

## Зміст

<b>Лоскутов О. Є., Доманський А. М., Жердев І. І., Лушня С. Л.</b> Особливості надання медичної допомоги хворим із вогнепальними пораненнями ліктьового суглоба.....	5
<b>Хмизов С. О., Кикош Г. В., Карпінська О. Д., Карпінський М. Ю.</b> Порівняльний аналіз опороспроможності нижніх кінцівок у дітей із рецидивами вродженої еквиноварусної клишоногості після хірургічного лікування за «традиційними» методами та методикою Понсеті.....	9
<b>Дігтяр В. А., Камінська М. О., Карпінський М. Ю., Карпінська О. Д.</b> Значення механічних властивостей пластини в разі торакопластики вродженої ліycopодібної деформації грудної клітки.....	18
<b>Головаха М. Л., Шевельов О. В., Бондаренко С. А.</b> Внутрішньоканальна інкорпорація сухожилкового автотрансплантата передньої схрещеної зв'язки з імплантацією поліпропіленової сітки за даними МРТ.....	23
<b>Білінський П. І.</b> Лікування хворих із ускладненими переломами дистального відділу плечової кістки з використанням фіксаторів малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу.....	34
<b>Танькут В. О., Голубева І. В., Рикун М. Д., Беренов К. В., Андросенкова В. А.</b> Ретроспективний медико-соціальний аналіз результатів лікування хворих із наслідками переломів довгих кісток кінцівок.....	43
<b>Корж М. О., Макаров В. Б., Боцьва Н. П., Моргун О. В., Підгайська О. О., Танькут О. В.</b> Морфометрія плечового суглоба й обґрунтування типорозмірів нового модульного реверсивного ендопротеза на основі даних спіральної комп'ютерної томографії.....	51
<b>Радченко В. О., Леонтьєва Ф. С., Туляков В. О., Скіданов М. А., Скіданов А. Г., Нікольченко О. А.</b> Моделювання дегенеративних змін у паравертебральних м'язах для вивчення їхнього впливу на розвиток захворювань хребта.....	62
<b>КОРОТКІ ПОВІДОМЛЕННЯ ТА НОТАТКИ З ПРАКТИКИ</b> <b>Чабаненко Д. С., Полівода О. М.</b> Порушення консолідації стегнової кістки після несвоєчасної динамізації інтрамедулярного блокувального стрижня.....	69
<b>ОГЛЯДИ ТА РЕЦЕНЗІЇ</b> <b>Korzh M. O., Radchenko V. O., Filipenko V. A., Popsuishapka K. O., Pidgaiska O. O.</b> The impact of hip-spine relations on the results of total hip arthroplasty (literature review).....	73
<b>Хмизов С. О., Якушкін Є. С., Кацалап Є. С.</b> Нестабільність колінного суглоба за умов уроджених вад розвитку нижніх кінцівок (огляд літератури).....	80

## Contents

<b>Loskutov O. Ye., Domanskyi A. M., Zherdev I. I., Lushnya S. L.</b> Features of medical care in patients with elbow joint gunshot wounds.....	5
<b>Khmyzov S. O., Kykosh G. V., Karpinska O. D., Karpinsky M. Yu.</b> Comparative analysis of weight-bearing function of lower extremities in children with recurrences of congenital equinovarus clubfoot after surgical treatment by «traditional» methods and Ponseti method.....	9
<b>Dihciar V. A., Kaminska M. O., Karpinsky M. Yu., Karpinska O. D.</b> The value of the plate mechanical properties in a case of thoracoplasty at the congenital pectus excavatum.....	18
<b>Golovakha M. L., Shevelyov O. V., Bondarenko S. A.</b> MRI analysis of ACL tendon graft Intracanal Incorporation with polypropylene mesh implantation.....	23
<b>Bilinskyi P. I.</b> Treatment of patients with complicated fractures of the distal humerus using the fixators of limited-contact multiplanar osteosynthesis.....	34
<b>Tankut V. O., Golubeva I. V., Rykun M. D., Berenov K. V., Androsenkova V. A.</b> Retrospective medico-social analysis of the results of treatment patients with the consequences of long bone fractures.....	43
<b>Korzh M. O., Makarov V. B., Botsva N. P., Morgun O. V., Pidgaiska O. O., Tankut O. V.</b> Morphometry of the shoulder joint and justification of new modular reverse shoulder endoprosthesis sizes using computed tomography data.....	51
<b>Radchenko V. O., Leontyeva F. S., Tuliakov V. O., Skidanov M. A., Skidanov A. G., Nikolchenko O. A.</b> Modelling of degenerative changes in paravertebral muscles for studying of its influence on spine diseases.....	62
<b>SHORT REPORTS AND NOTES FROM PRACTICE</b> <b>Chabanenko D. S., Polivoda O. M.</b> Violation of consolidation of the femur after untimely dynamization of the intramedullary blocking rod.....	69
<b>DIGEST AND REVIEWS</b> <b>Korzh M. O., Radchenko V. O., Filipenko V. A., Popsuishapka K. O., Pidgaiska O. O.</b> The impact of hip-spine relations on the results of total hip arthroplasty (literature review).....	73
<b>Khmyzov S. O., Yakushkin Ye. Yu., Katsalap Ye. S.</b> Knee joint instability in conditions of congenital malformations of the lower extremities.....	80

