximum required load of 600 N, but in the form of a single thread loop, it is enough to choose a thread with a diameter of 1.1 mm, for a loop with 4 threads — with a diameter of 0.5 mm. To ensure stable fixation of the corrective plate, and to prevent damage to the ribs, at the maximum corrective load of 600 N and the allowable tension of the ribs of 9.81 MPa, it is necessary to apply a harness made of Ethibond sutures 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. When using mylar tape, choose the optimal combinations of its width and thickness, which allow you to withstand a maximum load of 600 N.

Keywords: sternum; keel chest; correction; fastening; strength limit

УДК 616.727.2-009.12+616.747.12-001.5:(611.018.4:616.717.41-073.75) DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.4.23.2022.905>

Лазарев І.А.¹, Богдан С.В.¹, Юрійчук Л.М.²

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

²Івано-Франківська обласна клінічна лікарня, м. Івано-Франківськ, Україна

Рентгенденситометричні показники щільності кісткової тканини головки плечової кістки у хворих із контрактурою плечового суглоба та розривом сухожилка надостьового м'яза

Резюме. Актуальність. Розриви сухожилків ротаторної манжети плеча часто супроводжуються обмеженням як активних, так і пасивних рухів у плечовому суглобі — контрактурою плечового суглоба (вторинним адгезивним капсулітом, або secondary stiff shoulder). **Мета дослідження:** визначити вплив вторинного адгезивного капсуліту у хворих із розривом сухожилка надостьового м'яза на стан мінеральної щільності кісткової тканини головки плечової кістки. **Матеріали та методи.** Обстеження хворих здійснено на рентгеноденситометрі Lunar iDXA ME+200082 фірми GE Healthcare, Сінгапур. Проведено рентгенденситометричне обстеження 126 плечових суглобів (63 — із розривом сухожилка надостьового м'яза та 63 — контралатеральних — неушкоджених). Вік пацієнтів становив від 35 до 50 років (середній вік — $41,2 \pm 15,1$ року), чоловіків було 34 (54 %), жінок — 29 (46 %). Середній термін від травми до початку лікування — $64,9 \pm 27,8$ доби. Зони вимірювання BMD розміщували так: № 1 — великий горбок плечової кістки, № 2 — середина головки плечової кістки. Кожна зона мала квадратну форму і відповідала $0,90 \pm 0,15$ см² площі стандартної рентгенограми. **Результати.** Ми виявили слабкий, проте вірогідний вплив кута відведення в плечовому суглобі у хворих із розривом сухожилка надостьового м'яза та вторинним адгезивним капсулітом на зміни мінеральної щільності кісткової тканини в ділянці головки плечової кістки ($r = 0,44$; $p < 0,01$). У ділянці великого горбка плечової кістки даний вплив був сильним ($r = 0,68$; $p < 0,01$). **Висновки.** Контрактура плечового суглоба (вторинний адгезивний капсуліт), що виникла в результаті розриву сухожилка надостьового м'яза, призводить до зменшення щільності кісткової тканини великого горбка плечової кістки ($p = 0,034$) та головки плечової кістки ($p = 0,021$) навіть у хворих із нормальними загальними показниками мінеральної щільності. Зі зменшенням кута пасивного відведення в плечовому суглобі знижується щільність кісткової тканини в ділянці великого горбка та головки плечової кістки у хворих із розривом сухожилка надостьового м'яза та вторинним адгезивним капсулітом.

Ключові слова: вторинний адгезивний капсуліт; контрактура плечового суглоба; сухожилок надостьового м'яза

Вступ

Розриви сухожилків ротаторної манжети плеча (РМП) часто супроводжуються обмеженням як активних, так і пасивних рухів у плечовому суглобі — контрактурою плечового суглоба (вторинним адгезивним капсулітом, або secondary stiff shoulder) та змінами щільності кісткової тканини головки плечової кістки [1–4]. Давно відомо про «плямистий остеопороз» голо-

вки плечової кістки, що часто супроводжує ідіопатичний адгезивний капсуліт [4, 5]. Аналогічну ситуацію з щільністю кісткової тканини головки плечової кістки ми часто спостерігаємо і під час різноманітних ушкоджень ділянки плечового суглоба з розвитком вторинного адгезивного капсуліту.

Остеопороз є синдромом, що розвивається в результаті адаптивної перебудови формування кісткової тка-

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

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

Для кореспонденції: Лазарев Ігор Альбертович, ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», вул. Бульварно-Кудрявська, 27, м. Київ, 01601, Україна; e-mail: ilazarev@ukr.net
For correspondence: I. Lazarev, State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Bulvarno-Kudriavska st., 27, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: ilazarev@ukr.net
Full list of authors information is available at the end of the article.

нини у відповідь на метаболічні зміни будь-якої етіології, що відбуваються в організмі [4, 6, 17]. Остеопорозу передують розвиток остеопенії, для якої є характерним зниження мінеральної щільності кісткової тканини від 1 до 2,5 SD (стандартне відхилення) [6, 18].

У літературі зустрічається термін «локальна гіподинамічна резорбція» [19], що найточніше пояснює патогенетичний механізм розвитку явищ локального остеопорозу в кістках скелета за умов низької активності певних груп м'язів. Постійне статодинамічне м'язове навантаження на кістку збільшує її механічну міцність за рахунок деформації кісткового матриксу. Таким чином відбуваються стимуляція надходження мінеральних речовин та активація остеогенезу в голові плечової кістки під дією м'язів РМП, що активно працюють.

Для діагностики остеопорозу золотим стандартом є рентгенденситометрія DEXA (подвійна енергетична абсорбціометрія) [7–9, 16]. Подвійна енергетична рентгенівська абсорбціометрія дозволяє визначити вміст солей кальцію, жиру та м'язів в будь-якій ділянці нашого організму. Таким чином, маємо можливість визначити щільність кісткової тканини у будь-якій ділянці головки плечової кістки [7, 10].

Планування оперативного втручання повинно враховувати кількість та характеристики анкерів, що є важливим економічним аспектом будь-якого оперативного втручання. Щільність кісткової тканини головки плечової кістки є показником, що суттєво впливає на кількість та якість необхідних для оперативного втручання анкерів [7, 11]. Чим вища щільність кісткової тканини, тим міцність встановлення анкерів більша, тому кількість використаних фіксаторів може бути меншою. При зниженні щільності кісткової тканини відповідно зменшується міцність фіксації в кістці кожного з встановлених анкерів, що може призвести до міграції анкерів, необхідності застосування великої кількості анкерів або повторної операції [7, 12, 13]. Наявність великих кіст у ділянці великого горбка плечової кістки взагалі унеможливує постановку фіксаторів і потребує застосування альтернативних варіантів фіксації сухожилків РМП.

Більшість лікувальних установ нашої держави, виконуючи оперативні втручання при контрактурах плечового суглоба різної етіології, не має можливості виконання рентгенденситометрії, що може стати причиною різноманітних ускладнень та незадовільного результату лікування.

Мета дослідження: визначити вплив вторинного адгезивного капсуліту у хворих із розривом сухожилка надостового м'яза на стан мінеральної щільності кісткової тканини головки плечової кістки.

Матеріали та методи

Обстеження хворих здійснено на рентгеноденситометрії Lunar iDXA ME+200082 фірми GE Healthcare (Сінгапур) у стандартних передньозадніх проєкціях у фізіологічному положенні для плечового суглоба та бокових проєкції для поперекового відділу хребта. Об-

робка даних проводилась на ліцензійному програмному забезпеченні, що постачається в комплекті з рентгеноденситометром. Обладнання та програмне забезпечення обслуговуються згідно з технічними нормативами фірми-виробника і метрологічної перевірки не потребують.

Метод дозволяє об'єктивно визначити проникність ділянки скелета для рентгенівського випромінювання й обчислити мінеральну щільність кістки на одиницю площі сканованої поверхні. Цей показник відображається в програмному забезпеченні як BMD і визначається в грамах на один сантиметр квадратний (г/см²) [4, 6, 17].

Проведено рентгенденситометричне обстеження 126 плечових суглобів (63 — із розривом сухожилка надостового м'яза та 63 — контралатеральних — не-ушкоджених) у 63 хворих із контрактурою плечового суглоба (порушення пасивних рухів у плечовому суглобі) після розриву сухожилка надостового м'яза, які з листопада 2015 року по січень 2022 року перебували на амбулаторному та стаціонарному лікуванні у відділі реконструктивно-відновної хірургії верхньої кінцівки Державної установи «Інститут травматології та ортопедії НАМН України» (м. Київ) та Івано-Франківській обласній клінічній лікарні. Вік пацієнтів становив від 35 до 50 років (середній вік — $41,2 \pm 15,1$ року), чоловіків було 34 (54 %), жінок — 29 (46 %). Середній термін від травми до початку лікування — $64,9 \pm 27,8$ доби.

На отриманих електронних фотовідбитках рентгенограм за допомогою зазначеного програмного забезпечення встановили по 2 стандартні для всіх хворих зони визначення мінеральної щільності кісткової тканини, як на кінцівці з контрактурою плечового суглоба, так і на аналогічних ділянках контралатеральної кінцівки. Зони вимірювання BMD розмішували так: № 1 — великий горбок плечової кістки, № 2 — середина головки плечової кістки. Кожна зона мала квадратну форму і відповідала $0,90 \pm 0,15$ см² площі стандартної рентгенограми (рис. 1). Також всім хворим виконувались стандартні рентгенденситометричні обстеження кульшових суглобів та поперекового відділу хребта.

При аналізі отриманих показників мінеральної щільності в різних зонах вимірювання були отримані показники, що відрізнялись у різних пацієнтів. Тому при аналізі отриманих даних визначали особливості розподілу середніх показників BMD із врахуванням середніх стандартних відхилень.

Критерії включення до дослідження були такими: наявність повношарового розриву сухожилка надостового м'яза та контрактури плечового суглоба (контрактурою вважали будь-яке обмеження пасивних рухів у плечовому суглобі), відсутність загальних остеопоротичних змін (рис. 2), вік від 35 до 50 років, відсутність іншої патології плечового суглоба, що ми визначали як клінічно, так і за допомогою додаткових методів дослідження (рентгенографія, магнітно-резонансна томографія), виконання стандартного прото-

колу рентгенденситометричного дослідження одним спеціалістом.

Статистичний аналіз. Статистична обробка даних проводилася за допомогою пакета Statistica 12 (StatSoft, США). Для відображення загальної характеристики вихідних параметрів застосовувалися методи описової статистики із зазначенням середнього показника і стандартного відхилення. Для змінних із нормальним розподілом порівняння груп аналіз проводили за допомогою критерію Стюдента. Умову рівності дисперсій перевіряли за допомогою критерію Левена. З метою визначення статистичної значущості відмінностей між групами для кількісних (із розподілом, відмінним від

нормального) і порядкових змінних був використаний критерій Манна — Уїтні, для якісних — критерій χ^2 і точний критерій Фішера. Порівняння кількісних і порядкових змінних у залежних вибірках проводили за допомогою критерію Вілкоксона.

Результати

На рис. 3 наведені середні результати показників мінеральної щільності кісткової тканини (BMD) у зонах № 1 — великий горбок плечової кістки та № 2 — середина головки плечової кістки кінцівки з конт-рактурою плечового суглоба і розривом сухожилка надостьового м’яза та контралатеральної кінцівки.

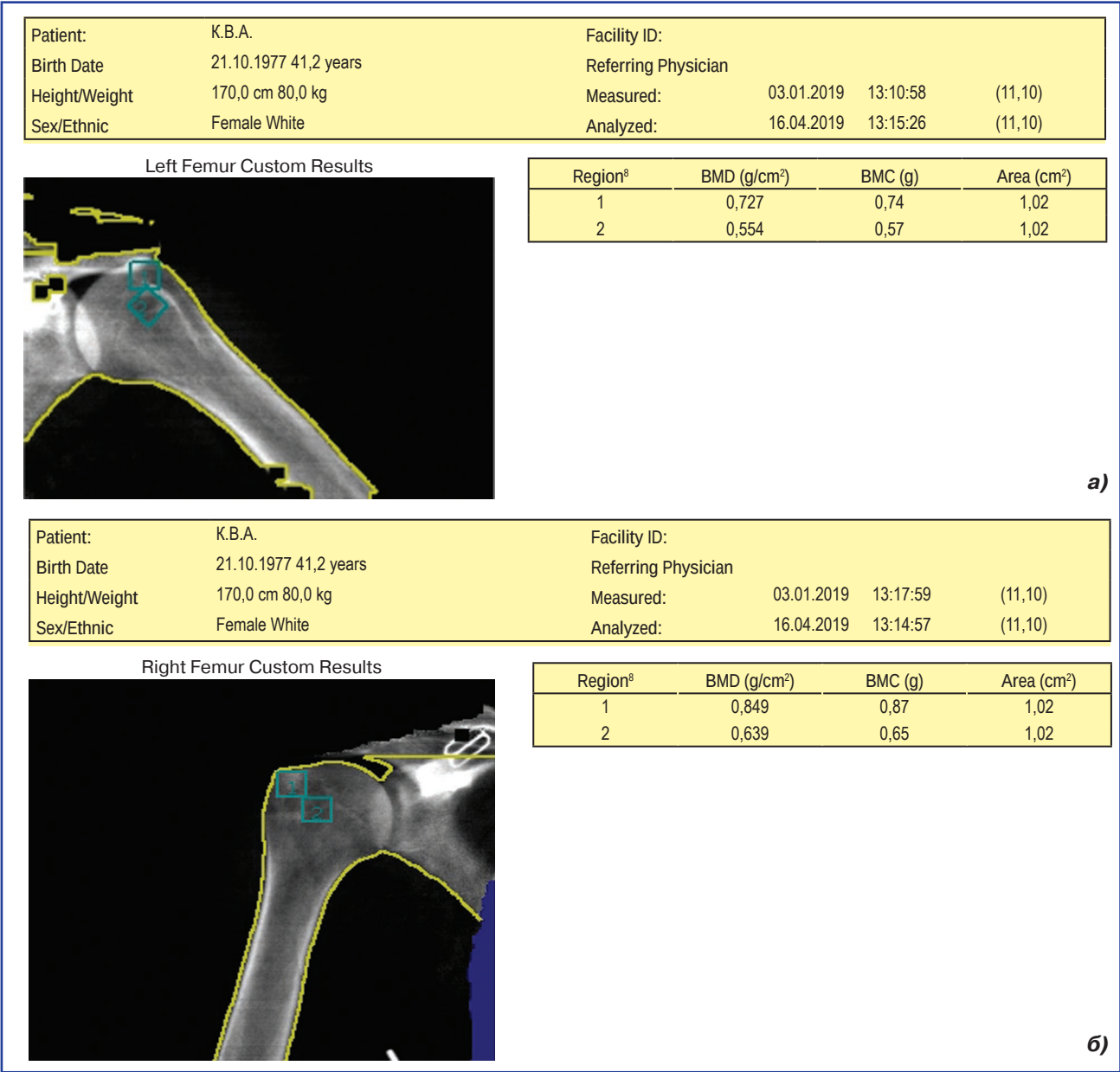
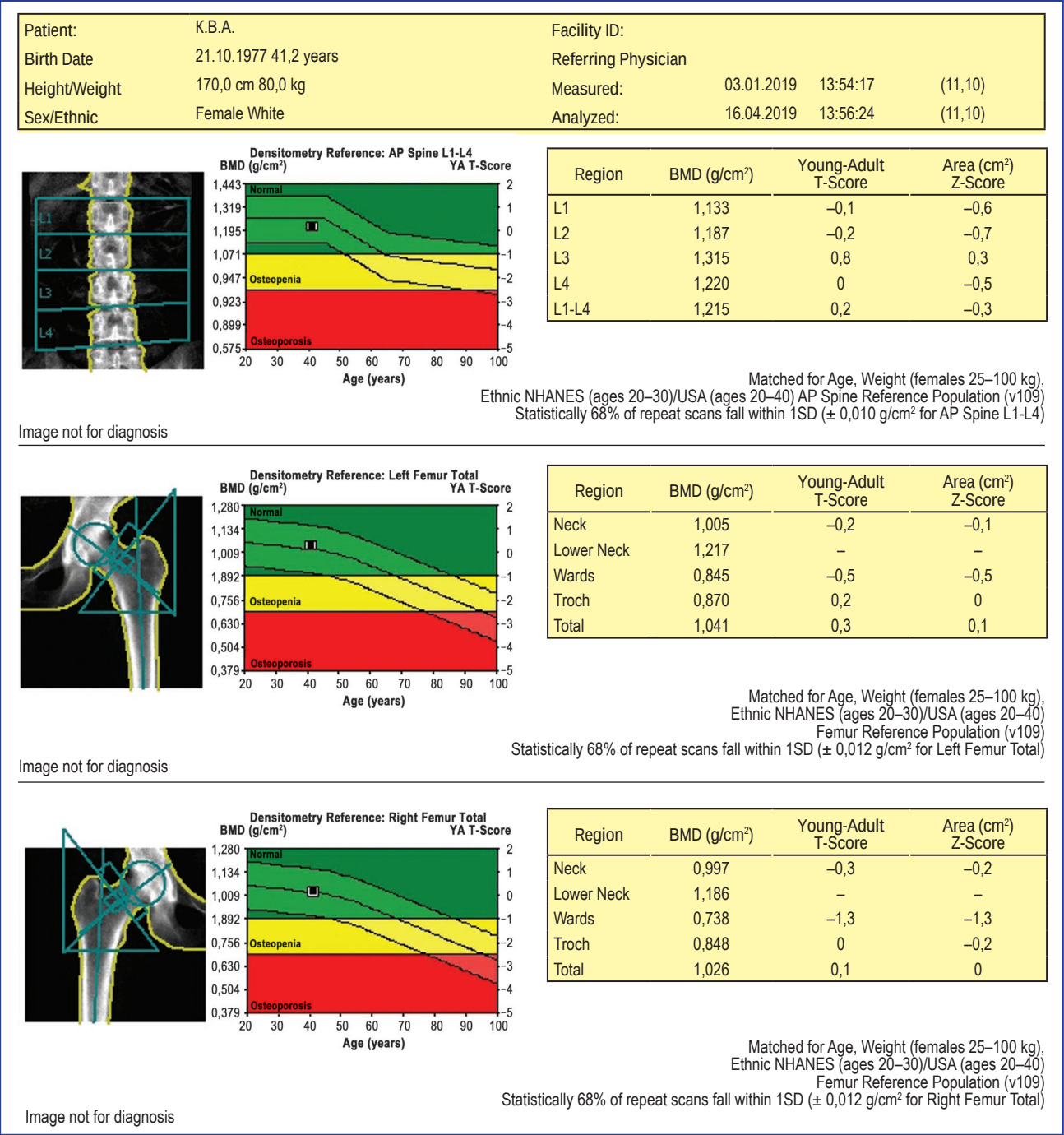


Рисунок 1. Відображення електронної рентгенограми з визначеними зонами та таблиця з отриманими показниками BMD у вікні програми рентгеностеоденситометра під час обробки:
а) плечовий суглоб із контрактурою та розривом сухожилка надостьового м’яза,
б) неушкоджений плечовий суглоб

Як бачимо з рис. 3, у зоні 1 (великий горбок плечової кістки) середня мінеральна щільність кісткової тканини кінцівки з розривом сухожилка надостового м'яза та контрактурою плечового суглоба становила $0,480 \pm 0,265$ г/см² і була менше, ніж на здоровій кінцівці, — $0,638 \pm 0,225$ г/см² ($p = 0,034$). Це вказує на вплив розриву сухожилка надостового м'яза на розвиток остеопоротичних процесів у ділянці великого горбка плечової кістки. У зоні 2 (середина головки плечової кістки) середні показники мінеральної щільності кісткової тканини кінцівки з розривом сухожилка над-

остового м'яза та контрактурою плечового суглоба сягали $0,385 \pm 0,118$ г/см² і були теж меншими, ніж в аналогічних ділянках контралатеральної кінцівки, — $0,445 \pm 0,148$ г/см² ($p = 0,021$). На нашу думку, даний факт пов'язаний із впливом контрактури плечового суглоба на мінеральний обмін головки плечової кістки та розвитком локальної резорбції кісткової тканини, характерної для вторинного адгезивного капсуліту.