<b>Вирва О. Є., Гончарук О. В., Лисенко Н. С.</b> Порівняльне оцінювання поліметилметакрилату та композитного кісткового цементу. Огляд результатів експериментальних досліджень.....	86	<b>Vyrva O. Ye., Goncharuk O. V., Lysenko N. S.</b> Comparative evaluation of polymethylmethacrylate and composite bone cements. Review of the experimental studies results.....	86
<b>Маколінець В. І., Гращенкова Т. М., Мосейчук Вол. І., Маколінець К. В., Мосейчук Вл. І.</b> Молекулярний водень як можливий терапевтичний чинник у комплексній відновній терапії хворих із патологією органів опори та руху (огляд літератури).....	92	<b>Makolynets V. I., Grashenkova T. M., Moseichuk Vol. I., Makolynets K. V., Moseichuk V. I.</b> Molecular hydrogen as a possible therapeutic factor in complex rehabilitation therapy in patients with muscular skeletal disorders (literature review).....	92
<b>ЮВІЛЕЇ</b>		<b>ANNIVERSARIES</b>	
Маргарита Іванівна Хохол.....	98	Margaryta Ivanivna Hohol.....	98
Лев Миколайович Анкін.....	100	Lev Mykolajovych Ankin.....	100
Наталія Олександрівна Ашукіна.....	102	Natalia Oleksandrivna Ashukina.....	102
Дисертаційні роботи, які у 2020 р. прилюдно захищені в спеціалізованих учених радах на здобуття наукового ступеня за спеціальністю «травматологія та ортопедія» (Харків, Київ, Дніпро).....	104	Dissertations publicly defended in 2020 at the specialized scientific councils for the degree in the speciality «traumatology and orthopaedics» (Kharkiv, Kyiv, Dnipro).....	104
Інформація про з'їзди, конгреси, симпозіуми та науково-практичні конференції у 2021 році.....	106	Information about congresses, symposia and scientific conferences in 2021.....	106

УДК 616.727.3-001.45-089.8(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202115-8>

## Особливості надання медичної допомоги хворим із вогнепальними пораненнями ліктьового суглоба

О. Є. Лоскутов, А. М. Доманський, І. І. Жердєв, С. Л. Лушня

ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України»

*Gunshot wounds of the elbow joint are the third most common after knee and shoulder injuries. Features of the anatomical and functional structure of the elbow joint, the close location of the vascular and nervous formations, favorable conditions for the development of infection determine the severity of gunshot wounds and cause the complexity of its treatment. Objective. To evaluate the frequency and nature of the elbow joint gunshot wounds in the structure of the general combat injuries, as well as to determine the volume of medical care and direction of treatment of such injuries in the conditions of the regional hospital as a stage of care. Methods. A retrospective study included 1 809 patients (96.0 % of men, mean age  $(33.7 \pm 0.2)$  years). Firearms limb injuries were detected in 1 013 (56.0 %) of all victims, of which the elbow joint — 25 (2.47 %). Mines and explosives injuries were in 22 (88 %) of the patients, bullet — in 3 (12 %). Results. Tactics of treatment of elbow joint gunshot wounds depended on the severity of the condition of the victims and the nature of concomitant traumatic injuries. In the structure of combat injury of the elbow joint the majority was combined (52 %) and multiple (40 %) injuries and was accompanied by gunshot fractures in 60 %. In patients who were in severe state, applied the tactics of Damage control in two stages. At the first stage the fractures were fixed with plaster splints or external fixation devices (EF), the wounds were not subjected to full surgical debridement (SD), but only washed with antiseptics and the visible foreign bodies were removed. In patients with soft tissue injuries wounds the primary SD was performed according to general principles, injured nerves were not restored. In the second stage, after patient is stabilized, the repeated SD of the wound was performed. After their uncomplicated healing the EF was removed and the method of fixation was changed to internal osteosynthesis. Conclusions. It is recommended to perform stabilization of intra-articular gunshot fractures of the elbow joint with EF and after uncomplicated wound healing go to the internal osteosynthesis. Key words. Elbow joint, gunshot wounds, treatment.*

*Вогнепальні ушкодження ліктьового суглоба за частотою посідають третє місце після колінного та плечового. Особливості анатомічної та функціональної будови ліктьового суглоба, близьке розташування судинно-нервових утворень, сприятливі умови для розвитку інфекції визначають тяжкість перебігу вогнепальних поранень й обумовлюють складність лікування. Мета. Оцінити частоту і характер вогнепальних поранень ліктьового суглоба в структурі загальної бойової травми, а також визначити обсяг медичної допомоги та напрямок лікування таких ушкоджень в умовах обласної лікарні як етапу надання допомоги. Методи. У ретроспективне дослідження включено 1 809 пацієнтів (96,0 % чоловіків, середній вік  $(33,7 \pm 0,2)$  року). Вогнепальні поранення кінцівок виявлено в 1 013 (56,0 %) постраждалих, із них ліктьового суглоба — у 25 (2,47 %). Мінно-вибухові поранення були у 22 (88 %) пацієнтів, кульові — в 3 (12 %). Результати. Тактика лікування вогнепальних ушкоджень ліктьового суглоба залежала від тяжкості стану постраждалих і характеру супутніх травматичних ушкоджень. У структурі бойової травми ліктьового суглоба більшість становили поєднані (52 %) та множинні (40 %) ушкодження та супроводжувались вогнепальним переломом кісток у 60 %. У пацієнтів, які перебували в тяжкому стані, застосовано тактику Damage control із двох етапів. На першому переломи фіксували гіпсовими лонгетами або апаратами зовнішньої фіксації (АЗФ), рани не піддавали повноцінній хірургічній обробці (ХО), а лише промивали антисептиками та видаляли видимі сторонні тіла. У хворих із м'якотканними ушкодженнями проводили первинну ХО ран відповідно до загальних принципів, травмовані нерви не відновлювали. На другому етапі, після стабілізації хворих, виконували повторну ХО ран. Після їх неускладненого загоєння демонтували АЗФ і замінювали метод фіксації на накістковий остеосинтез. Висновки. Рекомендовано виконувати стабілізацію внутрішньосуглобових вогнепальних переломів ділянки ліктьового суглоба за допомогою АЗФ і після неускладненого загоєння ран переходити на заглиблений остеосинтез.*

**Ключові слова.** Ліктьовий суглоб, вогнепальні поранення, лікування

## Вступ

Аналіз санітарних втрат хірургічного профілю у війнах і військових конфліктах свідчить про перевагу вогнепальних поранень кінцівок серед інших локалізацій — 54–70 %, а з переломами довгих кісток — 35–40 % [1]. Поранення ліктьового суглоба за своєю частотою посідають третє місце, поступаючись ураженням колінного та плечового суглобів [2]. У структурі вогнепальних ушкоджень верхньої кінцівки на рівні «плече – ліктьовий суглоб» частка поліструктурних проникних поранень ліктьового суглоба становить 24,4 %, більшість із них — із важкими ушкодженнями з утворенням дефектів тканин [3].

Особливості анатомічної та функціональної будови ліктьового суглоба, близьке розташування судинно-нервових утворень, сприятливі умови для розвитку інфекції визначають тяжкість перебігу вогнепальних поранень цієї локалізації й обумовлюють складність лікування [4]. Застосування раннього внутрішнього остеосинтезу в умовах вогнепальної рани більшість військових травматологів і хірургів вважає неприйнятним [5]. Водночас, оперативне лікування наслідків невогнепальної травми ліктьового суглоба є вкрай тяжким, із багатьма невирішеними питаннями, а наслідки вогнепальних ушкоджень цієї локалізації залишаються найбільш проблемними і на сьогодні [5]. На думку дослідників, використання методики двохетапного послідовного остеосинтезу в поранених з ізольованими вогнепальними переломами довгих кісток кінцівок забезпечує досягнення у них кращих анатомічних і функціональних результатів порівняно з методикою черезкісткового остеосинтезу, а також суттєво скорочує середні терміни лікування [6–8].

*Мета роботи:* оцінити частоту і характер вогнепальних поранень ліктьового суглоба в структурі загальної бойової травми, а також визначити обсяг медичної допомоги та напрямок лікування таких ушкоджень в умовах обласної лікарні як етапу надання допомоги.

## Матеріал і методи

Матеріали роботи розглянуто на засіданні комісії з питань біомедичної етики ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України» та отримано позитивну оцінку (протокол № 9 від 20.01.2021) відповідно до чинних міжнародних і державних етичних вимог.

Дослідження проведено серед 1 809 пацієнтів, які отримали лікування в КЗ «Дніпропетровська обласна клінічна лікарня ім. І. І. Мечникова»

у період із 09.05.2014 по 09.01.2016 рік. Середній вік хворих становив  $(33,7 \pm 0,2)$  року, 96,0 % із них були чоловіки. Вогнепальні поранення кінцівок виявлено в 1 013 (56,0 %) постраждалих, із них ліктьового суглоба — у 25 (2,47 %).

Вогнепальні поранення ліктьового суглоба частіше спостерігали в складі поєднаних (52 %) і множинних (40 %) ушкоджень, ізольовані поранення зафіксовано лише у 8 % випадків (рис. 1). За характером бойової травми, залежно від механізму дії травмувального агента, переважали мінно-вибухові поранення — 22 пацієнти (88 %), кульові виявлено в 3 (12 %).

Залежно від виду уражених тканин переважали поранення з переломами кісток — 15 (60 %) випадків, а ушкодження лише м'якотканинних структур — 10 (40 %).

У структурі ураження м'яких тканин поєднане ушкодження дистальних відділів плеча та проксимального відділу передпліччя виявлені в 16 (64 %) постраждалих, лише проксимального відділу передпліччя — в 5 (20 %), дистального відділу плеча — 4 (16 %).

Переломи локалізувались у дистальній третині плеча в 6 (40 %) випадках; у проксимальній третині передпліччя — в 4 (37 %); у дистальній третині плеча, поєднані з ушкодженнями проксимальної третини передпліччя, — у 5 (33 %).

Вогнепальні ушкодження нервів і судин діагностовано в 7 (28 %) випадках. Наявність осколків травмувального агента, підтверджена рентгенограмою, зафіксовано в 10 (40 %) пацієнтів.

## Результати та їх обговорення

Тактика лікування вогнепальних ушкоджень ліктьового суглоба залежала від тяжкості стану постраждалих і характеру супутніх травматичних уражень.

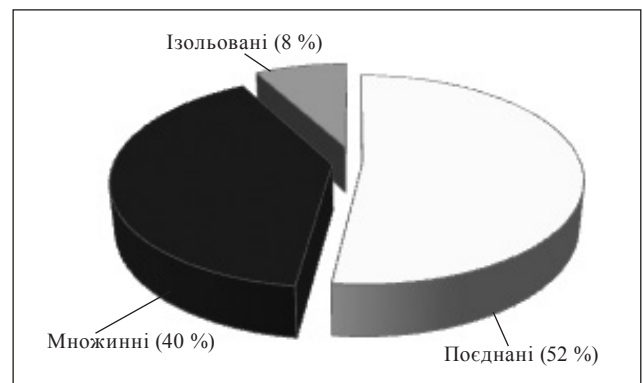


Рис. 1. Розподіл постраждалих із вогнепальними пораненнями ліктьового суглоба за характером травми

Відмічено, що через високу кінетичну енергію й особливості балістики, сучасні кулі в момент зіткнення з м'якими тканинами мають тенденцію відхилитися від траєкторії польоту та спричинюють ушкодження, які можна порівняти за тяжкістю з осколковими пораненнями. Тому, як і в разі поранень, обумовлених боєприпасами вибухової дії, кульові поранення часто супроводжувались значною травмою тканин.