На рис. 4 показана залежність змін мінеральної щільності головки плечової кістки та ділянки великого горбка плечової кістки від кута відведення в плечовому



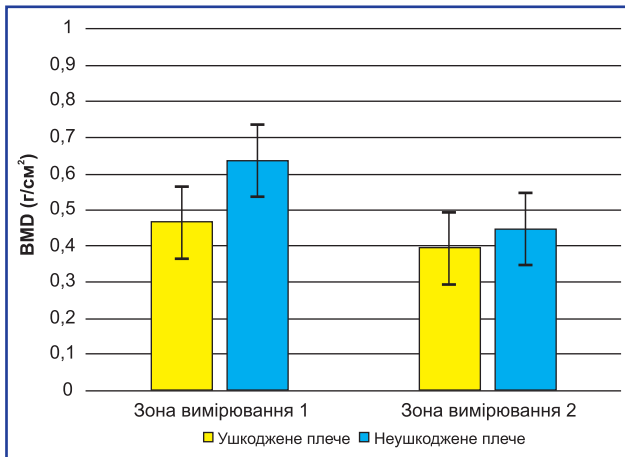


Рисунок 3. Розподіл за зонами вимірювання середніх показників мінеральної щільності кісткової тканини (BMD) здорових плечових суглобів та суглобів із частковим розривом сухожилка надостьового м'яза

суглобі у хворих із розривом сухожилка надостьового м'яза та привідною контрактурою в плечовому суглобі.

Як видно з рис. 4, ми виявили сильну ($r = 0,68$; $p < 0,01$) залежність змін мінеральної щільності кісткової тканини в ділянці великого горбка плечової кістки та слабку, проте вірогідну залежність у ділянці головки плечової кістки ($r = 0,44$; $p < 0,01$) від кута відведення в плечовому суглобі у хворих із розривом сухожилка надостьового м'яза та вторинним адгезивним капсулітом. Даний факт доводить, що розрив сухожилка надостьового м'яза в поєднанні з контрактурою плечового суглоба суттєво впливає на щільність кісткової тканини в ділянці великого горбка плечової кістки.

Обговорення

Ушкодження сухожилків РМП часто призводить до порушення характеру навантаження на великий та малий горбки плечової кістки і, як наслідок, до зменшен-

ня щільності кісткової тканини через локальні резорбтивні зміни. Цей факт потребує особливого підходу до вирішення даної проблеми [4, 7, 14, 15]. Наявність контрактури плечового суглоба, як показало наше дослідження, потенціюють дані процеси. Навіть в осіб із нормальними загальними показниками мінеральної щільності кісткової тканини, які взяли участь у нашому дослідженні, ми виявили остеопенію та остеопороз у ділянці головки плечової кістки.

Abtahi та співавт. у своїй статті, присвяченій дослідженню факторів ризику, які впливають на загоєння сухожилків РМП, вказує на наявність остеопоротичних змін у даній групі хворих та на необхідність обов'язкового їх обстеження під час планування оперативного втручання [2]. Вражає той факт, що навіть у такій розвинутій країні, як США, лише 33 % осіб проходять скринінгове дослідження мінеральної щільності кісткової тканини перед виконанням операції на сухожилках РМП і лише 15 % із них в подальшому проходять курс спеціального лікування [8, 9].

Переважає більшість робіт наших західних колег присвячена дослідженню загальних змін мінеральної щільності кісткової тканини після протезування великих суглобів [3], питанням же локальних змін щільності кісткової тканини увага приділяється в поодиноких роботах.

S.W. Chung та співавт. провели унікальне дослідження впливу різних факторів на зрощення сухожилка надостьового м'яза з кісткою після його шва. Була визначена частка незрощень сухожилків РМП на рівні 22,8 %, і доведено, що щільність кісткової тканини має вірогідний вплив на результат шва сухожилків РМП, аналогічний до впливу ступеня ретракції сухожилків РМП, розміру розриву сухожилків РМП та ступеня жирового переродження м'язів РМП [3].

У роботі А.М. Abtahi та співавт. також відзначається, що остеопороз нарівні з цукровим діабетом, курінням, розміром розриву сухожилків РМП та ступенем їх ретракції є негативним фактором для відновлення сухожилків РМП [2]. Однак дана робота, як і багато інших

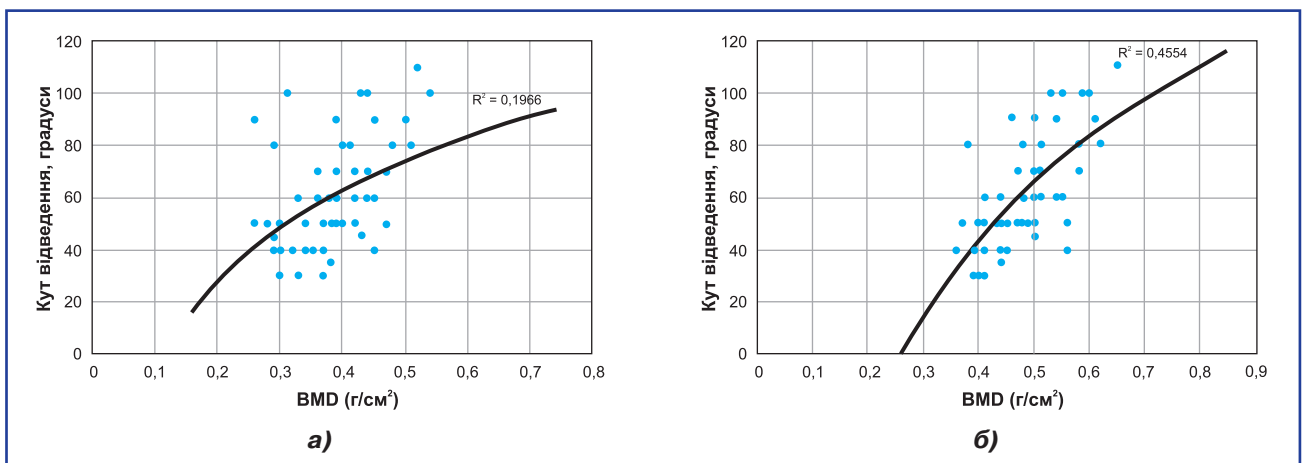


Рисунок 4. Залежність змін мінеральної щільності головки плечової кістки (а) та ділянки великого горбка плечової кістки (б) від кута відведення в плечовому суглобі

робіт [2, 4, 5, 16], розглядає вплив системного остеопорозу і не розглядає локальні зміни щільності кісткової тканини головки плечової кістки, які, на нашу думку, мають більший вплив на процеси репарації в ділянці плечового суглоба. Саме тому ми виключили з нашого дослідження хворих із системним остеопорозом, що дало можливість більш точно та об'єктивно дослідити вплив контрактури та розриву сухожилка надостового м'яза на локальні зміни щільності кісткової тканини головки плечової кістки.

Схожим із нашим дослідженням є дослідження J.H. Oh та співавт., в якому автори проводили рентгенденситометричне дослідження обох плечових суглобів у хворих, яким планується виконати шов сухожилків РМП або остеосинтез проксимального епіметафізу плечової кістки [4]. Однак у цьому дослідженні автори не враховували ступінь контрактури плечового суглоба, окрім того, не проведено чіткого розподілу хворих за кількістю ушкоджених сухожилків РМП та віком.

Багато робіт наших західних колег порушують питання не лише діагностики остеопорозу у хворих із розривами сухожилків РМП, а і його лікування як до операції, так і після неї [9, 10, 18]. Аналізуючи отримані нами результати рентгенденситометричного обстеження хворих, ми вважаємо за потрібне застосування у всіх хворих із контрактурою плечового суглоба та розривами сухожилків РМП препаратів, які покращують мінеральну щільність кісткової тканини навіть за відсутності системного остеопорозу.

Сильними сторонами нашого дослідження є виключення з дослідження хворих із системним остеопорозом та остеопенією та віком старше 50 років, що дозволило сформулювати однорідну групу хворих, включення до дослідження лише хворих із вторинним адгезивним капсулітом та розривами сухожилка надостового м'яза (без ушкоджень інших сухожилків РМП), чітко визначені розміри та локалізація зони дослідження, обстеження контралатерального плечового суглоба.

Слабкими сторонами нашого дослідження є: відсутність розподілу групи дослідження за статтю (відомо, що в жінок остеопоротичні процеси перебігають швидше та є більш вираженими), недостатнє програмне забезпечення рентгенденситометра, нехтування термінами захворювання (напевно, що зі збільшенням термінів захворювання зростає і ступінь локального остеопорозу).

Висновки

1. Контрактура плечового суглоба (вторинний адгезивний капсуліт), що виникла в результаті розриву сухожилка надостового м'яза, призведе до зменшення щільності кісткової тканини головки плечової кістки ($p = 0,021$) та великого горбка плечової кістки ($p = 0,034$) навіть у хворих із нормальними загальними показниками мінеральної щільності.

2. Зі зменшенням кута відведення в плечовому суглобі (збільшенням привідної контрактури) у хворих із розривом сухожилка надостового м'яза та вторинним

адгезивним капсулітом зменшується щільність кісткової тканини в ділянці великого горбка плечової кістки ($r = 0,68$; $p < 0,01$) та ділянці головки плечової кістки ($r = 0,44$; $p < 0,01$).

3. Заходи, спрямовані на хірургічне відновлення цілісності пошкоджених структур РМП, або ліквідація запального процесу з одночасною стимуляцією тканинних репаративних процесів при часткових розривах РМП повинні виконуватися у найкоротші терміни з метою недопущення формування контрактури плечового суглоба.

4. З метою профілактики розвитку явищ локальної резорбції кісткової тканини внаслідок обмеження рухів у плечовому суглобі та гіпотрофії м'язів РМП необхідно приділяти увагу кінезитерапії плечового суглоба з розвитком компенсаторних механізмів збалансованої участі м'язів у забезпеченні мобільності суглоба та необхідного навантаження на кістковий матрикс у пацієнтів із контрактурою плечового суглоба та розривом сухожилка надостового м'яза.

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

Інформація про внесок кожного автора. Лазарев І.А. — концепція і дизайн дослідження; Богдан С.В. — збирання й обробка матеріалів, аналіз отриманих даних, написання тексту; Юрійчук Л.М. — збирання й обробка матеріалів, аналіз отриманих даних, написання тексту.

Список літератури

1. Mall N.A., Tanaka M.J., Choi L.S., Paletta G.A. Factors affecting rotator cuff healing. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2014. 96. 778-788. DOI: 10.2106/JBJS.M.00583.
2. Abtahi A.M., Granger E.K., Tashjian R.Z. Factors affecting healing after arthroscopic rotator cuff repair. *World J. Orthop.* 2015. 6. 211-220. DOI: 10.5312/wjo.v6.i2.211.
3. Chung S.W., Oh J.H., Gong H.S., Kim J.Y., Kim S.H. Factors affecting rotator cuff healing after arthroscopic repair: Osteoporosis as one of the independent risk factors. *Am. J. Sports Med.* 2011. 39. 2099-2107. DOI: 10.1177/0363546511415659.
4. Oh J.H., Song B.W., Kim S.H. The measurement of bone mineral density of bilateral proximal humeri using DXA in patients with unilateral rotator cuff tear. *Osteoporos. Int.* 2014. 25. 2639-2648. DOI: 10.1007/s00198-014-2795-1.
5. Almeida A., Atti V., Agostini D.C., Valin M.R., de Almeida N.C., Agostini A.P. Comparative analysis on arthroscopic sutures of large and extensive rotator cuff injuries in relation to the degree of osteopenia. *Rev. Bras. Ortop.* 2015. 50. 83-88. DOI: 10.1016/j.rboe.2015.01.004.
6. Chen X., Giambini H., Ben-Abraham E., An K.N., Nassr A., Zhao C. Effect of bone mineral density on rotator cuff tear: An osteoporotic rabbit model. *PLoS One.* 2015. 10. DOI: 10.1371/journal.pone.0139384.
7. Denard P.J., Burkhart S.S. Techniques for managing poor quality tissue and bone during arthroscopic rotator cuff repair. *Arthroscopy.* 2011. 27. 1409-1421. DOI: 10.1016/j.arthro.2011.05.015.

8. Wright N.C., Looker A.C., Saag K.G. The recent prevalence of osteoporosis and low bone mass in the United States based on bone mineral density at the femoral neck or lumbar spine. *J. Bone Miner. Res.* 2014. 29. 2520–2526. DOI: 10.1002/jbmr.2269.
9. Anderson P.A., Jeray K.J., Lane J.M., Binkley N.C. Bone health optimization: Beyond Own the Bone: AOA critical issues. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2019. 101. 1413–1419. DOI: 10.2106/JBJS.18.01229.
10. Khosla S., Shane E. A crisis in the treatment of osteoporosis. *J. Bone Miner. Res.* 2016. 31. 1485–1487. DOI: 10.1002/jbmr.2888.
11. Suzuki T., Sukezaki F., Shibuki T., Toyoshima Y., Nagai T., Inagaki K. Teriparatide administration increases periprosthetic bone mineral density after total knee arthroplasty: A prospective study. *J. Arthroplasty.* 2018. 33. 79–85. DOI: 10.1016/j.arth.2017.07.026.
12. Beaton D.E., Vidmar M., Pitzul K.B. Addition of a fracture risk assessment to a coordinator's role improved treatment rates within 6 months of screening in a fragility fracture screening program. *Osteoporos Int.* 2017;28:863–869. DOI: 10.1007/s00198-016-3794-1
13. Spross C., Behrens G., Dietrich T.J. Early arthroscopic repair of acute traumatic massive rotator cuff tears leads to reliable reversal of pseudoparesis: Clinical and radiographic outcome. *Arthroscopy.* 2019. 35. 343–350. DOI: 10.1016/j.arthro.2018.08.048.
14. Duncan N.S., Booker S.J., Gooding B.W.T., Geoghegan J., Wallace W.A., Manning P.A. Surgery within 6 months of an acute rotator cuff tear significantly improves outcome. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2015. 24. 1876–1880. DOI: 10.1016/j.jse.2015.05.043.
15. Cancienne J.M., Brockmeier S.F., Kew M.E., Deasey M.J., Werner B.C. The association of osteoporosis and bisphosphonate use with revision shoulder surgery after rotator cuff repair. *Arthroscopy.* 2019. 35. 2314–2320. DOI: 10.1016/j.arthro.2019.03.036.
16. Bernatz J.T., Brooks A.E., Squire M.W., Illgen R.I., Binkley N.C., Anderson P.A. Primary arthroplasty osteoporosis is common and undertreated prior to total joint arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2019. 34. 1347–1353. DOI: 10.1016/j.arth.2019.03.044.
17. Entezari V., Lazarus M. Surgical considerations in managing osteoporosis, osteopenia, and vitamin D deficiency during arthroscopic rotator cuff repair. *Orthop. Clin. North Am.* 2019. 50. 233–243. DOI: 10.1016/j.ocl.2018.10.006.
18. Angeline M.E., Ma R., Pascual-Garrido C. Effect of diet-induced vitamin D deficiency on rotator cuff healing in a rat model. *Am. J. Sports Med.* 2014. 42. 27–34. DOI: 10.1177/0363546513505421.
19. Артеменков А.А. Локальная гиподинамическая остеорезорбция: медикосоциальные причины и патогенетические механизмы. *International Journal of Humanities and Natural Sciences.* 2021. 56. 144–150. DOI: 10.24412/2500-1000-2021-5-1-144-150.

Отримано/Received 24.07.2022

Рецензовано/Revised 04.08.2022

Прийнято до друку/Accepted 11.08.2022 ■

Information about authors

I. Lazarev, State Institution "Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine; ilazarev@ukr.net; <https://orcid.org/0000-0002-4725-664X>
 S. Bohdan, PhD, doctor of the State Institution "Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine
 L. Yuriychuk, Candidate of Medical Sciences, head of the traumatology department of Ivano-Frankivsk Regional Clinical Hospital, Ivano-Frankivsk, 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 the manuscript.

Information about the contribution of each author. I.A. Lazarev — research concept and design; S.V. Bohdan — collection and processing of materials, analysis of received data, writing the text; L.M. Yuriychuk — collection and processing of materials, analysis of received data, writing the text.