У 13 пацієнтів із вогнепальними пораненнями ліктьового суглоба, які перебували в тяжкому стані, застосовано тактику Damage control, котра складалась із двох етапів. На першому етапі переломи фіксували гіпсовими лонгетами або апаратами зовнішньої фіксації (АЗФ), рани не піддавали повноцінній хірургічній обробці, а лише промивали антисептиками та видаляли видимі сторонні тіла, краї обколювали антибіотиками та закривали пов'язками з антисептиками.

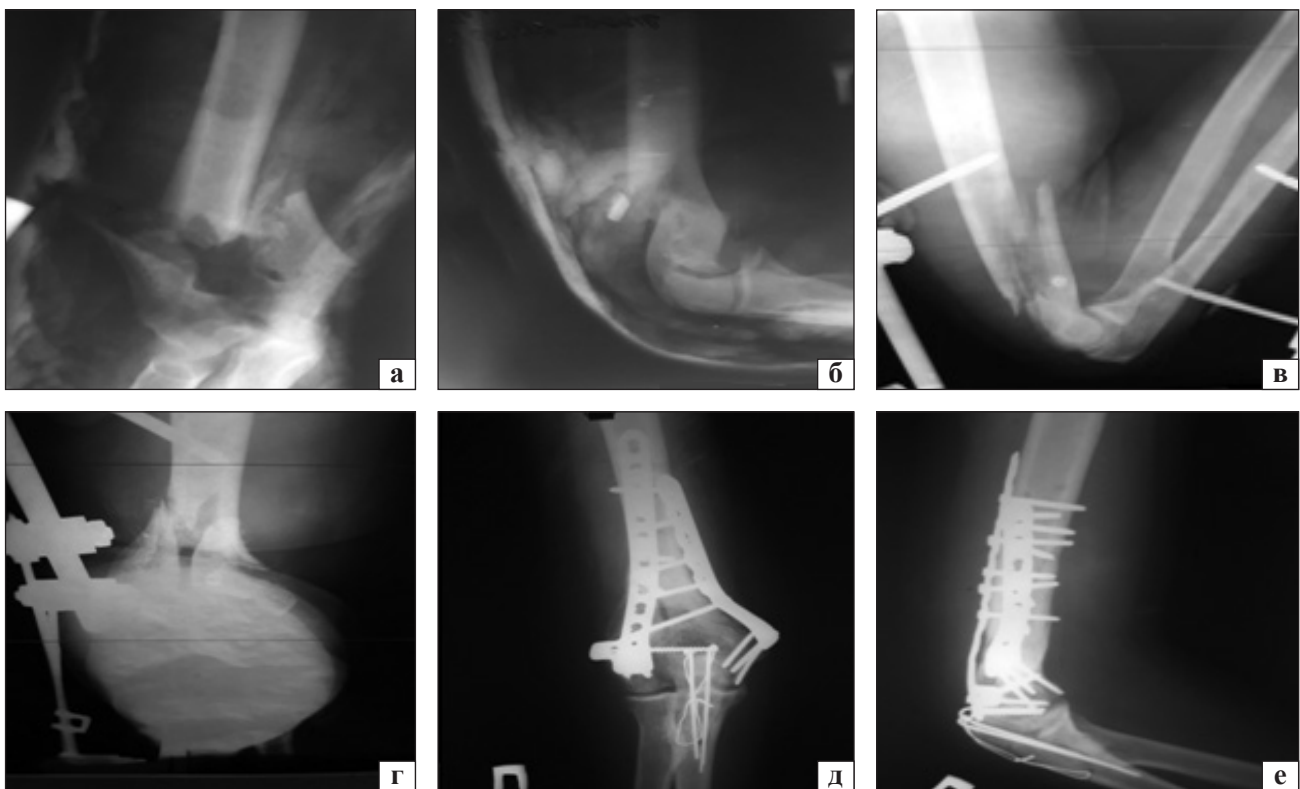
У хворих із м'якотканними ушкодженнями проводили обробку ран відповідно до загальних принципів хірургічної обробки вогнепальних ран (розсічення, висічення, незашивання). Із метою очищення та швидшого закриття рани у 5 хворих застосовано VAC-дренування, що дозволило виконати шкірну пластику в одного хворого, а в 3 випадках накласти вторинні шви.

У разі відриву сухожилків м'язів проводили їхню реінсерцію. Травмовані нерви на етапі первинної хірургічної обробки не відновлювали. За умов дуже забруднених поранень ревізію нерва не проводили, але за наявності його в рані застосовували маркування та відновлення на наступних ланках хірургічних втручань.

На другому етапі, після стабілізації хворих, виконували повторну хірургічну обробку ран. Після неускладненого загоєння ран демонтували АЗФ і замінювали метод фіксації на накістковий остеосинтез.

Виявлені під час ревізії ран сторонні тіла видаляли. Спеціальний пошук дрібних сторонніх предметів здійснювали лише у випадках їхньої локалізації в проекції судинно-нервових пучків і в суглобі, а також за умов виникнення запальних змін навколо суглоба. В інших випадках він був недоцільний, оскільки обсяг руйнування тканин унаслідок пошуку цих осколків значно перевищує обсяг ушкоджень, який вони наносять.

У 7 хворих із вогнепальними переломами зони ліктьового суглоба, 5 із яких були з переломами дистального відділу плечової кістки, 2 — проксимального відділу передпліччя, виконано послідовний остеосинтез зі зміною методу фіксації.



**Рис. 2.** Рентгенограми хворого з вогнепальним переломом дистального відділу плечової кістки до (а, б) та після першого етапу (в, г), після другого етапу (д, е) лікування

На першому етапі використано АЗФ, потім — накістковий остеосинтез (рис. 2).

У 4 із 7 хворих із вогнепальними переломами відстежено результати лікування. За шкалою ASES добрі та задовільні результати отримано у 3 постраждалих. Незадовільний результат діагностовано в одного пацієнта, що пов'язано з рефрактурою та відмовою фіксатора. У решти 8 хворих із переломами кісток, які утворюють ліктьовий суглоб, використано АЗФ, а подальше лікування після стабілізації загального стану вони отримали у військових шпиталях.

У одного пораненого через великий дефект суглобової поверхні плечової кістки після загоєння рани через пів року та видалення фіксаторів виконано ендопротезування ліктьового суглоба. Результат лікування хворого — добрий.

### Висновки

У структурі загальної бойової травми вогнепальні поранення ліктьового суглоба становлять 2,47 % випадків переважно у складі поєднаних (52 %) та множинних (40 %) ушкоджень унаслідок мінно-вибухових травм (88 %) і супроводжуються вогнепальним переломом кісток у 60 % випадків.

Стабілізацію внутрішньосуглобових переломів ділянки ліктьового суглоба слід проводити за допомогою апаратів зовнішньої фіксації та після неускладненого загоєння ран переходити на заглибний остеосинтез з метою досягнення анатомічної репозиції й абсолютної стабільності.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

### Список літератури

1. Методична розробка заняття для підготовки студентів на тему: «Вогнепальні поранення верхніх та нижніх кінцівок» / О. А. Бур'янов, М. П. Комаров, В. В. Лиходій [та ін.] // Літопис травматології та ортопедії. — 2015. — № 12. — С. 3–32.
2. Ахмедов Б. А. Оперативное лечение внутрисуставных огнестрельных повреждений крупных суставов конечностей / Б. А. Ахмедов, Р. М. Тихилов // Травматология и ортопедия России. — 2008. — Т. 2 (48). — С. 5–13.
3. Борзих Н. О. Хірургічне лікування поранених із вогнепальними проникними ушкодженнями ліктьового суглоба / Н. О. Борзих, О. С. Страфун, М. О. Власенко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2018. — № 1 (610). — С. 29–33. — DOI: 10.15674/0030-59872018129-33.
4. Вказівки з воєнно-польової хірургії: для медичного складу Збройних сил України та інших силових відомств / С. А. Асланян [та ін.] ; за ред. Я. Л. Заруцького, А. А. Шудрака ; Військ.-мед. департамент МО України. — Київ : Чалчинська Н. В., 2015. — 399 с.
5. Stanely D. Operative Elbow Surgery : Expert Consult : Online and Print / D. Stanely, I. A. Trail. — Churchill Livingstone Elsevier, 2011. — 816 p.
6. Шаповалов В. М. Возможности последовательного остеосинтеза при лечении раненых с огнестрельными переломами длинных костей конечностей / В. М. Шаповалов, В. В. Хоминец // Гений ортопедии. — 2010. — № 3. — С. 5–12.
7. Радченко О. М. Асоційована з бойовою травмою патологія серця: від Першої світової війни до наших часів / О. М. Радченко // Therapia. Український медичний вісник. — 2016. — № 6 (110). — С. 46–48.
8. Лоскутов О. С. Сучасна концепція діагностики та лікування вогнепальних і мінно-вибухових поранень кінцівок / О. С. Лоскутов, Я. Л. Заруцький // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2018. — № 2. — С. 57–62. — DOI: 10.15674/0030-59872018257-62.

Стаття надійшла до редакції 12.06.2020

## FEATURES OF MEDICAL CARE IN PATIENTS WITH ELBOW JOINT GUNSHOT WOUNDS

O. Ye. Loskutov, A. M. Domanskyi, I. I. Zherdev, S. L. Lushnya

SE «Dnipropetrovsk Medical Academy of Ministry of Health Ukraine»

✉ Aleksandr Loskutov, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: Loskutovae@ukr.net

✉ Andriy Domanskyi, PhD in Traumatology and Orthopaedics: domanskiak@gmail.com

✉ Ivan Zherdev, PhD in Traumatology and Orthopaedics: 415\_09@dma.edu.ua

✉ Svyatoslav Lushnya, PhD in Traumatology and Orthopaedics: lushsinfo@gmail.com

УДК 616.718.7/.9+616.748]-053.2-007.2-089.168-042.2](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202119-17>

## Порівняльний аналіз опороспроможності нижніх кінцівок у дітей із рецидивами вродженої еквіноварусної клишоногості після хірургічного лікування за «традиційними» методами та методикою Понсеті