I.A. Lazarev¹, S.V. Bohdan¹, L.M. Yuriychuk²

¹SI "Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kyiv, Ukraine

²Ivano-Frankivsk Regional Clinical Hospital, Ivano-Frankivsk, Ukraine

Dual-energy X-ray absorptiometry of the humeral head in patients with the shoulder contracture and the supraspinatus tendon tear

Abstract. Background. The rotator cuff tendons tear is often accompanied by restrictions on both active and passive movements in the shoulder — a shoulder contracture (secondary adhesive capsulitis, or secondary frozen shoulder). The purpose of the study: to determine the effect of secondary adhesive capsulitis in patients with the supraspinatus tendon tear on the bone mineral density (BMD) of the humeral head. **Materials and methods.** Examination of patients was performed on dual-energy X-ray absorptiometer Lunar iDXA ME + 200082 (GE Healthcare, Singapore). There were 126 shoulders (63 with supraspinatus tendon tear and 63 were intact contralateral) investigated. The age of patients, 34 (54 %) men and 29 (46 %) women, ranged from 35 to 50 (mean of 41.2 ± 15.1) years. The average time from injury to treatment was 64.9 ± 27.8 days. BMD measurements were performed for the greater tubercle and the humeral head. Each investigated area had a square shape and corresponded to

0.90 ± 0.15 cm² of the area of a standard radiograph. **Results.** In patients with supraspinatus tendon tear and secondary adhesive capsulitis, there was a weak, but significant effect of the abduction angle in the shoulder joint on BMD changes in the area of the humeral head ($r = 0.44$; $p < 0.01$). In the area of the greater tubercle, this correlation was strong ($r = 0.68$; $p < 0.01$). **Conclusions.** The shoulder contracture (secondary adhesive capsulitis), which occurred as a result of the supraspinatus tendon tear, decreases BMD of the greater tubercle ($p = 0.034$) and the humeral head ($p = 0.021$), even in patients with normal general BMD. With a decrease in the angle of passive abduction in the shoulder joint, BMD decreases in the area of the greater tubercle and humeral head in patients with supraspinatus tendon tear and secondary adhesive capsulitis.

Keywords: secondary adhesive capsulitis; shoulder contracture; supraspinatus tendon tear

Біштаві Обада¹, Проценко В.В.², Солоніцин Є.О.²¹Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця МОЗ України, м. Київ, Україна²ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

Аналіз та строки виникнення ускладнень після операцій ендопротезування колінного суглоба у хворих на пухлини кісток

Резюме. У статті проводиться аналіз та наводяться строки виникнення ускладнень після операцій ендопротезування колінного суглоба в 72 хворих на пухлини кісток. У результаті ендопротезування колінного суглоба післяопераційні ускладнення виявлені в 33 (45,8 %) пацієнтів. Інфекційні ускладнення спостерігалися в 13 (18,0 %) хворих, із них у 7 — у ранньому післяопераційному періоді та в 6 — у пізньому. Асептичне розхитування ніжки ендопротеза спостерігалося у 12 (16,7 %) хворих у пізньому післяопераційному періоді. Перелом кістки в місці імплантації ніжки ендопротеза відмічався у 5 (6,9 %) хворих у пізньому післяопераційному періоді. Руйнування конструкції ендопротеза спостерігалося в 3 (4,2 %) хворих у пізньому післяопераційному періоді. У статті описані причини ускладнень та методики їх корекції. Інфекційні ускладнення, як правило, обумовлені асептикою та антисептикою під час хірургічного втручання. У разі інфекційних ускладнень застосовано реендопротезування суглоба. Асептичне розхитування ніжки ендопротеза пояснюється технічними похибками при ендопротезуванні, біомеханічним навантаженням на кістку та кістковий цемент, що призводить до мікротріщин у кістковому цементі, зціплення кісткового цементу з кісткою зменшується, і як наслідок — відбувається розхитування ніжки ендопротеза. У разі асептичного розхитування ніжки ендопротеза застосовано реендопротезування суглоба. Переломи кістки в місці імплантації ніжки ендопротеза можна пояснити неадекватним навантаженням на кістку та остеопорозом кістки, що розвинувся за наявності кісткового цементу. У разі перелому кістки застосовано металоостеосинтез накістковими пластинами та проволочними серкляжами. Руйнування конструкції ендопротеза пояснюється технічними помилками при його виготовленні та дефектами конструкції ендопротеза. У даних випадках застосовано реендопротезування з частковою або повною заміною конструкції ендопротеза.

Ключові слова: ендопротезування; колінний суглоб; пухлини кісток; ускладнення; аналіз

Вступ

Зі зростанням хірургічної активності на користь органозберігаючих операцій збільшується і кількість ускладнень, характерних для ендопротезування. Серед них переважають інфекційні ускладнення (3–13 %) і різні види нестабільності ендопротеза і його вузлів, які становлять від 2 до 10 % [1–3]. Загальна частота інфекційних ускладнень ендопротезування великих суглобів в онкологічних хворих становить 10 %, ранніх — 57,6 % та пізніх — 13,6 %. При локалізації пухлини в дистальному відділі стегнової кістки після ендопротезування колінного суглоба інфекційні ускладнення виникають

у середньому у 8 % хворих, асептична нестабільність — у 10 % і рецидиви — у 10 %, загальний п'ятирічний термін служби ендопротеза становить близько 54 % [4, 5]. При ураженні проксимального відділу великогомілкової кістки після ендопротезування колінного суглоба інфекційні ускладнення виникають у 10–16 % хворих, асептична нестабільність — у 18 % і рецидиви — у 13 %, загальний п'ятирічний термін служби ендопротеза становить близько 38 % [6].

Деякі автори [7] вказують на ускладнення (близько 45 %) при спостереженні хворих до 10 років після ендопротезування колінного суглоба при пухлинах кіс-

ток. Низка дослідників [8–10] повідомляє про ускладнення після органозберігаючих операцій у вигляді ендопротезування: нестабільність ніжки ендопротеза — від 5 до 60 % випадків, нагноєння — 3–20 %, порушення цілісності імплантату — 3–15 %. За даними R. Saranna та P. Ruggieri [11], ревізійне ендопротезування виконувалося у 13,68–31,2 % випадків після ендопротезування. Причинами були: інфекційні ускладнення — від 7,3 до 17 %, асептична нестабільність — від 1 до 12 %, перелом конструкції ендопротеза — від 1,5 до 10,6 %, знос поліетиленових компонентів — від 3,1 до 35,6 %. За даними R. Windhager зі співавт. [12], загалом при ендопротезуванні в 77 пацієнтів із пухлинним ураженням інфекційні ускладнення становили 32 %, у 17 % із цих хворих виконані ампутації. Нестабільність ендопротеза є другим частим ускладненням ендопротезування кісток та суглобів. Майже в половині випадків (44–47 %) причиною ревізійної операції є механічна нестабільність імплантату [13]. Автори [14] повідомляють, що причиною ускладнень є: великий обсяг резекції кістки, висічення м'язів, фасціально-сухожильних утворень та значна травматичність. 10-річне виживання ендопротезів дистального суглобового кінця стегнової кістки зменшується з 94 до 49 %, якщо сегмент, що резецюється, більше 40 % довжини стегнової кістки.

Після ендопротезування колінного суглоба із заміщенням пострезекційних дефектів дистального суглобового кінця стегнової кістки та проксимального суглобового кінця великогомілкової кістки ймовірність ревізійного втручання становить 70 % через 10 років після первинної операції [15].

Після реендопротезування відмічається набагато більший відсоток ускладнень, ніж при первинній процедурі, необхідність повторного втручання після ревізійного реендопротезування виникає в строки до 5 років у 20–56 % випадків [16].

Таким чином, ендопротезування колінного суглоба після видалення пухлин кісток є складним питанням, вирішення якого вимагає удосконалення як імплантів, так і методик їх встановлення. У даній статті ми наводимо строки виникнення ускладнень

після ендопротезування колінного суглоба з приводу пухлин кісток і проводимо їх аналіз із метою зменшення кількості післяопераційних ускладнень та рецидивів пухлини та удосконалення технології ендопротезування.

Мета дослідження: на основі аналізу результатів лікування хворих на місцевоагресивні та злоякісні пухлини кісток виявити фактори, що призводять до післяопераційних ускладнень при ендопротезуванні колінного суглоба, та визначити методики корекції цих ускладнень.

Матеріали та методи

Проводилося клінічне спостереження за 72 хворими на місцевоагресивні та злоякісні пухлини кісток, яким виконано ендопротезування колінного суглоба. Для морфологічної ідентифікації пухлин при проведенні даного дослідження ми користувались гістологічними класифікаціями первинних пухлин та пухлиноподібних уражень кісток і м'яких тканин, запропонованими Всесвітньою організацією охорони здоров'я (ВООЗ) (6-те видання, 2002) та клінічними класифікаціями пухлин кісток та м'яких тканин за системою TNM, ВООЗ (6-те видання, 2002).

Для вивчення ефективності розроблених методів комбінованого та комплексного лікування досліджувались однотипні групи хворих за основними прогностичними показниками (вік, стать хворих, гістологічна будова новоутворення, стадія пухлинного процесу). У табл. 1 наведений розподіл пацієнтів за віком та статтю.

53 (73,61 %) пацієнти були віком до 39 років. Середній вік хворих становив $26,9 \pm 1,25$ року.

За локалізацією пухлини в кістках, які формують колінний суглоб, розподіл пацієнтів був таким (табл. 2).

Частіше пухлина розташовувалась у дистальному відділі стегнової кістки — 45 (62,5 %) пацієнтів, у проксимальному відділі великогомілкової кістки — 27 (37,5 %) пацієнтів.

Розподіл хворих за гістологічними формами пухлин та статтю наведений у табл. 3.

Таблиця 1. Розподіл пацієнтів за віком та статтю, n (%)

Вік, роки Стать	10–19	20–29	30–39	40–50	Більше 50	Загалом
Чоловіки	10 (13,89)	10 (13,89)	10 (13,89)	6 (8,33)	4 (5,56)	40 (55,56)
Жінки	8 (11,11)	7 (9,72)	8 (11,11)	4 (5,56)	5 (6,94)	32 (44,44)
Усього	18 (25,0)	17 (23,61)	18 (25,0)	10 (13,89)	9 (12,5)	72 (100)

Таблиця 2. Локалізація пухлини в кістках, які формують колінний суглоб, n (%)

Локалізація	Чоловіки	Жінки
Дистальний відділ стегнової кістки	26 (36,11)	19 (26,39)
Проксимальний відділ великогомілкової кістки	14 (19,44)	13 (18,06)
Усього	40 (55,55)	32 (44,45)

Найчастіше операції ендопротезування виконувалися у хворих з остеогенною саркомою — 26 (36,11 %) та у хворих із гігантоклітинною пухлиною кістки — 26 (36,11 %), рідше — у хворих із хондросаркомою різного ступеня зрілості — 7 (9,72 %). Решта гістологічних варіантів пухлин зустрічалася рідше з різною частотою.

Розподіл хворих на пухлини кісток за гістологічними формами і стадією пухлинного процесу наведений у табл. 4.

Найчастіше прооперовані хворі були з ІІБ стадією пухлинного процесу — 30 пацієнтів, ІА стадія пухлинного процесу була встановлена у 11 пацієнтів.

Пацієнти, яким виконано ендопротезування колінного суглоба, були розподілені на дві групи: основну групу (n = 31) становили пацієнти, яким було виконано ендопротезування колінного суглоба

з використанням модульних онкологічних ендопротезів Stryker (США) і Valdemar Link (Німеччина), контрольну групу (n = 41) становили пацієнти, яким було виконано ендопротезування колінного суглоба з використанням індивідуальних онкологічних ендопротезів «Інмед» (Україна) та Beznoska (Чехія). За час роботи ми імплантували 72 ендопротези колінного суглоба, із них індивідуальних онкологічних ендопротезів «Інмед» (Україна) — 40 та Beznoska (Чехія) — 1, модульних онкологічних ендопротезів «Вальдемар Лінк» (Німеччина) — 22 та «Страйкер» (США) — 9.

Розподіл хворих на пухлини кісток за нозологічною формою та за локалізацією пухлини в дослідній групі наведений у табл. 5.

Розподіл хворих на пухлини кісток за гістологічною формою та за локалізацією пухлини в контрольній групі наведений у табл. 6.

Таблиця 3. Розподіл хворих за гістологічними формами пухлин кісток та статтю, n (%)

Захворювання	Чоловіки	Жінки
Остеогенна саркома	16 (22,22) (центральна — 11, телеангіоектатична — 3, періостальна — 1, змішана — 1)	10 (13,89) (центральна — 6, параостальна — 2, телеангіоектатична — 1, змішана — 1)
Гігантоклітинна пухлина кістки	12 (16,67)	14 (19,44)
Хондросаркома	4 (5,56)	3 (4,17)
Злоякісна гігантоклітинна пухлина кістки	3 (4,17)	2 (2,78)
Фібросаркома кістки	2 (2,78)	2 (2,78)
Злоякісна фіброзна гістіоцитомат кістки	2 (2,78)	—
Саркома Юїнга	1 (1,39)	—
Метастатична пухлина (метастаз аденокарциноми щитоподібної залози)	—	1 (1,39)
Усього	40 (55,56)	32 (44,44)

Таблиця 4. Розподіл хворих на пухлини кісток за гістологічними формами і стадією пухлинного процесу

Гістологічна форма пухлини	Кількість хворих	Стадія пухлинного процесу						
		ІА	ІБ	ІІА	ІІБ	ІІІ	ІVА	ІVБ
Остеогенна саркома	26	—	1	4	18	—	—	3
Гігантоклітинна пухлина кістки	26	—	—	—	—	—	—	—
Хондросаркома	7	—	—	3	4	—	—	—
Злоякісна гігантоклітинна пухлина кістки	5	—	—	2	3	—	—	—
Фібросаркома кістки	4	—	—	2	2	—	—	—
Злоякісна фіброзна гістіоцитомат кістки	2	—	—	—	2	—	—	—
Саркома Юїнга	1	—	—	—	1	—	—	—
Метастатична пухлина	—	—	—	—	—	—	—	1
Усього	72	—	1	11	30	—	—	4

Передопераційне обстеження хворих включало клінічне та рентгенологічне (рентгенографія, комп'ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія) обстеження, обов'язково проводилась трепан- або відкрита біопсія ураженого сегмента кістки з метою верифікації процесу, а також визначення протяжності ураження кістки з метою визначення довжини резекції сегмента кістки та розрахунок розмірів ендопротеза за даними рентгенографії, комп'ютерної томографії чи магнітно-резонансної томографії ураженої кістки.

При ендопротезуванні колінного суглоба були дотримані основні принципи онкохірургії — футлярність та абластичність: резекція кістки виконувалась на достатньому (5–6 см) віддаленні від пухлини, видаляли *en bloc* зону біопсії, що передувала ендопротезуванню, і всі вогнища потенційної дисемінації; виконувалась адекватна м'язова пластика, ендопротез вкривали м'якими тканинами або полімерною трубою фірми Mutars Implantcast (Німеччина), яка служить як чохол для укриття металевої частини ендопротеза, що сприяє зниженню ризику інфікування і дозволяє фіксувати прилеглі до неї м'язи, що прискорює відновлення функції кінцівки.

На рис. 1–4 наведений хід операції з приводу ендопротезування колінного суглоба при ураженні пухлиною дистального відділу стегнової кістки.

У 17 (23,61 %) хворих до операції відзначався патологічний перелом кістки на тлі пухлинного ураження, що в чималому ступені ускладнювало передопераційне обстеження та створювало додаткові технічні складності під час операції і при подальшій реабілітації.

10 (13,89 %) пацієнтам до операції ендопротезування колінного суглоба за місцем проживання були виконані різноманітні хірургічні втручання (кістково-пластичні операції з використанням авто- та алотрансплантатів, керамічного матеріалу на основі гідроксіапатиту та трикальційфосфату, матеріалу на основі біоактивного скла — біокомпозиту, різні види металоостеосинтезу), що теж мало значення в розвитку післяопераційних ускладнень.

37 (51,39 %) хворим у передопераційному та післяопераційному періоді були проведені курси внутрішньоартеріальної або внутрішньовенної поліхіміотерапії, а 7 (9,72 %) пацієнтам у передопераційному періоді проведений курс променевої терапії

Таблиця 5. Розподіл хворих на пухлини кісток за гістологічною формою та за локалізацією пухлини (дослідна група)

Гістологічна форма пухлини	Локалізація	
	Дистальний відділ стегнової кістки	Проксимальний відділ великогомілкової кістки
Остеогенна саркома	11	5
Гігантоклітинна пухлина кістки	4	4
Хондросаркома	2	1
Злоякісна гігантоклітинна пухлина кістки	1	—
Злоякісна фіброзна гістіоцитомі кістки	1	—
Саркома Юінга	1	—
Фібросаркома кістки	—	1
Усього	20	11

Таблиця 6. Розподіл хворих на пухлини кісток за гістологічною формою та за локалізацією пухлини (контрольна група)

Гістологічна форма пухлини	Локалізація	
	Дистальний відділ стегнової кістки	Проксимальний відділ великогомілкової кістки
Гігантоклітинна пухлина кістки	9	9
Остеогенна саркома	7	3
Хондросаркома	3	1
Злоякісна гігантоклітинна пухлина кістки	3	1
Фібросаркома кістки	2	1
Злоякісна фіброзна гістіоцитомі кістки	—	1
Метастатична пухлина	1	—
Усього	25	16

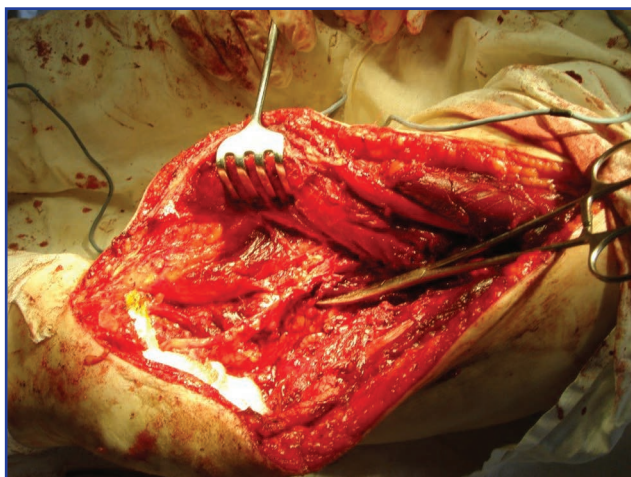


Рисунок 1. Стегно після видалення дистального сегмента стегнової кістки з пухлиною



Рисунок 2. Видалений сегмент стегнової кістки з пухлиною

до сумарної вогнищевої дози 40 Грей, що також відіграло роль у розвитку післяопераційних ускладнень.

Результати та обговорення

У результаті ендопротезування колінного суглоба післяопераційні ускладнення виявлено в 33 (45,8 %) пацієнтів. Строки виникнення ускладнень після операцій ендопротезування колінного суглоба у хворих на пухлини кісток наведені в табл. 7.