С. О. Хмизов, Г. В. Кикош, О. Д. Карпінська, М. Ю. Карпінський

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

*Congenital equinovarus clubfoot (EVC) is the second most common congenital anomaly of the musculoskeletal system in children and one of the most common causes of childhood disability in Ukraine. The frequency of EVC reaches 1–3 cases per 1 000 newborns (35–40 % of all foot deformities). Objective. To determine the features of the children ability with EVC recurrences, before and after surgical treatment by «traditional» methods and Ponseti method. Methods. Biomechanical examinations of 65 children with EVC recurrences were performed. They were divided into two groups: group I (33 patients) — treated by «traditional» methods, which provided initial surgery, in order to completely correct all components of the deformity; group II (32 patients) — treatment by Ponseti method. Weight-bearing function was studied for all patients, before treatment, after 6 and 12 months after surgery, with statography. Results. It was determined that the standing parameters in the groups were not statistically different. After 6 months after the treatment, according to the statograms, the weight-bearing displacement remained, under the conditions of two weight-bearing standing towards the contralateral limb, in both groups of patients. In group I, after treatment, this parameter did not change ( $p = 0.924$ ), and in group II it decreased by  $(2.7 \pm 4.7) \%$  ( $p = 0.013$ ). Weight-bearing on the operated limb in both groups, in 12 months from surgery increased by 45 %. Conclusions. In patients, after treatment of EVC recurrences by Ponseti method, the weight-bearing function indicators, in the case of two weight-bearing standing, changed statistically significant. During the recovery process, when patients began to load the operated foot, a slight deterioration of standing parameters was observed in patients of group I in 6 months from surgery. In patients of group II, a complete restoration of statographic parameters occurred earlier, in 6 months, a normalization of weight-bearing and stability was observed. Thus, it can be argued that the use of Ponseti method in the complex treatment of EVC allows to restore the ability of weight bearing much earlier than with the «traditional» method. Key words. Congenital talipes equinovarus, children, Ponseti method, statography.*

Уроджена еквіноварусна клишоногість (УЕВК) є другою за частотою серед усіх уроджених аномалій кістково-м'язової системи в дітей і однією з найпоширеніших причин дитячої інвалідності в Україні. Частота УЕВК сягає 1–3 випадки на 1 000 новонароджених (35–40 % усіх деформацій стоп). Мета. Визначити особливості опороспроможності дітей із рецидивами УЕВК до та після хірургічного лікування за «традиційними» методами та методикою Понсеті. Методи. Проведено біомеханічні обстеження 65 дітей із рецидивами УЕВК, яких розподілили на дві групи: I (33 пацієнти) — «традиційні» методи, які передбачали початкове хірургічне втручання для повного виправлення всіх компонентів деформації; II (32) — методика Понсеті. Усім хворим до лікування, через 6 і 12 міс. після операції проводили дослідження опороспроможності методом статографії. Результати. Визначено, що параметри стояння в групах статистично не відрізнялися. Через 6 міс. після лікування за даними статограм відмічали збереження зміщення опори за умов двоножного стояння у бік контралятеральної кінцівки в обох групах хворих. У I групі після лікування цей параметр практично не змінився ( $p = 0,924$ ), а у II — зменшився на  $(2,7 \pm 4,7) \%$  ( $p = 0,013$ ). Опора на оперовану кінцівку через 12 міс. після хірургічного лікування в обох групах збільшилася на 45 %. Висновки. У хворих після лікування рецидивів УЕВК за методикою Понсеті показники опороспроможності в разі двоножного стояння статистично значуще змінилися. У процесі відновлення, коли пацієнти починали навантажувати оперовану стопу, спостерігали незначне погіршення параметрів стояння в пацієнтів I групи через 6 міс. після операції. У хворих II групи повне відновлення статографічних параметрів відбувалося раніше, уже через 6 міс. спостерігали нормалізацію опорності та стійкості. Таким чином, можна стверджувати, що використання методики Понсеті в комплексному лікуванні УЕВК дозволяє відновити опороспроможність нижніх кінцівок пацієнтів значно раніше, ніж застосування «традиційних» методів.

**Ключові слова.** Уроджена клишоногість, діти, методика Понсеті, статографія

## Вступ

Уроджена еквіноварусна клишоногість (УЕВК) є другою за частотою серед усіх уроджених аномалій кістково-м'язової системи в дітей і дотепер однією з найпоширеніших причин дитячої інвалідності в Україні. Частота УЕВК сягає 1–3 випадки на 1 000 новонароджених (35–40 % усіх деформацій стоп) [1–3].

У разі рецидивів УЕВК у дітей віком 3–10 років підходи до лікування значно відрізняються. Зокрема, після первинного консервативного лікування за методикою Понсеті проводять транспозицію сухожилка переднього великогомілкового м'яза (СПВМ) на III клиноподібну кістку. Для виконання цієї операції запропоновано декілька технік [4], які значно відрізняються: транспозиція цілого чи розщепленого сухожилка на III клиноподібну чи кубоподібну кістки стопи.

Біомеханічні дослідження щодо умов функціонування переднього великогомілкового м'яза (ПВГМ) у випадку рецидиву УЕВК та після транспозиції СПВМ на III клиноподібну кістку на сьогодні відсутні [5]. Оpubліковані поодинокі роботи з вивчення біомеханічних змін стопи після виконання транспозиції СПВМ, а саме: плантарного тиску [6], амплітуди рухів у надп'ятковому та піднадп'ятковому суглобах і переднього відділу стопи [7].

*Мета:* визначити особливості опороспроможності дітей із рецидивами вродженої еквіноварусної клишоногості до та після хірургічного лікування за методикою Понсеті в порівнянні з «традиційними» методами.

## Матеріал і методи

Матеріали роботи розглянуто на засіданні комісії з питань біоетики ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» та отримано позитивну оцінку (протокол № 186 від 15.11.2018) відповідно до чинних міжнародних і державних етичних вимог.

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» обстежено 65 дітей із рецидивами УЕВК. Пацієнтів розподілено на дві групи:

– I, контрольна (33 дитини) — «традиційні» методи, які передбачали початкове хірургічне втручання для повного виправлення всіх компонентів деформації. Більшість пацієнтів (85 %) отримали попереднє лікування в інших дитячих відділеннях різних областей України. Лікування

здійснено в період із 2000 по 2007 р., ретроспективне дослідження. До групи ввійшли діти віком від 4 до 12 років, у середньому ( $7,1 \pm 2,1$ ) роки;

– II, основна (32 особи) — методика Понсеті, пацієнти проходили лікування в період із 2008 по 2017 р., середній термін спостереження становив 25 міс. (від 7 до 72). До групи ввійшли діти віком від 4 до 10 років, у середньому ( $6,0 \pm 1,6$ ) роки.