Інфекційні ускладнення спостерігалися у 2 (6,5 %) хворих дослідної групи у строки: в 1 випадку — до місяця (ранній післяопераційний період), а в іншому — через 24 місяці. Інфекційні ускладнення в 11 (26,8 %) хворих контрольної групи відмічалися в різні строки після ендопротезування: у 6 (14,6 %) хворих вони розвинулися в ранньому післяопераційному періоді до 1 місяця, у 2 випадках спостерігалися через 3 місяці після ендопротезування, в 1 — через 9 місяців, в 1 — через 11 місяців і в 1 — через 17 місяців. З отриманих нами даних, на наш погляд, важливим є те, що з 13 інфекційних ускладнень в

обох групах хворих 7 розвинулися в ранньому післяопераційному періоді, що говорить про асептику та антисептику під час хірургічного втручання. Таким чином, всі гнійно-запальні процеси можна розділити на ранні, які розвинулися протягом першого місяця після операції, у нашому дослідженні їх було 7, і пізні, які розвинулися в більш віддалені терміни, їх було 6. Середній строк, за який відбувався розвиток інфекційних ускладнень, становив $5,8 \pm 1,4$ місяця. Інфекційні ускладнення, як правило, обумовлені асептикою та антисептикою під час хірургічного втручання, у всіх випадках застосовано поетапне ре-ендопротезування суглоба.

Асептичне розхитування ніжки ендопротеза — ускладнення, що спостерігалось в 7 (22,6 %) хворих дослідної групи. У 1 пацієнта воно розвинулося через 11 місяців, у 1 хворого — через 13 місяців, у 2 хворих — через 24 місяці, у 2 — через 27 та 36 місяців. У 5 (12,2 %) хворих контрольної групи асептичне розхитування ніжки ендопротеза розвинулося через 5, 9, 13, 22, 30 місяців. Асептичне розхитування ніжки ендопротеза пояснюється технічними похибками

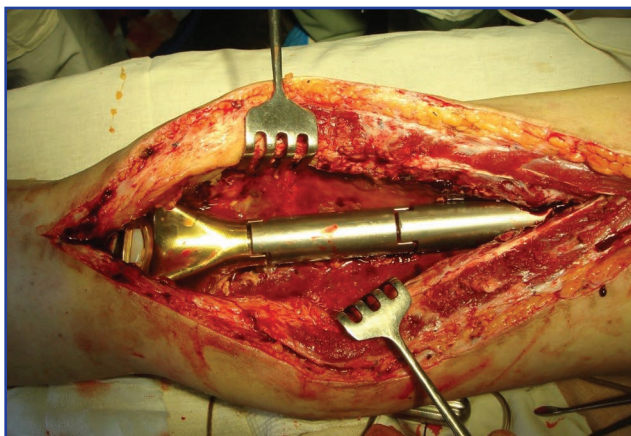


Рисунок 3. Установлений ендопротез колінного суглоба

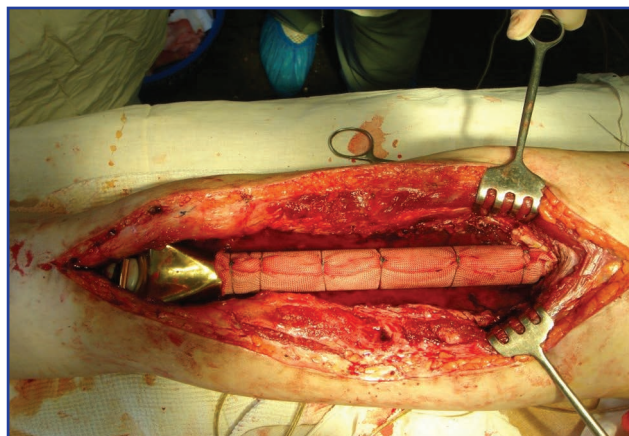


Рисунок 4. Металева частина ендопротеза вкрита сіточкою Mutars Implantcast (Німеччина)

при ендопротезуванні, біомеханічним навантаженням на кістку та кістковий цемент, що призводить до мікротріщин у кістковому цементі, зціплення кісткового цементу з кісткою зменшується, і як наслідок — відбувається розхитування ніжки ендопротеза. У всіх випадках застосоване реендопротезування суглоба.

Перелом кістки в місці імплантації ніжки ендопротеза спостерігався у 5 (12,2 %) хворих контрольної групи в строки 13, 19, 22, 27, 33 місяці, з яких перелом великогомілкової кістки відбувся у 3 пацієнтів та перелом стегнової кістки — у 2 пацієнтів. У хворих дослідної групи переломів кісток у місці імплантації ніжки ендопротеза не спостерігалось. Переломи кістки в місці імплантації ніжки ендопротеза можна пояснити неадекватним навантаженням на кістку та остеопорозом кістки, що розвинувся за наявності кісткового цементу. У всіх випадках застосовано металоостеосинтез перелому накістковими пластинами та проволочними серкляжами.

Руйнування конструкції ендопротеза спостерігалось у 2 (4,9 %) хворих контрольної групи в строки 17 та 24 місяці та в 1 (3,2 %) хворого дослідної групи в 13 місяців. Як видно, ці ускладнення відмічались у хворих протягом другого року після операції. Руйнування конструкцій ендопротезів пояснюються технічними помилками при їх виготовленні та де-

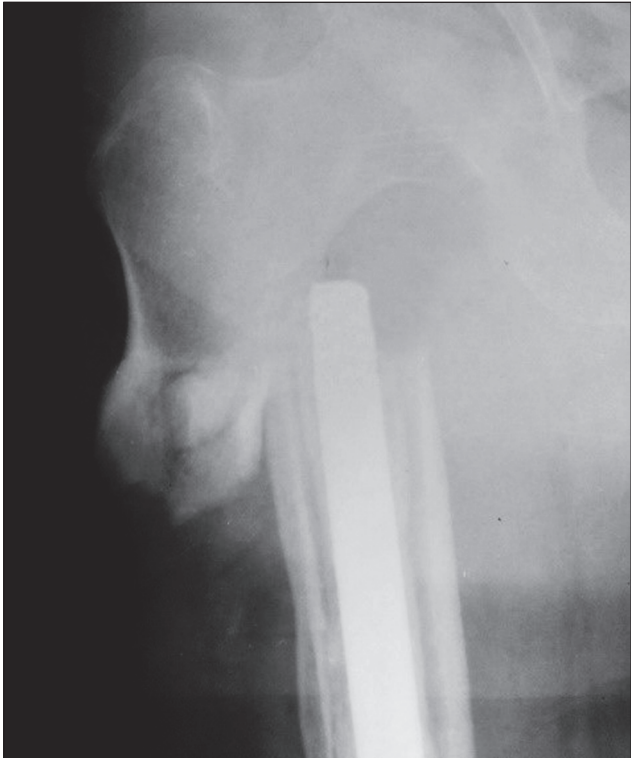


Рисунок 5. Фотовідбиток рентгенограми хворого М. — перелом кістки в місці імплантації ніжки ендопротеза «Інмед»

Таблиця 7. Розподіл виникнення ускладнень по місяцях

Вид ускладнення	Місяці після ендопротезування															
	До 1 міс.	3	5	7	9	11	13	15	17	19	22	24	27	30	33	36
Інфекційні ускладнення при застосуванні ендопротезів V. Link та Stryker	1											1				
Інфекційні ускладнення при застосуванні ендопротеза «Інмед»	6	2			1	1			1							
Асептичне розхитування ніжки ендопротезів фірми V. Link та Stryker						1	1					2	1			1
Асептичне розхитування ніжки ендопротеза фірми «Інмед»			1		1		1				1			1		
Перелом кістки при застосуванні ендопротезів V. Link та Stryker																
Перелом кістки при застосуванні ендопротеза «Інмед»							1			1	1		1		1	
Перелом конструкції ендопротеза при застосуванні ендопротезів V. Link та Stryker							1									
Перелом конструкції ендопротеза при застосуванні ендопротеза «Інмед»									1			1				
Усього	7	2	1	–	2	2	4	–	2	1	2	4	2	1	1	1



Рисунок 6. Фотовідбиток рентгенограми хворого М. — стан після металоостеосинтезу перелому стегнової кістки за допомогою пластини та проволочних серкляжів

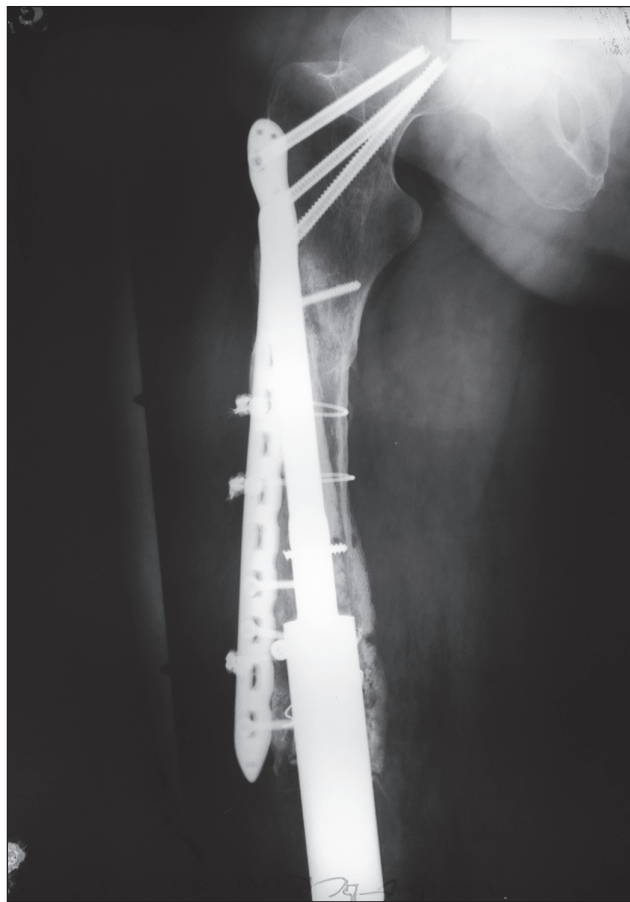


Рисунок 7. Фотовідбиток рентгенограми хворого М. — стан (12 місяців) після металоостеосинтезу перелому стегнової кістки за допомогою пластини та проволочних серкляжів, відмічається консолідація перелому

фектами конструкції ендопротеза. У даних випадках застосовано реендопротезування з частковою або повною заміною конструкції ендопротеза.

На рис. 5 наведений фотовідбиток рентгенограми хворого М. — перелом кістки в місці імплантації ніжки ендопротеза «Інмед».

Рецидиви пухлини спостерігалися у 7 хворих: у 4 (12,9 %) пацієнтів дослідної групи та 3 (7,3 %) — контрольної групи.

При рецидивах пухлини після ендопротезування було виконано у 5 випадках видалення рецидиву пухлини та у 2 випадках ампутацію кінцівки.

Висновки

1. Проведений аналіз ендопротезування колінного суглоба у хворих на пухлини кісток показав, що з ускладнень переважали інфекційні процеси, які становили 18,0 %, та асептичне розхитування ніжки ендопротеза — 16,7 %.

2. При інфекційних ускладненнях переважали ранні ускладнення, при асептичному розхитуванні ніжки ендопротеза, переломі кістки в місці імплан-

тації ніжки ендопротеза, руйнуванні конструкції ендопротеза — пізні.

3. Основною методикою виправлення ускладнень при інфекційних процесах є правильна антибіотикопрофілактика, а також вчасна її корекція та ведення післяопераційної рани. При асептичній нестабільності компонентів ендопротеза та руйнуванні конструкції ендопротеза методикою виправлення є реендопротезування, при переломах кістки в місці імплантації ніжки ендопротеза методикою виправлення є металоостеосинтез перелому накістковими пластинами та проволочними серкляжами.

4. Із метою зниження рецидивів пухлини максимальні зусилля мають бути зосереджені на ранньому виявленні пухлинного ураження, широкому хірургічному видаленні пухлини за правилами абластичності та футлярності, подальшому адекватному лікуванні та вчасному моніторингу за пацієнтом.

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

Список літератури

1. Morii T., Yabe H., Morioka H., Beppu Y., Chuman H., Kawai A., Takeda K., Kikuta K., Hosaka S., Yazawa Y., Takeuchi K., Anazawa U., Mochizuki K., Satomi K. Post-operative deep infection in tumor endoprosthesis reconstruction around the knee. *J. Orthop. Sci.* 2010 May. 15(3). 331-9. doi: 10.1007/s00776-010-1467-z. Epub 2010 Jun 18. PMID: 20559801.
2. Martin A.J., Seagers K.A., Van Citters D.W. Assessment of Corrosion, Fretting, and Material Loss of Retrieved Modular Total Knee Arthroplasties. *J. Arthroplasty.* 2017 Jul. 32(7). 2279-2284. doi: 10.1016/j.arth.2017.02.047. Epub 2017 Feb 28. PMID: 28343824.
3. Mazaleyrat M., Le Nail L.R., Auberger G., Biau D., Rosset P., Waast D., Gouin F., Bonneville P., Ehlinger M., Pasquier G., Vaz G.; French Society of Orthopedic Surgery, Traumatology (SOFOT). Survival and complications in hinged knee reconstruction prostheses after distal femoral or proximal tibial tumor resection: A retrospective study of 161 cases. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2020 May. 106(3). 403-407. doi: 10.1016/j.otsr.2019.11.027. Epub 2020 Apr 8. PMID: 32276844.
4. Bickels J., Wittig J.C., Kollender Y., Henshaw R.M., Kellar-Graney K.L., Meller I., Malawer M.M. Distal femur resection with endoprosthetic reconstruction: a long-term followup study. *Clin. Orthop.* 2002. 400. 225-35.
5. Li D., Ma H., Zhang W., Sun C., Lu X., Gao Y., Zhou D. [Analysis of implant-related complications after hinge knee replacement for tumors around the knee]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2015 Aug. 29(8). 936-40. Chinese. PMID: 26677612.
6. Li Y., Xu H., Shan H., Sun Y., Huang Z., Niu X. [Non-cemented modular prosthetic reconstruction for bone defect after tumor resection in lower extremities]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2019 Sep 15. 33(9). 1108-1115. Chinese. doi: 10.7507/1002-1892.201904057. PMID: 31512451; PMCID: PMC8355860.
7. Niimi R., Matsumine A., Hamaguchi T., Nakamura T., Uchida A., Sudo A. Prosthetic limb salvage surgery for bone and soft tissue tumors around the knee. *Oncol. Rep.* 2012 Dec. 28(6). 1984-90. doi: 10.3892/or.2012.2021. Epub 2012 Sep 11. PMID: 22965383.
8. Gerrand C.H., Bell R.S., Griffin A.M., Wunder J.S. Instability after major tumor resection: prevention and treatment. *Orthop. Clin. North Am.* 2001 Oct. 32(4). 697-710, ix-x. doi: 10.1016/s0030-5898(05)70238-8. PMID: 11689381.
9. Bus M.P., van de Sande M.A., Fiocco M., Schaap G.R., Bramer J.A., Dijkstra P.D. What Are the Long-term Results of MUTARS® Modular Endoprostheses for Reconstruction of Tumor Resection of the Distal Femur and Proximal Tibia? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2017 Mar. 475(3). 708-718. doi: 10.1007/s11999-015-4644-8. Erratum in: *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2017 Mar. 475(3). 922. PMID: 26649558; PMCID: PMC5289150.
10. Jones K.B., Buckwalter J.A. Severe periprosthetic cortical atrophy in the skeletally immature: a report of three cases. *Iowa Orthop. J.* 2005. 25. 75-81.
11. Mercuri M., Capanna R., Manfrini M., Bacci G., Picci P., Ruggieri P., Ferruzzi A., Ferraro A., Donati D., Biagini R. et al. The management of malignant bone tumors in children and adolescents. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1991 Mar. 264. 156-68. PMID: 1997230.
12. Windhager R., Leithner A., Hochegger M. Wechsel von Tumorendoprothesen des Kniegelenks. Review und eigene Ergebnisse [Revision of tumour endoprostheses around the knee joint. Review and own results]. *Orthopade.* 2006 Feb. 35(2). 176-83. German. doi: 10.1007/s00132-005-0913-7. PMID: 16369846.
13. Wang L., Wu X., Wang S., Shi Y. [Ilizarov technique for treatment of infection after limb salvage operation of primary bone tumor]. *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi.* 2016 Dec 8. 30(12). 1452-1456. Chinese. doi: 10.7507/1002-1892.20160301. PMID: 29786332.
14. Ogura K., Fujiwara T., Morris C.D., Boland P.J., Healey J.H. Long-term competing risks for overall and cause-specific failure of rotating-hinge distal femoral arthroplasty for tumour reconstruction. *Bone Joint J.* 2021 Aug. 103-B(8). 1405-1413. doi: 10.1302/0301-620X.103B8.BJJ-2020-2323.R1. PMID: 34334040.
15. Kito M., Okamoto M., Aoki K., Tanaka A., Komatsu Y., Suzuki S., Takazawa A., Yoshimura Y., Takahashi J. Distal femoral impaction bone grafting in revision for tumor endoprosthesis. *Knee.* 2021 Mar. 29. 42-48. doi: 10.1016/j.knee.2021.01.016. Epub 2021 Feb 4. PMID: 33548830.
16. Eckardt J.J., Kabo J.M., Kelley C.M., Ward W.G. Sr, Asavamongkolkul A., Wirganowicz P.Z., Yang R.S., Eilber F.R. Expandable endoprosthesis reconstruction in skeletally immature patients with tumors. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2000 Apr. 373. 51-61. doi: 10.1097/00003086-200004000-00008. PMID: 10810462.

Отримано/Received 20.07.2022

Рецензовано/Revised 07.08.2022

Прийнято до друку/Accepted 21.08.2022 ■

Information about authors

Bishtawi Obada, Postgraduate student at the Department of traumatology and orthopedics, Bogomolets National Medical University, Ministry of Health of Ukraine, Kyiv, Ukraine
 V. Protsenko, MD, PhD, Leading Research Fellow, State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: ip15@ukr.net; https://orcid.org/0000000188968371.
 Ye. Solonitsyn, PhD, Orthopedic traumatologist, State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine; e-mail: eugenio.solonitsyn@gmail.com; https://orcid.org/0000000170571405.

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.

Bishtawi Obada¹, V.V. Protsenko², Ye.O. Solonitsyn²

¹Bogomolets National Medical University of the Ministry of Health of Ukraine, Kyiv, Ukraine

²Institute of Traumatology and Orthopedics of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kyiv, Ukraine

Analysis and timeframe of appearance of complications after knee joint replacement in patients with bone tumors

Abstract. The article deals with the analysis and the timeframe of appearance of complications after knee joint replacement in 72 patients with bone tumors. Postoperative complications were found in 33 (45.8 %) cases. Infectious complications were observed in 13 (18.0 %) patients, in 7 of them — in the early postoperative period, and in 6 — in the late postoperative period. Aseptic loosening of stem was observed in 12 (16.7 %) patients in the late postoperative period. A bone fracture in the place of stem implantation occurred in 5 (6.9 %) cases in the late postoperative period. Destruction of the endoprosthesis structure was observed in 3 (4.2 %) patients in the late postoperative period. The article describes the causes of complications, and the methods of their correction. Infectious complications usually are due to aseptics and antiseptics during surgery. In cases of infectious complications, re-replacement of the joint is used. Aseptic loosening of stem is explained by tech-

nical errors during surgery, biomechanical stress on the bone and bone cement, which leads to microcracks in the bone cement, the adhesion of bone cement to the bone decreases and, as a result, loosening of stem occurs. In cases of aseptic loosening of stem, re-replacement of the joint is used. Bone fractures at the site of implantation of the endoprosthesis stem can be attributed to inadequate stress on the bone, and osteoporosis that developed in the presence of bone cement. In cases of bone fracture, internal fixation with plates and cerclage wires was applied. Destruction of the endoprosthesis structure is explained by technical errors during its manufacture and defects in the design of the endoprosthesis. In these cases, reoperation with partial or complete replacement of the endoprosthesis structure was used.

Keywords: joint replacement; knee joint; bone tumors; complications; analysis

Рушай А.К.¹, Байда М.В.¹, Мартинчук О.О.¹, Мусієнко О.С.², Фам Д.К.²

¹Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, м. Київ, Україна

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ, Україна

Експериментальне обґрунтування оптимальних конструкційних властивостей кільцевих спице-стрижневих фіксаторів

Резюме. Актуальність. Використання кільцевих фіксаторів спице-стрижневого типу є одним із провідних методів лікування незрощень кісток. Удосконалення конструктивних властивостей системи фіксації є перспективним напрямком поліпшення результатів лікування. **Мета дослідження** — експериментальне обґрунтування конструкційних удосконалень кільцевих спице-стрижневих фіксаторів. **Матеріали та методи.** Завданням експерименту було визначити вплив просторової фіксації стрижня в кільцевому спице-стрижневому фіксаторі. Об'єктом дослідження була синтетична кістка Sawbones® із моделлю перелому, який був фіксований кільцевим фіксатором 2 типів. Усі параметри (кількість кілець, спиць, кутів їх перехрестя) були аналогічними. Відмінність двох моделей полягала лише в наявності чи відсутності ребра жорсткості фіксації стрижня. За допомогою універсальної випробувальної машини TIRATEST-2151 визначаються характеристики міцності й деформації матеріалів із максимальним зусиллям до 5 кН. Зразки випробували у трьох режимах: стиск вздовж осі кістки, кручення, згин. У процесі навантаження були записані таблиці, у яких розміщені дані, що реєструвала випробувальна установка (переміщення і сили, що прикладалася). У процесі випробування дослідний зразок, включаючи контрастні точки, фотографували при різних навантаженнях. Зображення обробляли на комп'ютері, використовуючи стандартну систему управління цифровим зображенням. **Результати.** За отриманими даними, ребро жорсткості при фіксації стрижня кільцевого фіксатора впливало на показники жорсткості системи при усіх видах навантаження. Найбільш чутливим був згин. Так, жорсткість при згині зменшилась на 23 %, при стиску — на 8,5 %. Використання удосконалень фіксації стрижня при лікуванні незрощень кісток гомілки після перелому показало клінічну ефективність. **Висновки.** Використання ребра жорсткості фіксації стрижня кільцевого спице-стрижневого фіксатора в експерименті довело підвищення показників жорсткості. Найбільш значимим було збільшення параметрів жорсткості при згині. За попередніми даними, застосування удосконалень кільцевих фіксаторів при лікуванні незрощень кісток гомілки після перелому засвідчило клінічну ефективність.

Ключові слова: незрощення кісток; кільцеві фіксатори

Вступ

Незрощення кісток після переломів, особливо за типом сегментарного дефекту кісткової маси, є актуальною проблемою. Основними методами лікування сегментарних кісткових дефектів є: пластика вільним васкуляризованим трансплантатом малогомілкової кістки, дистракційний остеогенез та використання техніки індукованої мембрани [1–4].

Дистракційна кісткова пластика в лікуванні дефектів і незрощень довгих кісток гомілки за допомогою кільцевих фіксаторів (КФ), що набула поширення по всьому світу, має такі переваги: реконструкція відбувається живою кісткою без шкоди для здорових тканин інших ділянок, із достатньою міцністю й довговічністю, стійкістю до інфекції та довічно відновленою функцією [5–8].

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

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

Для кореспонденції: Рушай Анатолій Кирилович, доктор медичних наук, професор, кафедра хірургії, анестезіології та інтенсивної терапії післядипломної освіти, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, бульв. Т. Шевченка, 13, м. Київ, 01601, Україна; e-mail: Anatoliyrushay@gmail.com

For correspondence: Anatolii Rushay, MD, PhD, Professor, Department of surgery, anesthesiology and intensive therapy of postgraduate education, Bogomolets National Medical University, T. Shevchenko boulevard, 13, Kyiv, 01601, Ukraine; e-mail: Anatoliyrushay@gmail.com

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

Техніка з використанням КФ малотравматична; створює жорстку фіксацію, достатню для зрощення. Метод має низький ризик глибокого інфікування, економічно вигідний і технічно виконуваний в умовах фінансових та технічних обмежень.

У випадках дистракційного заміщення з використанням дистракційного остеогенезу за Ілізаровим реалізується можливість утворення високоякісної, біологічно нормальної нової кісткової тканини достіть великих розмірів, не допускаються небезпечні деформації регенерату у процесі дозрівання. Здійснити дистракційний остеосинтез можна за умов не лише сучасних спеціальних центрів, а й у травматологічних відділеннях районних лікарень. У багатьох випадках незрощень метод більш надійний порівняно з іншими видами пластики.

Усі ці характеристики роблять використання КФ конкурентоспроможним засобом у сучасних умовах. Однак є недоліки здійснення фіксації КФ.

При тривалому застосуванні КФ може розвинути нестабільність системи «апарат — кістка», зумовлена змінами в системі зовнішньої фіксації або явищами остеопорозу.

Удосконалення технології лікування КФ дозволить поліпшити результати лікування цієї тяжкої патології [9, 10].

Мета роботи — експериментальне обґрунтування конструкційних удосконалень кільцевих спице-стрижневих фіксаторів.

Завдання. В експерименті визначити оптимальну конструкцію просторової фіксації стрижня кільцевих фіксаторів спице-стрижневого типу. Удосконалити технологію лікування незрощень із використанням кільцевих фіксаторів з урахуванням отриманих даних експерименту.

Матеріали та методи

Використання спице-стрижневих кільцевих фіксаторів дозволяє поліпшити властивості класичних спицевих апаратів Ілізарова: використання стрижня замість перехресних спиць знижує ризик можливого розвитку, зменшує вагу та робить його застосування комфортнішим. Недоліками стрижневого компонента кільцевого фіксатора є менша стабільність фіксації та відносна складність вузла з'єднання «стрижень — кільцевий модуль».

Об'єктом дослідження була синтетична кістка Sawbones® із моделлю перелому, який був фіксований кільцевим фіксатором спице-стрижневого типу 2 моделями. Усі параметри (кількість колій, спиць, кутів та площин перелому) були аналогічними. Відмінність двох моделей КФ полягала лише в наявності чи відсутності ребра жорсткості фіксації стрижня (рис. 1, 2).

Дослідження проводились у Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», на кафедрі динаміки та міцності машин та опору матеріалів. Використовувалася випробувальна машина TIRATEST-2151 № 48/8.9 (рис. 2).

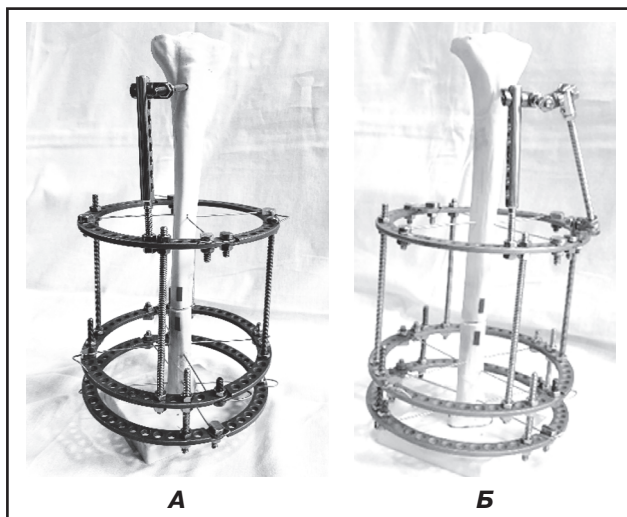


Рисунок 1. Моделі фіксації стрижня:
А — КФ без ребра жорсткості; Б — КФ із ребром жорсткості

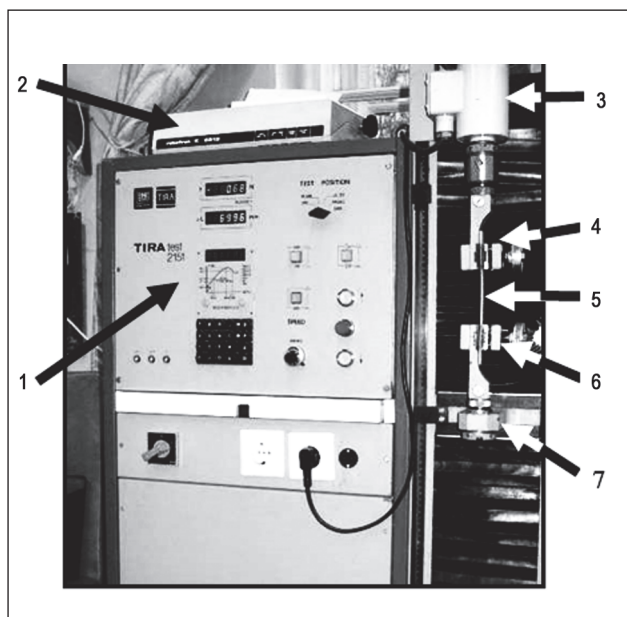


Рисунок 2. Випробувальна машина TIRATEST-2151 та її технічні характеристики:
1 — пульт керування; 2 — пристрій для друкування; 3 — динамометр; 4 — нерухомий затискувач; 5 — випробувальний зразок; 6 — рухомий затискувач; 7 — рухома траверса.

Примітки: характеристики навантаження: максимальне випробувальне навантаження 5,0 кН; межі зміни навантаження від 0,01 до 5,0 кН; похибка вимірювання навантаження не більше 1,0 %. Характеристики деформування: максимальне переміщення траверси 800 мм; діапазон зміни швидкостей траверси від 0,5 до 1000 мм/хв; точність вимірювання переміщень 0,01 мм. Пружність (питома деформація) випробувальної системи $8,0 \cdot 10^{-5}$ мм/Н.

Зразки випробували у трьох режимах: стиск вздовж осі кістки; кручення; згин.

У процесі випробування дослідний зразок, включаючи контрастні точки, фотографували при різних величинах навантаження. Зображення в цифровому вигляді обробляли на комп'ютері, використовуючи стандартну систему управління цифровим зображенням (рис. 3).

Масштаб визначали шляхом зйомки еталонної мірної плити в аналогічних умовах. За результатами вимірювань переміщень окремих точок препарату розраховували величини їх взаємних переміщень.

Застосовували спосіб реєстрації переміщень точок біологічних препаратів за допомогою цифрової фотозйомки, що забезпечувало одночасне вимірювання зміщень різних точок біомеханічної системи «відламки кістки — фіксатор». При фотографуванні об'єкта було використано контрастні щодо решти зображення точки (мітки). Контрастні мітки розміщували в площинах кістки. Перед початком випробування проводили фотографування ненавантаженого зразка, що надалі використовували як базове зображення.

Зображення у цифровому вигляді обробляли на комп'ютері, використовуючи стандартну систему керування цифровим зображенням.

У процесі навантаження були записані таблиці, у яких розміщені дані, що реєструвала випробувальна установка. Таблиці містять величини переміщення (мм) і сили (Н), що прикладалася. Щоб виключити вплив на розрахунок жорсткості недійсних результатів (система реєструвала результати і під час того, коли навантаження було знято), необхідно було побудувати графіки залежності сили (Н) від переміщення зразка (мм). Далі виділяли лінійний відрізок графіку залежності «сила — переміщення», за яким розраховувалася жорсткість системи (Н/мм).

Результати та обговорення

Експериментальні дані порівняння жорсткості фіксації при різних варіантах з'єднання стрижня (із ребром жорсткості і без нього) при дії різних видів наван-

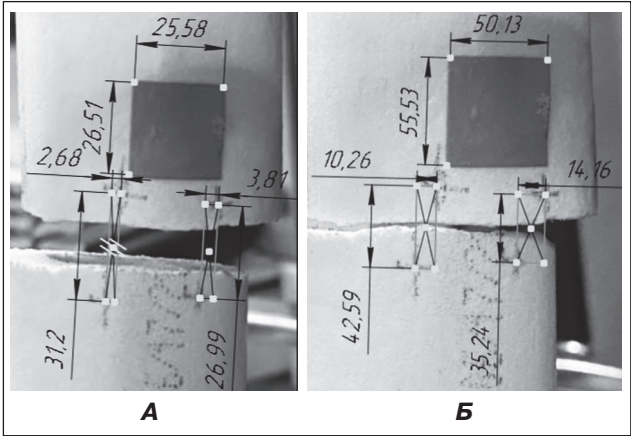


Рисунок 3. Схема визначення взаємного положення міток до навантаження (А) і після навантаження (Б) за допомогою цифрового фотографування

таження (здавлення по осі; згинання та скручування) подані в табл. 1 і на рис. 5.

Дуже показовою була різниця показників жорсткості Δ при різних фіксації стрижня (рис. 6).

Отримані експериментальні дані свідчать про поліпшення параметрів жорсткості спице-стрижневої системи за допомогою фіксації стрижня з ребром жорсткості. Найбільший ефект був отриманий під час випробування на згин — показник збільшився з 0,91 до 1,19 Н/мм (на 23,53 %); $p < 0,05$. Це стало підставою для застосування конструктивних поліпшень КФ у хворих із незрощеннями кісток гомілки після переломів. Попередні отримані дані свідчать про наступне.

Застосування в періопераційному знеболюванні нестероїдного протизапального препарату дексалгін із вираженою знеболювальною дією дозволило мінімізувати використання опіодних препаратів у післяопераційному періоді (лише у 3 хворих основної групи — 16,7 %), що теж вплинуло на функціональні результати.

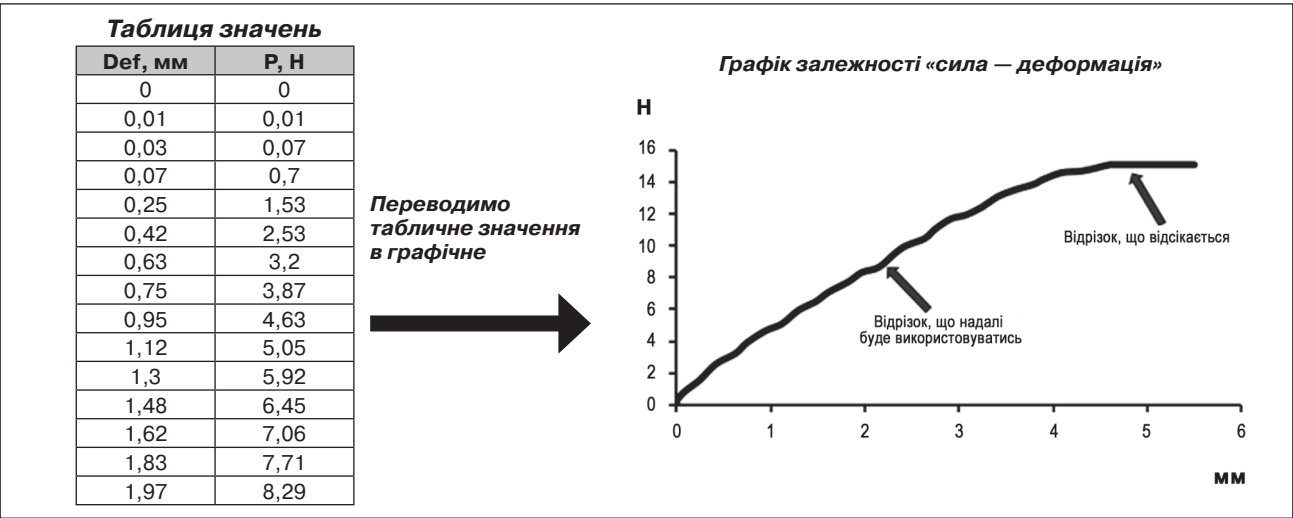


Рисунок 4. Комп'ютерна обробка даних

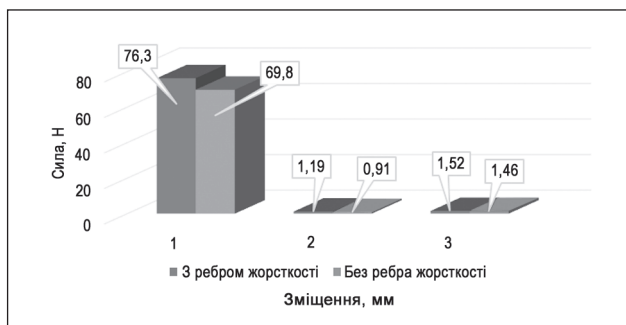


Рисунок 5. Порівняння жорсткостей систем при різному просторовому фіксуванні стрижня за дії різних видів навантажень, Н/мм

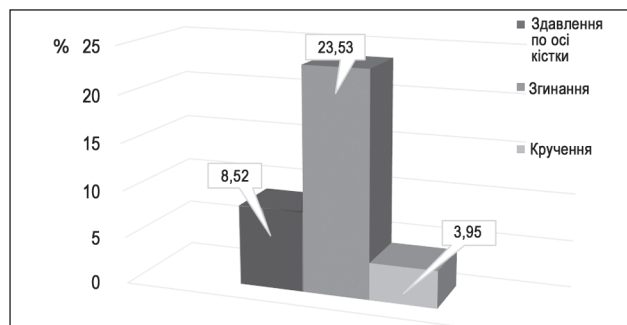


Рисунок 6. Різниця показників жорсткості при різній просторовій фіксації стрижня (із ребром жорсткості і без нього), Н/мм

Таблиця 1. Порівняння жорсткостей систем при різному просторовому фіксуванні стрижня за дії різних видів навантажень (Н/мм)

Схеми фіксації стрижня	Стиск вздовж осі кістки	Згин	Кручення
Із ребром жорсткості	76,3	1,19	1,52
Без ребра жорсткості	69,8	0,91	1,46

Отримані наступні результати лікування постраждалих із незрощенням кісток гомілки при застосуванні КФ із запропонованими режимами використання в межах значень оціночної анатомо-функціональної шкали Modified Functional Evaluation System by Karlstrom-Olerud. Описані функції піддавали статистичній обробці та оцінювали за балами. Результати лікування постраждалих із незрощенням кісток гомілки при використанні КФ у запропонованих нами режимах порівнювалися з показниками інших авторів з урахуванням показників оціночної функціональної шкали Modified Functional Evaluation System by Karlstrom-Olerud.