За віком групи дітей статистично не відрізнялися ( $t = 2,005$ ;  $p = 0,052$ ).

Усім хворим проводили дослідження опороспроможності методом статографії [8–11]. Постуральні параметри вертикального стояння оцінювали за допомогою пристрою «Статограф» (рис. 1), розробленого СКБ «Полісвіт» ПО «Комунар» [12].

Через значну різницю за зростом і розміром стопи обстежених дітей статографічні параметри дуже розрізнялися. До того ж, абсолютні показники статограми змінюються з віком через зростання хворого. Для їхнього оцінювання запропоновано метод аналізу відносних величин, а саме — відсоток зміщення центра проекції загального центра мас (ЦПЗЦМ) від центра координат у разі двохопального стояння до центра проекції ЗЦМ за умовного стояння на одній кінцівці, аналогічно — відсоток зміщення в разі переважної опори на одну кінцівку, але вже відносно координати ЦПЗЦМ двохопального стояння.

Крім цих параметрів, оцінювали площу та коефіцієнт форми проекції ЗЦМ у разі двохопального стояння та переважної опори на одну кінцівку. Алгоритм розрахунку відсотка зміщення ЦПЗЦМ наведено на рис. 2, б, загальний вигляд статограми — на рис. 2, а.



Рис. 1. Пристрій «Статограф»



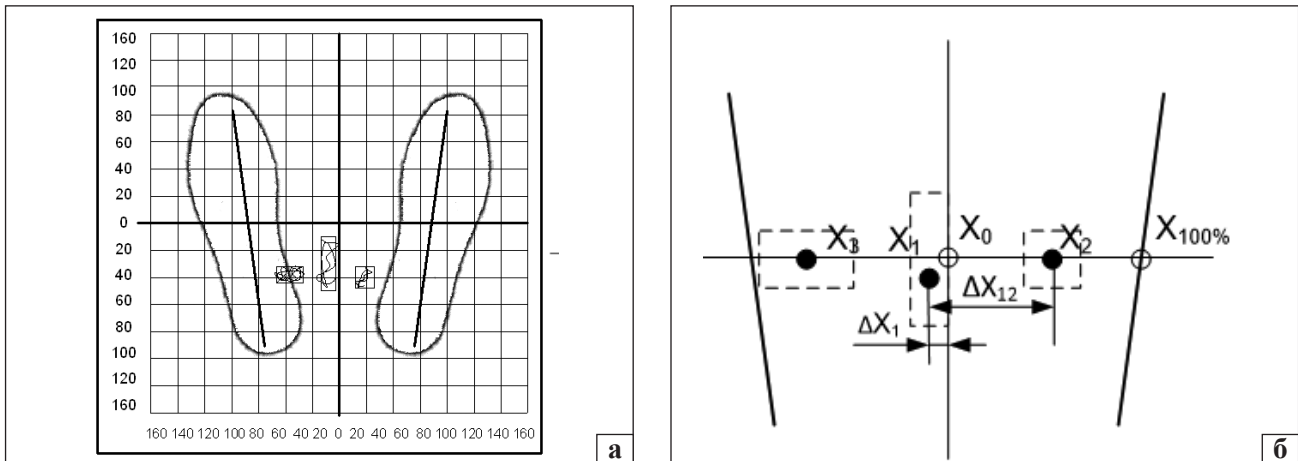


Рис. 2. Загальний вигляд статограми (а) та схема для розрахунку відсотка відхилення ЦПЗЦМ (б)

Для розрахунків параметрів аналізу статограм застосовано дані протоколів статографічного дослідження — зміщення ЗЦМ за віссю X. Алгоритм розрахунку зміщення ЦПЗЦМ у разі двоопорного стояння:

1. На статограмі визначають значення координати для точки  $X_{100\%}$ , розташованої на перехресті лінії проєкції стопи та лінії розташування ЦПЗЦМ двоопорного стояння. Координата, що відповідає точці  $X_{100\%}$  є відстанню, яку приймають за 100 % —  $\Delta X_{12}$ . Зазвичай точка  $X_{100\%}$  справа та зліва статограми однакова, але у деяких випадках може мати різні значення. У цьому разі  $X_{100\%}$  для кожної сторони статограми розглядають окремо.

2. Надалі визначають координату ЦПЗЦМ для двоопорного стояння за протоколом статограми. Зміщення розраховують за формулою (1):

$$X_1 \% = \frac{(0 - X_1) \times 100 \%}{\Delta X_{12}} . \quad (1)$$

3. Для визначення зміщення опори на праву кінцівку ( $X_2$  %) за протоколом статограми виявляють точку  $X_2$  — опора на праву кінцівку (ураховують знак координати). Зміщення розраховують за формулою (2):

$$X_2 \% = \frac{(X_2 - X_1) \times 100 \%}{\Delta X_{12}} . \quad (2)$$

4. Аналогічно проводять визначення для  $X_3$  %.

Величина зміщення координати показує ступінь навантаження стоп під час двоопорного стояння й опороспроможність кожної кінцівки під час одноопорного.

У разі двоопорного стояння зміщення  $(0 \div 5)$  % можна вважати нормальним, збільшення показника свідчить про порушення опорності кінцівки, а зміщення понад 3 % — про відсутність повноцінної опори на кінцівку.