Так, за даними різних авторів [11–13], отримані функціональні результати при лікуванні незрощення великогомілкової кістки коливалися в таких межах: відмінні та хороші — від 37,6 до 84,7 %; погані, незадовільні — від 4,3 та 6,7 до 16,67 %. Отримані нами попередні результати (хороші та відмінні — 77,8 %, незадовільні — 2,8 %) можна порівняти з даними більшості дослідників. Недостатня кількість клінічних спостережень потребує подальшого дослідження.

Висновки

1. Параметри жорсткості спице-стрижневої системи при використанні фіксації стрижня з ребром жорсткості на 23,5 % перевищують такі в системах без ребра жорсткості.

2. Клінічне використання удосконалених спице-стрижневих конструкцій КФ дозволило отримати добрі результати.

3. Отримані результати вдосконаленого остеосинтезу КФ слід вважати обнадійливими, проте ця проблема потребує подальшого вивчення.

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

Інформація про фінансування. Робота виконана у рамках НДР «Теорія та методика ефективного лікування постраждалих з порушенням регенерації тканин». Державний реєстраційний номер 0121U108114. Дата реєстрації: 10.02.2021.

Список літератури

1. Borzunov D.Y., Kolchin S.N., Malkova T.A. Role of the Ilizarov non-free bone plasty in the management of long bone defects and nonunion: problems solved and unsolved. *World Journal of Orthopaedics*. 2020. 11. 6. 304-318. <https://doi.org/10.5312/wjo.v11.i6.304>
2. Birch J.G. A brief history of limb lengthening. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2017. 37. 2. S1-S8. <https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000001021>
3. Van Niekerk A.H., Birkholtz F.F., de Lange P., Tetsworth K., Hohmann E. Circular external fixation and cemented PMMA spacers for the treatment of complex tibial fractures and infected nonunions with segmental bone loss. *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2017. 25. 2. 230949901771624. <https://doi.org/10.1177/2309499017716242>
4. Guerado E., Caso E. Challenges of bone tissue engineering in orthopaedic patients. *World Journal of Orthopaedics*. 2017. 8. 2. 87-98. <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i2.87>
5. Abulaiti A., Liu Y., Cai F. et al. Bone Defects in Tibia Managed by the Bifocal Versus Trifocal Bone Transport Technique. *Research Square*. 2021. DOI: 10.21203/rs.3.rs-985713/v1.
6. Jiang Q., Huang K., Liu Y., Chi G. Using the Ilizarov technique to treat limb shortening after replantation of a severed lower limb: a case report. *Ann. Transl. Med.* 2020 Aug. 8(16). 1025. doi: 10.21037/atm-20-5316.

7. Veselý R., Procházka V. Kalusdistrakce v léčení poúrazových defektů femuru a tibie. *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.* 2016. 83(6). 388–392. Czech. PMID: 28026734.

8. Liu Y., Yushan M., Liu Z., Liu J., Ma C., Yusufu A. Complications of bone transport technique using the Ilizarov method in the lower extremity: a retrospective analysis of 282 consecutive cases over 10 years. *BMC Musculoskelet Disord.* 2020 Jun 6. 21(1). 354. doi: 10.1186/s12891-020-03335-w.

9. Catagni M.A., Azzam W., Guerreschi F., Lovisetti L., Poli P., Khan M.S., Di Giacomo L.M. Trifocal versus bifocal bone transport in treatment of long segmental tibial bone defects. *Bone & Joint Surgery.* 2019. 101-B. 2. 162–169. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.101B2.BJJ-2018-0340.R2>

10. Wu Y., Yin Q., Rui Y., Sun Z., Gu S. Ilizarov technique: Bone transport versus bone shortening-lengthening for tibial bone and soft-tissue defects. *Journal of Orthopaedic*

Science. 2018. 23. 2. 341–345. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2017.12.002>

11. Kornah B.A., Safwat H.M., Sultan A.A.M., Abdel-Aal M.A. *Journal of Trauma & Treatment. J. Trauma.* 2016. 5(4). doi: 10.4172/2167-1222.100033.

12. Ayed A. Al Shahrani, Jaya Shanker Tedla, Irshad Ahmad. Effectiveness of Ilizarov frame fixation on functional outcome in aseptic tibial non-union cases at Abha, Kingdom of Saudi Arabia: an experimental study. *J. Taibah Univ. Med. Sci.* 2015. 10(2). 216–221.

13. Aktuglu K., Erol K., Vahabi A. Ilizarov bone transport and treatment of critical-sized tibial bone defects: a narrative review. *Journal of Orthopaedics and Traumatology.* 2019. 20(1). 1–14. <https://doi.org/10.1186/s10195-019-0527-1>

Отримано/Received 03.08.2022

Рецензовано/Revised 15.08.2022

Прийнято до друку/Accepted 23.08.2022 ■

Information about authors

Anatolii Rushay, MD, PhD, Professor, Department of surgery, anesthesiology and intensive therapy of postgraduate education, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: Anatoliyrushay@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-9530-2321>

Alexander Martinchuk, Senior Assistant the Department of Surgery, Anesthesiology and Intensive Care of Postgraduate Education, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail blaze_amber@ukr.net

Maxim Baida, Senior Assistant the Department of Surgery, Anesthesiology and Intensive Care of Postgraduate Education, Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine; e-mail: meredian18@gmail.com

Olha Musienko, Senior Assistant National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine; e-mail: olga.musinko@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0001-8255-3909>

D. Fam, Senior Assistant National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine; e-mail: famquan1992@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-5000-1138>

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

Information about funding. The work was carried out as part of the research project "Theory and technique of effective treatment of patients with impaired tissue regeneration". State registration number: 0121U108114. Date of registration: February 10, 2021.

A.K. Rushay¹, M.V. Bayda¹, O.O. Martynchuk¹, O.S. Musienko², D.K. Fam²

¹Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

²National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

Experimental substantiation of optimal structural properties of pin and rod ring fixators

Abstract. Background. The use of pin and rod ring fixators is one of the leading methods for the treatment of non-union of bones. Improving the structural properties of the fixation system is a promising direction for better treatment results. The purpose of the study was an experimental substantiation of structural improvements of pin and rod ring fixators. **Materials and methods.** The task of the experiment was to determine the influence of the spatial fixation of the rod in the pin and rod ring fixator. The object of the study was a synthetic Sawbones® bone with a fracture model, which was fixed with a ring fixator of 2 types. All parameters (number of rings, rods, angles of their intersection) were similar. The difference between the two models was only in the presence or absence of a stiffener for fixing the rod. The TIRATEST-2151 universal testing machine determines the strength and deformation characteristics of materials with a maximum force of up to 5 kN. The samples were tested in three modes: compression along the axis of the bone, torsion, bending. During the loading, tables were recorded filled with the

data registered by the testing machine (movements and applied forces). During the test, a sample, including contrast points, was photographed under different loads. Images were processed on a computer using a standard digital image management system.

Results. According to the obtained data, the stiffener influenced the stiffness indicators of the system under all types of load when fixing the rod of the ring fixator. The most sensitive was the bend. Thus, the stiffness in bending decreased by 23 %, in compression — by 8.5 %. The use of improved rod fixation in the treatment of tibial non-unions after fracture has demonstrated clinical efficacy. **Conclusions.** The use of a stiffener for fixing the rod of the pin and rod ring fixator in the experiment proved an increase in stiffness indicators. The most significant was an increase in stiffness parameters when bending. According to preliminary data, the use of improved ring fixators in the treatment of non-unions of the tibial bones after a fracture has shown clinical efficacy.

Keywords: non-union of bones; ring fixators

Бурсук Ю.Є.

Медичний центр Малого приватного підприємства фірми «Реабілітація», м. Київ, Україна

Діагностика й лікування пошкоджень хондролабрального комплексу кульшового суглоба в дорослих (огляд літератури)

Резюме. Хондролабральний комплекс — це з'єднання суглобової губи й хряща кульшової западини кульшового суглоба. Кульшова западина оточена потужним волокнистим хрящем, що називається суглобовою губою. Суглобова губа створює ущільнення навколо суглобової западини, забезпечуючи щільне з'єднання і збільшуючи стабільність суглоба. Гіаліновий хрящ покриває суглобові поверхні й утворює гладкий шар із низьким коефіцієнтом тертя, що полегшує вільне ковзання кісток між собою. Існує багато причин ушкодження хондролабрального комплексу кульшового суглоба, багато з них пов'язані з травмуванням під час занять активними видами спорту. Основною ж причиною ушкодження хондролабрального комплексу є фемороацетабулярний конфлікт. Це патомеханічний процес хронічної травматизації суглобової губи і хряща кульшової западини головкою або шийкою стегнової кістки. Разом з тим результати багатьох досліджень показують, що досить часто ушкодження хондролабрального комплексу кульшового суглоба є наслідком старіння і мікротравм суглобової губи й хряща. У цій роботі проведений аналіз сучасних способів діагностики й лікування пошкоджень хондролабрального комплексу кульшового суглоба в дорослих.

Ключові слова: кульшовий суглоб; хондролабральний комплекс; кульшова западина; хрящ кульшового суглоба; губа кульшового суглоба; фемороацетабулярний конфлікт; огляд

Вступ

Кульшовий суглоб відіграє ключову роль у забезпеченні повсякденної рухової активності. Він є найбільшим суглобом нашого організму і щодня зазнає колосального навантаження, витримуючи вагу всього тіла при здійсненні рухів. Вважається, що хвороби суглобів з'являються в літньому віці. Переважно це так: у міру старіння відбувається зношення хряща, який виконує роль амортизатора в суглобі. У нормі у внутрішньосуглобовій порожнині міститься невелика кількість рідини, яка змащує поверхню суглоба для кращого ковзання. З віком, а також при низці захворювань кількість рідини зменшується, що призводить до появи болю. Однак больовий синдром може виникнути в будь-якому віці, і причини цього дуже різноманітні.

Кульшовий суглоб містить хондролабральний комплекс. Це з'єднання суглобової губи і хряща кульшової западини. Основною причиною ушкодження хондро-

лабрального комплексу є фемороацетабулярний конфлікт. Фемороацетабулярний конфлікт — це патомеханічний процес хронічної травматизації суглобової губи й суглобового хряща краю суглобової западини головкою або шийкою стегнової кістки. Основні скарги пацієнтів при такому ушкодженні — біль у паху.

Біль у передній частині стегна або в паху є поширеною скаргою внаслідок низки кістково-м'язових і системних патологій. Разом з тим варто відзначити, що поширеність ушкоджень хондролабрального комплексу в пацієнтів із болем у стегні або паху становить 22–55 % від усіх звернень.

Незважаючи на науково-технічний прогрес, збільшення кількості наукових досліджень, предметом яких виступають травми кульшового суглоба, ушкодження хондролабрального комплексу часто не виявляються, що призводить до пізнього встановлення правильного діагнозу, у середньому понад 2 роки.

Для того, щоб правильно лікувати пацієнтів з болем в паху, сідниці або стегні, лікарі повинні знати всі можливі причини цього болю, включно з розривом суглобової губи й пошкодженням хряща, а також причини, що сприяють цим пошкодженням. Саме тому вивчення функції хондролабрального комплексу й сучасних концепцій щодо етіології, клініки, діагностики й лікування його ушкоджень є актуальною темою сьогодення.

Анатомія і біомеханіка хондролабрального комплексу

Хондролабральний комплекс — це з'єднання суглобової губи і хряща кульшової западини кульшового суглоба.

Суглобова губа — це фіброзно-хрящова структура, що окреслює кульшову западину. Це безперервна, зазвичай трикутна структура, яка прикріплюється до кісткового краю суглобової западини і завершується в нижній частині поперечною зв'язкою над виїмкою суглобової западини (рис. 1) [1, 2].

Вертлюгова губа прикріплюється безпосередньо до позасуглобової сторони тонкого кісткового краю кульшової западини і з боку суглоба, а також опосередковано — через зону кальцифікованого хряща і шляхом злиття з гіаліновим хрящем суглобової западини через перехідну зону в 1–2 мм [1, 2]. Колагенові волокна в місці з'єднання між суглобовим хрящем і верхньою губою орієнтовані перпендикулярно до з'єднання в усіх зонах, за винятком передньоверхньої ділянки, де вони орієнтовані паралельно. Паралельна орієнтація колагенових волокон у передньоверхньому відділі хондролабрального з'єднання зменшує міцність прикріплення губи і створює відносну слабкість у цьому з'єднанні. Саме тут трапляється більшість розривів губи [1, 3, 4].

Макроскопічно губа виглядає як розширення кульшового хряща. Kelly та ін. [5] розділили губу на дві зони: передню, суглобово-бічну, що прилягає до головки стегнової кістки; і задню, капсульно-бічну, що прилягає до борозни, яка утворюється між верхньою частиною губи і суглобовою капсулою. Борозна між задньою губою і хрящем може створювати враження розриву задньої частини губи і часто сприймається як патологія. У передній частині губа ширша й тонша, у задній частині — товща [6].

Вважається, що більша частина суглобової губи є безсудинною. Дослідження на трупах показали, що кровоносні судини входять головним чином у периферичну частину губи з проникненням лише на третину в зовнішню частину губи. Кровопостачання губи відбувається із запірної, верхньої і нижньої сідничної артерій [7]. У суглобовій губі виявлено різноманітні нервові закінчення. Kim and Azuma [8] знайшли численні розгалужені вільні нервові закінчення, які були більш поширені в верхній і передній частинах губи. Вони також виявили тільця Фатера — Пачіні, тільця Гольджі — Маццоні, тільця Руффіні та тільця Краузе. Теоретично пошкодження цих нервових закінчень при розриві

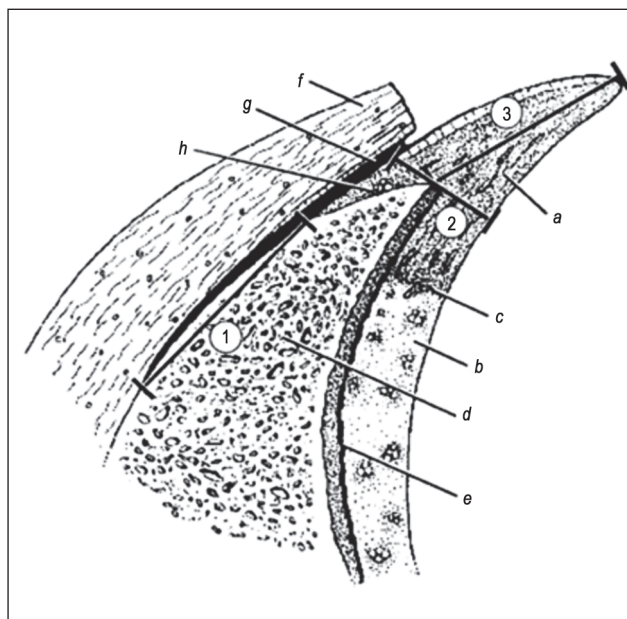


Рисунок 1. Ілюстрація гістологічного вигляду місця прикріплення суглобової губи: а) губа; б) суглобовий гіаліновий хрящ; с) зона переходу «суглобовий хрящ — губа»; d) кістка; e) з'єднання кістки з хрящем; f) капсула суглоба (розріз); g) капсулярне заглиблення; h) судини; 1) капсулярне заглиблення; 2) товщина губи; 3) ширина губи [2]

тканин суглобової губи спричиняють біль у паху, який часто вказує на ушкодження хондролабрального комплексу.

Вертлюгова губа має велике значення для стабільності кульшового суглоба, оскільки вона поглиблює кульшову западину, створюючи протидію трансляції головки стегнової кістки. Низкою досліджень встановлено, що губа збільшує суглобову поверхню приблизно на 22 %, а об'єм суглобової западини — на 33 % [2]. Крім того, губа створює вакуум, що ускладнює вивих стегна й утримує синовіальну рідину в центральній частині, запобігаючи ранньому розвитку артрозу [9].

Етіологія пошкоджень хондролабрального комплексу

Аналіз наукової літератури показує, що існує принаймні п'ять основних причин пошкоджень хондролабрального комплексу: травми; фемороацетабулярний конфлікт; гіпермобільність суглоба; дисплазія; дегенерація [10].

Травми не є основною причиною пошкоджень суглобової губи та хряща, хоча трапляються окремі травматичні розриви губи й ушкодження хряща. Вони часто є результатом значної травми кульшового суглоба під час контактних видів спорту або травми, що призводить до підвивиху або вивиху головки стегнової кістки. Ці травматичні розриви часто пов'язані з ушкодженням хряща головки стегнової кістки і/або

ушкодження краю кульшової западини [5]. Як правило, пошкодження хондролабрального комплексу є наслідком невправимого вивиху [2] або повторного вивиху [2, 11] після травматичного вивиху стегна. Задні вивихи стегна призводять до розривів задньої частини губи [2].

Морфологічні зміни стегнової кістки або кульшової западини можуть спричинити фемороацетабулярний конфлікт, а він призводить до обмеження діапазону рухів стегна й пошкодження хондролабрального комплексу [11, 12, 14]. Фемороацетабулярний конфлікт — це процес хронічної травматизації губи і краю кульшової западини головкою або шийкою стегнової кістки. Фемороацетабулярний конфлікт не є захворюванням у чистому вигляді, це швидше патомеханічний процес. Фемороацетабулярний конфлікт буває трьох типів: типу Cam; типу Pincer; змішаного типу. Конфлікт типу Cam, основою якого є порушення форми проксимального відділу стегнової кістки з втратою сферичності, характеризується неправильною морфологією з'єднання головки й шийки стегнової кістки при незмінній кульшовій западині. При такому типі конфлікту на шийці стегнової кістки є потовщення (горбок, нарост), і при русі стегнова кістка, входячи у незмінену кульшову западину, травмує суглобову губу. Губа міцно прикріплена до стегнової кістки, проте внаслідок фемороацетабулярного конфлікту суглобовий хрящ відшаровується від губи в слабкій точці переходу (рис. 2) [16].

Фемороацетабулярний конфлікт типу Pincer, при якому причиною зіткнення є збільшення площі покриття головки стегна, характеризується неправильною анатомією кульшової западини при незмінному проксимальному відділі стегнової кістки. При такому типі фемороацетабулярного конфлікту кульшова западина занадто сильно перекриває головку стегнової кістки, ніби нависає над нею, і при згинанні в стегні травмується як суглобова губа, що заповнює западину, так і хрящ, що покриває головку стегнової кістки.

Варто відзначити, що більшість пацієнтів (понад 90 %) із синдромом фемороацетабулярного конфлікту мають поєднання цих двох типів (змішаний тип), тому в практичній діяльності при виявленні одного типу слід звернути увагу на можливу наявність ознак другого.

Гіпермобільність кульшового суглоба може призвести до пошкодження верхньої губи. Спорт, у якому постійно виконуються ротаційні рухи в кульшовому суглобі (наприклад, гольф), посилює навантаження на капсулу, що призводить до ослаблення клубово-стегнової зв'язки. Зрештою, це призводить до ротаційної нестабільності стегна, що, у свою чергу, призводить до збільшення тиску на передньоверхню губу, коли головка стегнової кістки рухається вперед у суглобі [5, 17, 18].

У пацієнтів з патологією кульшової западини внаслідок дисплазії кульшового суглоба пошкодження хондролабрального комплексу найчастіше відбуваються у вигляді розриву губи в передній частині. Губа має тенденцію бути гіпертрофованою в передній частині,

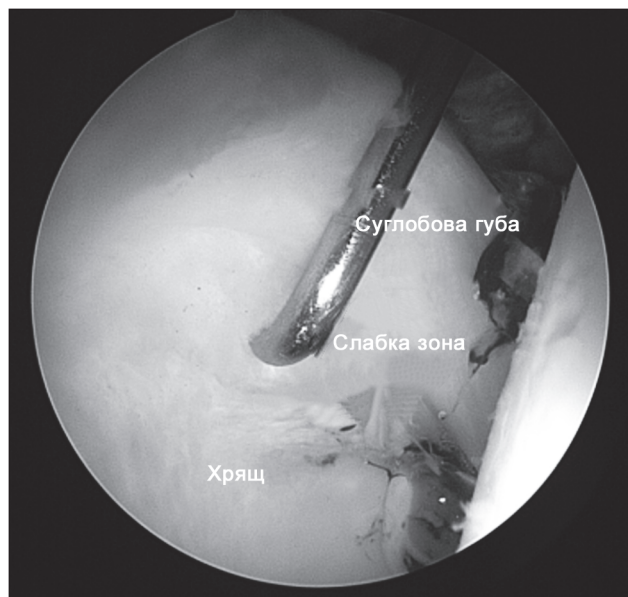


Рисунок 2. Пошкодження хондролабрального переходу («слабка зона») при фемороацетабулярному конфлікті за типом Cam [16]

що викликає її ущемлення. Гіпертрофія і розрив перш за все спричиняють затиснення губи між кульшовою западиною і головкою стегнової кістки, викликаючи механічні симптоми, включно з клацанням і відчуттям блокування кульшового суглоба, а також біль [19]. Диспластичні кісткові аномалії призводять до нетипових положень головки стегнової кістки, що, у свою чергу, призводить до зменшення зони контакту суглобових поверхонь кульшової западини й стегнової кістки, збільшення навантаження на кульшову западину й верхню частину губи і, як наслідок, до її пошкодження (розриву) [1, 20–22].

Дегенеративні захворювання кульшового суглоба є ще однією причиною пошкоджень хондролабрального комплексу. Деякими вченими зроблено припущення про те, що пошкодження суглобової губи і/або хряща можуть вказувати на природну зношеність суглоба, оскільки часто дегенеративні захворювання кульшового суглоба виявляються в пацієнтів без характерних симптомів, і частота таких випадків зростає з віком [1, 23]. Так, у дослідженнях на трупах пошкодження хондролабрального комплексу й аномалії були виявлені в 93–96 % випадків [1, 2, 23, 24].

Визначення місця й ступеня пошкодження суглобової губи і хряща має важливе значення як для прийняття рішення про лікування, так і для оцінки післяопераційного перебігу. Необхідно оцінити локалізацію, розмір і глибину дефекту, а також стан субхондральної кістки. Також оцінюється якість навколишнього хряща, хондролабрального комплексу і синовіальної оболонки. Комітет кульшового суглоба AGA (Товариство артроскопії і хірургії суглобів) рекомендує морфологічну класифікацію хондролабральних уражень Хаддада [25]. Що стосується локалізації, то рекомендується так званий метод за годинниковою стрілкою за Гріффіном [26].

Клінічна картина і фізикальне обстеження

Пошкодження хондролабрального комплексу кульшового суглоба є частою причиною болю в передній частині стегна й паху. Однак, як показують практичні дослідження, ці пошкодження часто діагностуються з помилками, тому з моменту відчуття перших симптомів до встановлення правильного діагнозу в середньому минає понад 2 роки [1].

Розрив суглобової губи може бути діагностований у будь-якому віці. Більшість досліджень показують, що симптоматичні пошкодження хондролабрального комплексу частіше виникають у жінок. Частково це може бути пов'язано з підвищеною частотою дисплазії кульшового суглоба в жінок, особливо у віковому діапазоні 15–41 рік [27].

Понад 90 % пацієнтів з пошкодженнями хондролабрального комплексу кульшового суглоба скаржаться на біль у передній частині стегна або в паху. Рідше повідомляється про біль у латеральній ділянці або глибоко в задній частині сідниць, інколи біль може іррадіювати в коліно [17]. Дані свідчать про те, що біль у передній частині стегна або в паху більше відповідає розриву переднього відділу суглобової губи, тоді як біль у сідниці більше відповідає розриву заднього відділу губи. Пацієнти з пошкодженнями хондролабрального комплексу також повідомляють про різноманітні механічні симптоми, серед яких клацання є найбільш частим клінічним симптомом [1, 4]. Багато пацієнтів із розривом суглобової губи описують постійний тупий біль із періодичними епізодами гострого болю, який посилюється при фізичній активності. 71 % пацієнтів описують нічний біль. Функціональні обмеження включають кульгання (89 %), потребу в перилах для підйому сходами (67 %), обмеження відстані ходьби (46 %) та обмеження часу сидіння до 30 хв (25 %) [4].

Найбільш послідовним результатом фізикального обстеження в пацієнтів з пошкодженнями хондролабрального комплексу є позитивний тест на згинання й відведення в сторону стегна [23, 28]. Тест виконується, коли пацієнт лежить на спині, стегно й коліно згинаються під кутом 90°. Стегно повертається всередину під час застосування сили приведення. Позитивний тест призводить до провокації болю в паху. Даний тест виконується також в іншому положенні, коли пацієнт лежить на животі з витягнутими стегном і колінним суглобом, а лікар пасивно розгинає, приводить і обертає стегно назовні. Позитивний тест відтворює біль в паху [23]. Ці тести також використовуються для діагностики фемороацетабулярного конфлікту, який є основною причиною пошкоджень хондролабрального комплексу [12]. Для фізикального обстеження використовуються й інші, менш специфічні тести, зокрема тест Патріка (ознака Фабера), тест підняття прямої ноги з опором (тест Стітчилла), тест логарифмічного перекачу тощо [1, 12, 23]. Однак результати фізичного обстеження залишаються суперечливими й потребують клінічного підтвердження або спростування.

Клінічна діагностика

Діагностична візуалізація зазвичай починається з рентгенографічного обстеження, у якому особлива увага приділяється тонким структурним аномаліям стегнової кістки й таза, які часто вказують на пошкодження хондролабрального комплексу [10]. Скринінгові рентгенограми допомагають виявити очевидні джерела захворювання, такі як прогресуючий артроз, дисплазія кульшового суглоба або фемороацетабулярний конфлікт. Початкове дослідження повинно включати дослідження рентгенограм мінімум з двох проєкцій: передньо-задньої (рентгенограма органів малого таза) та аксильної. Слід зазначити, що 87 % пацієнтів, у яких діагностовано пошкодження хондролабрального комплексу, мають принаймні одну кісткову аномалію, виміряну на простих рентгенограмах, а 35 % пацієнтів мають дві та більше аномалії [7].

Стандартна магнітно-резонансна томографія (МРТ) є золотим стандартом для виявлення ушкоджень хряща. МРТ дозволяє морфологічно відобразити наявне пошкодження хряща, а також оцінити весь хондролабральний комплекс, включно з глибиною пошкодження. Також можуть бути виявлені вторинні явища, такі як синовіт або випіт у суглобах [29]. Разом з тим МРТ не рекомендується використовувати для досліджень патологій суглобової губи, тому що таке дослідження призводить як до хибнопозитивних результатів, так і до недооцінки наявних патологій і має лише 30% чутливість і 36% специфічність [7].

Для клінічного діагностування розривів суглобової губи рекомендується використовувати магнітно-резонансну артрографію (МРА), яка полягає у введенні в суглоб контрасту з метою візуалізації внутрішньосуглобових структур. Крім того, контраст потрапляє в розрив губи, чим забезпечує можливість визначення глибини пошкодження. Низка досліджень показали, що МРА має 90% чутливість і 91% специфічність у визначенні розривів суглобової губи [7]. МРА також допомагає виключити інші аномалії під час дослідження, зокрема стресові переломи, новоутворення, аваскулярний некроз, синовіт та інші позасуглобові аномалії м'яких тканин, такі як спортивні грижі й відриви сухожиль. МРА також допомагає визначити будь-який дефект хряща. У пацієнтів, яким протипоказана МРТ (через клаустрофобію, наявність металевих протезів, електронних імплантованих пристроїв, дротів для кардіостимуляції тощо), МРА є прийнятною альтернативою з високою чутливістю і точністю [30].

Варто відзначити, що артроскопія продовжує залишатися золотим стандартом діагностики пошкоджень суглобової губи [31].

Сцинтиграфія кісток нещодавно була запропонована як спосіб виявлення пошкоджень хондролабрального комплексу, оскільки сканування в пацієнтів із пошкодженнями показало характерні закономірності посилення поглинання у верхній частині кульшової западини. Однак цей метод потребує подальшого вивчення для визначення його діагностичної цінності.

Лікування

Окремо розглянемо підходи до лікування пошкоджень суглобової губи і хряща.

Як правило, усі пацієнти з болем у кульшовому суглобі проходять консервативне лікування, яке включає обмеження навантаження, нестероїдні протизапальні препарати, знеболюючі препарати, якщо необхідно, модифікацію активності, фізіотерапію і внутрішньосуглобові ін'єкції [10]. Курс консервативного лікування триває близько 10–12 тижнів. Внутрішньосуглобові ін'єкції зазвичай включають анестетики та кортикостероїд, які відіграють важливу роль як у діагностиці, так і в терапії. Позитивна реакція на анестетики часто допомагає підтвердити, що джерелом болю справді є розрив губи, а не інші позасуглобові патології. Кортикостероїд має здатність заспокоювати гострий біль завдяки своєму протизапальному ефекту. Досліджено, що 85,7 % пацієнтів з пошкодженнями хондролабрального комплексу позитивно відповідають на внутрішньосуглобові ін'єкції, більше половини пацієнтів відчувають негайне полегшення болю після ін'єкції [32].

Медицинські дослідження показують різні результати щодо ефективності консервативного лікування. Так, відзначено, що больові симптоми протягом консервативного лікування за рахунок зменшення фізичної активності можуть зникати, проте часто повторюються, коли пацієнт повертається до нормальної життєдіяльності [7]. Це пояснюється передбачуваною низькою здатністю губи до загоєння без хірургічного втручання. Фізична терапія не рекомендується деякими авторами взагалі [61]. Інші говорять, що фізіотерапія може покращити ходьбу і м'язовий баланс, що, у свою чергу, допомагає полегшити симптоми або підготувати пацієнта до майбутньої операції. Так, Edwards та ін. у своєму дослідженні встановили, що з 39 пацієнтів, у яких діагностували розрив губи, 19 успішно пролікувалися без операції за допомогою внутрішньосуглобових ін'єкцій протизапальних препаратів і фізіотерапії. Автори висловили припущення, що вирішальним фактором, який визначає ефективність консервативного лікування, є характер ушкодження. Наприклад, у випадках, коли окрім пошкоджень хондролабрального комплексу діагностувався розрив круглої зв'язки головки стегнової кістки, необхідність хірургічного втручання після консервативного лікування зростала в 16,2 раза порівняно з випадками, коли кругла зв'язка не зазнавала ураження. Ще одне дослідження показує, що близько 76,3 % молодих спортсменів зрештою піддаються хірургічному втручанню після безопераційного лікування. Варто відзначити те, що в пацієнтів із розривом суглобової губи внаслідок фемороацетабулярного конфлікту частота хірургічних втручань є вищою порівняно з пацієнтами з ізольованим розривом губи (51,3 % проти 25,0 %), що вказує на те, що причиною пошкодження хондролабрального комплексу є фемороацетабулярний конфлікт [36].

Якщо консервативне лікування не дає результату, тоді доречним є хірургічне втручання.

Розрив суглобової губи можна лікувати шляхом її резекції, рефіксації або реконструкції [35]. Початкове хірургічне лікування розриву губи включає резекцію або рефіксацію губи. Більшість досліджень показали перевагу рефіксації губи. Крім того, було показано, що дегенерація хряща є більш поширеною після резекції суглобової губи, а після рефіксації губа має здатність до швидкого загоєння [35].

Що стосується методів проведення хірургічних операцій з лікування розривів губи кульшової западини, то на сьогоднішній золотим стандартом є артроскопічна операція. При цьому на практиці використовуються як відкритий, так і артроскопічний методи.

Артроскопію можна використовувати для лікування цілої низки патологічних станів кульшового суглоба. Артроскопічна процедура передбачає створення декількох портів (розрізів) для введення артроскопа та інших хірургічних інструментів [6]. Для проведення артроскопії кульшового суглоба з приводу пошкодження суглобової губи виконуються передній, передньолатеральний і дистальний бічний порт, додаткові порти можуть бути зроблені ззаду. Дистальні додаткові порти можна використовувати для доступу до периферичного компартменту. Пацієнта можна покласти на спину або на бік. Для повної візуалізації суглобових поверхонь необхідно виконати тракцію за оперовану кінцівку [33]. Загальна або спінальна анестезія проводиться для оптимального розслаблення м'язів, щоб легше виконати тракцію кінцівки [6]. Артроскопічне обстеження зазвичай починається з огляду центрального компартменту за допомогою двох портів: визначається можливе пошкодження губи і хряща як на стороні кульшової западини, так і на головці стегнової кістки. Хондролабральний комплекс ретельно оцінюється на предмет структурної цілісності, щоб виключити відшарування й пошкодження краю суглобової западини. Периферичний компартмент оглядається для оцінки фемороацетабулярного конфлікту й аномалій у з'єднанні головки і шийки стегнової кістки [6, 33].

У лікуванні розривів губи хірург зосереджується на збереженні здорової тканини губи, щоб зберегти її роль як вторинного стабілізатора суглоба й мінімізувати потенційний артроз [34]. Резекція суглобової губи виконується кусачками, шейвером та аблятором. Сусідні ушкодження хряща також слід обробити й стабілізувати за допомогою шейвера й аблятора, щоб мінімізувати подальше поширення.

Найпоширенішою технікою, що використовується для рефіксації губи, є проста техніка шва, коли шов накладають між верхньою губою і краєм суглобової западини, а нитку фіксують на безвузловий анкер. Однак варто сказати про те, що методи рефіксації губи все ще розвиваються, щоб звести до мінімуму перешкоди для рідинного змащення, а також кровопостачання суглобової губи. Проведені дослідження показують, що тип шва не впливає на результати [30].

Останнім часом широкого поширення набуває реконструкція тканин суглобової губи як альтернативний метод лікування пошкоджень, коли губа відсутня, має серйозний дефект або неоправно пошкоджена [35]. Зазвичай це спостерігається в пацієнтів із попередньою резекцією, значними капсуло-лабральними спайками після попередніх операцій і/або пацієнтів із давніми великими пошкодженнями суглобової губи. При цьому реконструкція губи може бути виконана як відкритим, так і артроскопічним способом. Philippon та ін. подали методику реконструкції суглобової губи з використанням смужки з іліотибіального тракту в 47 пацієнтів. Після середнього періоду післяопераційного спостереження 18 місяців вони повідомили про добрі результати з високою задоволеністю пацієнтів [36]. В окремому дослідженні за участю 75 пацієнтів із середнім періодом спостереження 49 місяців із застосуванням тієї самої реконструктивної методики результати були схожими [37]. Подібним чином позитивні результати були отримані після реконструкції губи з використанням інших трансплантатів.

Варто відзначити й те, що артроскопія при лікуванні пошкоджень хондролабрального комплексу кульшового суглоба іноді має своїм наслідком певні ускладнення. Загальна частота ускладнень при артроскопії кульшового суглоба коливається від 1,4 до 25 % [1]. Ускладнення після артроскопії включають тромбоз глибоких вен, пошкодження суглобів і нервово-судинну травму. DiGrosso та ін. [38] визначили численні порушення після артроскопії кульшового суглоба, зокрема запалення, біль, набряк, зниження рухливості, зміну розтяжності м'язів, порушення сили м'язів, зміну пропріоцепції і зниження витривалості м'язів.

Тепер розглянемо основні підходи до лікування хряща кульшової западини.

Пошкодження хряща часто є вторинним (додатковим) пошкодженням кульшового суглоба за наявності інших основних захворювань: фемороацетабулярного конфлікту, дисплазії, гіпермобільності суглоба або дегенерації. Консервативне лікування пошкоджень хряща саме по собі без лікування кісткової деформації зазвичай не дає позитивних результатів [29]. Фемороацетабулярний конфлікт можна вилікувати шляхом усунення кісткової деформації в ділянці шийково-головкового переходу або краю суглобової западини. Виконання цих операцій може проводитись як артроскопічним, так і відкритим способом і залежить від ступеня деформації. Залишкову дисплазію можна лікувати лише шляхом остеотомії таза, зокрема, використовується періацетабулярна остеотомія [39].

Для артроскопічної терапії ушкоджень хряща кульшового суглоба необхідне створення не менше ніж двох стандартних портів (надрізів). Для виконання більш якісних хрящових терапій, таких як автологічний матрикс-індукований хондрогенез або автологічна трансплантація хондроцитів за допомогою повітряної

артроскопії, може знадобитися створення додаткового задньолатерального порту [29].

Хірургічне лікування хряща кульшової западини вимагає проведення складних операцій. Через обмежені можливості доступу до ураженої ділянки суглоба такі операції, як абразивне ендопротезування, мікрофрактурування, автологічний матрикс-індукований хондрогенез і автологічна трансплантація хондроцитів, технічно є дуже складними і вимагають відповідного досвіду в хірурга-ортопеда [29].

Варто відзначити, що методи стимуляції кісткового мозку все ще є одними з найбільш часто використовуваних методів при хірургічному лікуванні пошкоджень хрящів у великих суглобах, зокрема в кульшовому. Основними методами є мікрофрактуризація та обробка кістки буром до «кров'яної роси» із субхондральної кістки [29]. Враховуючи те, що, як правило, такі операції виконуються при гіпотонії, виявлення цієї кровотечі часто можна досягти лише шляхом зниження тиску на помпі або навіть шляхом всмоктування повітря в суглоб [39]. Якщо за допомогою обробки буром можна досягти достатнього рівня кровотечі, у проведенні мікрофрактурування немає потреби. Лише у випадку, якщо обробка буром виявилася недостатньою, акуратно виконується мікрофрактурування. Підтвердженням того факту, що обробки буром достатньо для утворення регенерації хряща, є великий обсяг позитивної хірургічної практики із проведення автологічної трансплантації хондроцитів [29]. Так, у цих випадках під час трансплантації хрящових клітин, проведеної через 6 тижнів після абразивного ендопротезування, часто виявляється достатня кількість хрящової регенераційної тканини [40]. Сутність абразивного ендопротезування й мікрофрактурування полягає у вході недиференційованих мезенхімальних клітин у дефект хряща і заповнення його.

Автологічний матрикс-індукований хондрогенез являє собою подальший розвиток класичних методів стимуляції кісткового мозку. Згусток крові, який утворюється в результаті абразивного ендопротезування або мікрофрактурування, додатково покривається відповідною мембраною і таким чином захищається й стабілізується [29]. На відміну від автологічної трансплантації хондроцитів це одноетапна процедура, яка є порівняно недорогою, однак її реалізація вимагає високої оперативної майстерності [29].

Автологічна трансплантація хондроцитів — це дво-етапна процедура, під час якої на першому етапі отримують клітини хряща з ділянки суглоба, яка не піддається сильному навантаженню (у випадку кульшового суглоба гарним варіантом є перехід головки стегнової кістки) [29]. Видалені клітини хряща культивують і вводять у дефект хряща. Однією з переваг процедури є те, що організм виробляє власний гіаліновий суглобовий хрящ, який має кращі біомеханічні властивості, ніж фіброзно-хрящовий замінний хрящ [41]. Усі хірургічні заходи, зокрема корекцію кісткових деформацій і рефіксацію суглобової губи, рекоменду-

ється проводити під час першого втручання. Ця процедура знижує ризик відповідних вторинних кровотеч.

Клінічні наслідки автологічної трансплантації хондроцитів свідчать про позитивний загальний результат цього методу лікування. У проспективному дослідженні за участю 16 пацієнтів при середньому періоді спостереження 16,9 місяця було отримано доволі непогані результати [29]. Варто відзначити, що ін'єкційні форми автологічної трансплантації хондроцитів на сьогодні досягли найнижчого рівня ускладнень і мають переважно позитивні клінічні результати, однак обмеженнями в цих дослідженнях є все ще короткий період спостереження, невелика кількість підслідних пацієнтів і відсутність контрольних груп [29].

Висновки

Хондролабральний комплекс є слабким місцем уздовж гістологічної перехідної зони кульшової западини кульшового суглоба. Більшість пошкоджень при фемороацетабулярному конфлікті відбуваються в цій ділянці. Розрив суглобової губи є найпоширенішою причиною механічних симптомів стегна і найчастіше виникає в пацієнтів, які отримали приховану травму або травми, пов'язані з активною спортивною діяльністю. Розрив суглобової губи також часто зустрічається в пацієнтів з остеоартрозом або дисплазією ацетабулярної западини, рідше — в пацієнтів із заднім вивихом стегна. Розриви суглобової губи й дефекти хряща можуть бути спричинені однією травматичною подією, водночас основною причиною пошкоджень хондролабрального комплексу є фемороацетабулярний конфлікт.

Патолофізіологія взаємозв'язку між розривами суглобової губи й дефектами хряща невідома і потребує подальшого вивчення. Розриви суглобової губи можуть бути початковою подією, яка призводить до подальшого ушкодження хряща. І навпаки, дефекти і втрата хряща можуть змінити біомеханічну стабільність суглоба, тим самим сприяти підвищенню навантаження на суглобову губу та її подальшій травматизації.

Сьогодні МРТ є золотим стандартом для діагностики пошкоджень хряща кульшової западини, а МРА — для діагностики й лікування розривів суглобової губи. Лікування пошкоджень хондролабрального комплексу кульшового суглоба може проводитись як консервативно, так і хірургічним шляхом. Коли консервативні заходи не дають результатів, необхідне хірургічне втручання. Розрив суглобової губи можна лікувати шляхом її резекції, рефіксації або реконструкції. Початкове хірургічне лікування розриву губи включає або резекцію губи, або рефіксацію. Більшість досліджень показали перевагу рефіксації губи.

Значний вплив на результати лікування пошкоджень хондролабрального комплексу має концепція післялікувальної реабілітації.

Конфлікт інтересів. Автор заявляє про відсутність конфлікту інтересів і власної фінансової зацікавленості при підготовці даної статті.

Список літератури

1. Lewis C.L., Sahrman S.A. *Acetabular labral tears. Phys. Ther.* 2006. 86(1). 110-121. doi: 1093/ptj/86.1.110.
2. Seldes R.M., Tan V., Hunt J. et al. *Anatomy, histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. Clin. Orthop. Relat. Res.* 2001. 382. 232-240. doi: 10.1097/00003086-200101000-00031.
3. Cashin M., Uthoff H., O'Neill M., Beaulé P.E. *Embryology of the acetabular labralchondral complex. J. Bone Joint Surg. [Br.].* 2008. 90-B. 1019-1024. doi: 10.1302/0301-620X.90B8.20161.
4. Narvani A.A., Tsiridis E., Tai C.C., Thomas P. *Acetabular labrum and its tears. Br. J. Sports Med.* 2003. 37(3). 207-211. doi: 10.1136/bjism.37.3.207.
5. Kelly B.T., Shapiro G.S., Digiovanni C.W., Buly R.L., Potter H.G., Hannafin J.A. *Vascularity of the hip labrum: a cadaveric investigation. Arthroscopy.* 2005. 21(1). 3-11. doi: 10.1016/j.arthro.2004.09.016.
6. Tzaveas A., Villar R. *Acetabular Labral and Chondral Pathology. The Open Sports Medicine Journal.* 2010. 4. 64-74. doi: 10.2174/1874387001004010064.
7. Hartigan D.E. et al. *Biomechanics, anatomy, pathology, imaging and clinical evaluation of the acetabular labrum: current concepts. JISAKOS.* 2018. 3. 148-154. doi:10.1136/jisakos-2017-000159.
8. Kim Y.T., Azuma H. *The nerve endings of the acetabular labrum. Clin. Orthop.* 1995. 320. 176-181. doi: 10.1097/00003086-199511000-00029.
9. Su T., Chen G.X., Yang L. *Diagnosis and treatment of labral tear. Chin. Med. J. (Engl.).* 2019. 132(2). 211-219. doi: 10.1097/CM9.0000000000000020.
10. Groh M.M., Herrera J. *A comprehensive review of hip labral tears. Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* 2009. 2(2). 105-17. doi: 10.1007/s12178-009-9052-9.
11. Lieberman J.R., Altchek D.W., Salvati E.A. *Recurrent dislocation of a hip with a labral lesion: Treatment with a modified Bankart-type repair. Case Report. J. Bone Joint Surg.* 1993. 75(10). 1524-1527. doi: 10.2106/00004623-199310000-00013.
12. Philippon M.J., Stubbs A.J., Schenker M.L., Maxwell R.B., Ganz R., Leunig M. *Arthroscopic management of FAI: osteoplasty technique and literature review. Am. J. Sports Med.* 2007. 35(9). 1571-1580. doi: 10.1177/0363546507300258.
13. Ganz R., Parvizi J., Beck M., Leunig M., Notzli H., Siebenrock K.A. *FAI: a cause for osteoarthritis of the hip. Clin. Orthop. Relat. Res.* 2003. 417. 112-120. doi: 10.1097/01.blo.0000096804.78689.c2.
14. Beck M., Kalhor M., Leunig M., Ganz R. *Hip morphology influences the pattern of damage to the acetabular cartilage: femoroacetabular impingement as a cause of early osteoarthritis of the hip. J. Bone Joint Surg. Br.* 2005. 87. 1012-1018. doi: 10.1302/0301-620X.87B7.15203.
15. El-Radi M.A., Marin-Peña O.R., Said H.G., Tey-Pons M. *Basics in hip chondrolabral lesions and state of the art. SICOT J.* 2017. 3. 73. doi: 10.1051/sicotj/2017040.
16. Beck M., Leunig M., Parvizi J., Boutier V., Wyss D., Ganz R. *Anterior femoroacetabular impingement: part II. Midterm results of surgical treatment.*

Clin. Orthop. Relat. Res. 2004. 418. 67-73. PMID: 15043095.

17. Schmerl M., Pollard H., Hoskins W. Labral injuries of the hip: a review of diagnosis and management. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 2005. 28(8). 632. doi: 10.1016/j.jmpt.2005.08.018.

18. Philippon M.J. *Hip arthroscopy in the athlete. Operative arthroscopy.* 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002.

19. McCarthy J.C., Noble P., Schuck M., Alusio F.V., Wright J., Lee J. *Acetabular and labral pathology. Early hip disorders.* New York: Springer Verlag, 2003. doi: 10.1007/0-387-21795-9_12

20. Klaue K., Durnin C.W., Ganz R. The acetabular rim syndrome. A clinical presentation of dysplasia of the hip. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1991. 73(3). 423-429. doi: 10.1302/0301-620X.73B3.1670443

21. Mason J.B. Acetabular labral tears in the athlete. *Clin. Sports Med.* 2001. 20. 779-790. doi: 10.1016/S0278-5919(05)70284-2.

22. Lane N.E., Lin P., Christiansen L., Gore L.R., Williams E.N., Hochberg M.C., Nevitt M.C. Association of mild acetabular dysplasia with an increased risk of incident hip osteoarthritis in elderly white women: the study of osteoporotic fractures. *Arthritis Rheum.* 2000. 43. 400-404. doi: 10.1002/1529-0131(200002)43:2<400::AID-ANR21>3.0.CO;2-D.

23. Hunt D., Clohisy J., Prather H. Acetabular tears of the hip in women. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.* 2007. 18(3). 497-520. doi: 10.1016/j.pmr.2007.05.007.

24. McCarthy J., Nable P., Alusio F.V. et al. Anatomy, pathologic features and treatment of acetabular labral tears. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2003. 406. 38-47. doi: 10.1097/01.blo.0000043042.84315.17

25. Konan S., Rayan F., Meermans G., Witt J., Haddad F.S. Validation of the classification system for acetabular chondral lesions identified at arthroscopy in patients with femoroacetabular impingement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2011. 93. 332-336. doi: 10.1302/0301-620X.93B3.25322.

26. Griffin D., Karthikeyan S. Normal and Pathological Arthroscopic View in Hip Arthroscopy. *Marín-Peña Ó (ed.): Femoroacetabular Impingement.* Berlin Heidelberg: Springer, 2012. 113-22. doi: 10.1007/978-3-642-22769-1_12

27. McCarthy J.C., Noble P.C., Schuck M.R. et al. The Otto E Aufranc Award the role of labral lesions to development of early degenerative hip disease. *Clin. Orthop.* 2001. 393. 25-37. doi: 10.1097/00003086-200112000-00004.

28. Burnett S., Della Rocca G., Prather H. et al. Clinical presentation of patients with tears of the acetabular labrum. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2006. 88(7). 1448-1457. doi: 10.2106/JBJS.D.02806.

29. Möckel G., Löchel J., Wassilew G. Klassifikation von Knorpelschäden am Hüftgelenk. *Therapieansätze zur arthro-*

skopischen Versorgung. OUP. 2019. 8. 396-402. doi: 10.3238/oup.2019.0396-0402.

30. Beaulé P.E., O'Neill M., Rakhra K. Acetabular Labral Tears. *The Journal of Bone and Joint Surgery.* 2009. 91(3). 701-710. doi: 10.2106/JBJS.H.00802.

31. Huffman G.R., Safran M. Arthroscopic treatment of labral tears. *Oper. Tech. Sports Med.* 2002. 10. 205-214. doi: 10.1053/otsm.2002.35882.

32. Cianci A., Sugimoto D., Straccioli A., Yen Y.M., Kocher M.S., d'Hemecourt P.A. Nonoperative management of labral tears of the hip in adolescent athletes: description of sports participation, interventions, comorbidity, and outcomes. *Clin. J. Sport Med.* 2019. 29. 24-28. doi: 10.1097/JSM.0000000000000503.

33. Kelly B.T., Weiland D.E., Schenker M.L., Philippon M.J. Arthroscopic labral repair in the hip: surgical technique and review of the literature. *Arthroscopy.* 2005. 21. 1496-1504. doi: 10.1016/j.arthro.2005.08.013

34. Werlen S., Leunig M., Ganz R. Magnetic resonance arthrography of the hip in femoroacetabular impingement: technique and findings. *Op. Tech. Orthop.* 2005. 15(3). 191-203. doi: 10.1053/j.oto.2005.07.007.

35. Bsai S., Frei H., Beaulé P. E. The acetabular labrum: a review of its function. *Bone Joint J.* 2016. 98-B. 730-735. doi: 10.1302/0301-620X.98B6.37099.

36. Philippon M.J., Briggs K.K., Hay C.J. et al. Arthroscopic labral reconstruction in the hip using iliotibial band autograft: technique and early outcomes. *Arthroscopy.* 2010. 26. 750-756. doi: 10.1016/j.eats.2015.08.009.

37. Sierra R.J., Trousdale R.T. Labral reconstruction using the ligamentum teres capitis: report of a new technique. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2009. 467. 753-759. doi: 10.1007/s11999-008-0633-5.

38. Dirocco S., McCarthy J., Busconi B., Dick B., Flaherty K. Rehabilitation after hip arthroscopy. *Early hip disorders.* New York: Springer Verlag, 2003. doi: 10.1007/0-387-21795-9_17

39. Fickert S., Thier S. Knorpeltherapie: Wie ist die Evidenz? *Arthroskopie.* 2018. 31. 303-338. doi: 10.1007/s00142-018-0248-0.

40. Karthikeyan S., Roberts S., Griffin D. Microfracture for acetabular chondral defects in patients with femoroacetabular impingement: results at second-look arthroscopic surgery. *The American Journal of Sports Medicine.* 2012. 40. 2725-30. doi: 10.1177/0363546512465400.

41. Goyal D., Keyhani S., Lee E.H., Hui J.H. Evidence-based status of microfracture technique: a systematic review of level I and II studies. *Arthroscopy.* 2013. 29. 1579-1588. doi: 10.1016/j.arthro.2013.05.027.

Отримано/Received 19.07.2022

Рецензовано/Revised 01.08.2022

Прийнято до друку/Accepted 12.08.2022 ■

Information about author

Yu.E. Bursuk, Orthopedic traumatologist, Medical Center of the Small Private Enterprise of the Firm "Rehabilitation", Kyiv, Ukraine; e-mail: u.bursuk@gmail.com

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

Yu. Ye. Bursuk

Medical Center of the Small Private Enterprise of the Firm "Rehabilitation", Kyiv, Ukraine

Diagnosis and treatment of damage to the chondrolabral complex of the hip joint in adults (literature review)

Abstract. The chondrolabral complex is the connection of the articular labrum and the acetabular cartilage. The acetabulum is surrounded by a strong fibrous cartilage called the articular labrum. The articular labrum creates a seal around the joint cavity, providing a tight connection and increasing the stability of the joint. Hyaline cartilage covers the joint surfaces and forms a smooth layer with a low coefficient of friction, which facilitates the free sliding of bones between themselves. There are many causes of damage to the chondrolabral complex of the hip joint, many of them are associated with an injury during active sports. The main cause of damage to the

chondrolabral complex is femoroacetabular impingement. This is a pathomechanical process of chronic traumatization of the articular labrum and the acetabular cartilage by the femoral head or neck. However, the results of many studies show that quite often damage to the chondrolabral complex of the hip joint is a consequence of aging and microtraumas of the articular labrum and cartilage. This paper analyzes modern methods of diagnosis and treatment of damage to the chondrolabral complex of the hip joint in adults.

Keywords: hip joint; chondrolabral complex; acetabulum; acetabular cartilage; hip labrum; femoroacetabular impingement; review



«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



СЕРІЯ «СІМЕЙНА МЕДИЦИНА»

Інститут сімейної медицини Національного університету охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика спільно з Видавничим домом «Заславський» вперше в Україні започаткував проєкт — серію навчальних посібників «Сімейна медицина», за загальною редакцією академіка НАМН України, професора Ю.В. Вороненка, професора О.Г. Шекери та завідувачів кафедр Національного університету охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика, за актуальними напрямками сімейної медицини. Підготовкою матеріалів кожного навчального посібника займаються кращі фахівці післядипломної освіти України.

Посібники рекомендовані до друку вченою радою Національного університету охорони здоров'я України імені П.Л. Шупика та Центральним методичним кабінетом з вищої медичної освіти МОЗ України.

В РАМКАХ СЕРІЇ «СІМЕЙНА МЕДИЦИНА» ВЖЕ ВИЙШЛИ У СВІТ ТАКІ КНИГИ:

- Актуальні питання **педіатрії** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **нервових хвороб** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **нефрології** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **геронтології та геріатрії** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **медицини невідкладних станів** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **фтизіатрії** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **алергології** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **акушерства** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **паліативної та хоспісної допомоги** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **радіаційної медицини** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **серцево-судинних хвороб** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **внутрішніх хвороб** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **психіатрії** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **офтальмології** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **ендокринології** у практиці сімейного лікаря.
- Актуальні питання **гінекології** у практиці сімейного лікаря.

БУКВАМЕД
медична література

Книги можна замовити в інтернет-магазині «Буквамед»

www.bookvamed.com.ua

або за телефоном: +38 (067) 325-10-26