За умов одноопорного стояння 100 % — це стояння на одній нозі, але в дослідженнях цю тезу не застосовують. Нормальним вважають зміщення близько 50–70 %; 30–50 % — достатнім, але хворий не може повноцінно спиратися на кінцівку; 20–30 % — опора слабка; 20 % — опорність кінцівки майже відсутня.

Площу проєкції ЗЦМ ( $S_1, S_2, S_3$ ) визначають як множину розбігу координат X та Y. Коефіцієнт форми ( $Kf_1, Kf_2, Kf_3$ ) — це відношення розкиду за віссю X до розбігу за віссю Y.

Якщо  $Kf$  дорівнює 1, форма проєкції ЗЦМ кругла, за  $Kf$  менше ніж 1 — витягнута в сагітальній площині, за  $Kf$  понад 1 — у фронтальній.

У зв'язку з тим, що хірургічні втручання виконували на різних кінцівках для зручності аналізу порівнювали оперовану з неоперованою. Швидкість коливання визначали через аналіз розгорнутого часового рядка статограми. Нормальними значеннями вважали  $(6 \pm 5)$  мм/с [13].

Пацієнтів обстежували до лікування, через 6 і 12 міс. після операції. Для кожної дитини розраховували зміщення ЦПЗЦМ для двоопорного й одноопорного стояння. Дані між групами порівнювали за допомогою T-тесту для незалежних вибірок [14].

## Результати та їх обговорення

Проаналізовано протокольні статографічні дані, за якими розраховано відносні величини зміщення ЦПЗЦМ хворих для двоопорного й одноопорного стояння, показання наведено в табл. 1.

Показники порівняльного аналізу між термінами спостереження наведено в табл. 2. Оцінювання проводили за допомогою T-тесту для парних порівнянь (повторних вимірювань).

Відмічено, що параметри стояння в групах до лікування статистично не відрізнялися. За умов двохопного стояння зміщення ЗЦМ хворих обох груп у середньому не перевищувало 2 мм, але у деяких дітей спостерігали зміщення близько 10 мм у бік здорової кінцівки, статистичної різниці параметрів двохопного стояння між групами не виявлено ( $p = 0,178$ ). У разі однохопного стояння пацієнти I групи мали більшу здатність опиратися на оперовану кінцівку —  $(41,7 \pm 8,6) \%$ , ніж II —  $(40,1 \pm 10,2) \%$ . Проте через великий розкид значень

(від 25 до 74 %) різниця не досягла статистично значущого рівня ( $p = 0,588$ ). Параметри опори на неоперовану кінцівку також мали велику різницю значень (від 25 до 74 %), і теж між групами не відрізнялися.

Через 6 міс. після лікування зафіксовано збереження зміщення опори в разі двохопного стояння в бік неоперованої кінцівки (табл. 1) в обох групах хворих. У I групі зміщення опори на неоперовану кінцівку практично не змінилося ( $p = 0,924$ ), а у II — статистично значущо ( $p = 0,013$ ) зменшилося на  $(2,7 \pm 4,7) \%$ .

Таблиця 1

Динаміка зміни центра проєкції ЗЦМ хворих до та після хірургічного лікування

Параметр		Термін спостереження, міс.						
		до операції		через 6		через 12		
		I група	II група	I група	II група	I група	II група	
Двохопне стояння	абс. коорд	$-2,4 \pm 3,2$ $-7,0 \div 4,1$	$-3,6 \pm 2,4$ $-10,0 \div 0,0$	$-4,0 \pm 1,3$ $-6,0 \div 1,5$	$-2,2 \pm 1,3$ $-4,7 \div 0,3$	$0,2 \pm 1,7$ $-2,7 \div 2,6$	$0,3 \pm 1,8$ $-3,0 \div 3,6$	
	t, p	$t = 1,370; p = 0,178$		$t = -4,712; p = 0,001$		$t = -0,186; p = 0,854$		
	% відхилення	$9,0 \pm 9,4$ $0,4 \div 44,8$	$7,8 \pm 4,5$ $0,1 \div 15,8$	$6,3 \pm 3,5$ $0,3 \div 10,9$	$7,3 \pm 4,6$ $0,6 \div 17,1$	$3,7 \pm 2,6$ $0,1 \div 9,1$	$3,9 \pm 2,7$ $0,1 \div 11,0$	
	t, p	$t = 0,560; p = 0,579$		$t = -0,758; p = 0,453$		$t = -0,137; p = 0,892$		
Переважна опора на	оперовану кінцівку	абс. коорд	$33,4 \pm 5,0$ $24,0 \div 40,0$	$30,7 \pm 5,0$ $18,4 \div 40,5$	$31,7 \pm 4,9$ $23,6 \div 40,5$	$34,6 \pm 4,7$ $23,0 \div 41,9$	$35,4 \pm 3,4$ $27,0 \div 40,7$	$37,4 \pm 4,0$ $28,2 \div 45,0$
		t, p	$t = 1,782; p = 0,082$		$t = -2,936; p = 0,048$		$t = -1,791; p = 0,081$	
		% відхилення	$41,7 \pm 8,6$ $31,3 \div 72,3$	$40,1 \pm 10,2$ $25,9 \div 74,5$	$40,8 \pm 4,3$ $32,0 \div 48,1$	$43,7 \pm 6,8$ $30,7 \div 58,3$	$45,1 \pm 4,3$ $37,6 \div 52,0$	$45,5 \pm 3,9$ $39,2 \div 51,5$
		t, p	$t = 0,546; p = 0,588$		$t = -1,651; p = 0,107$		$t = -0,319; p = 0,751$	
	неоперовану кінцівку	абс. коорд	$47,9 \pm 9,8$ $14,7 \div 59,1$	$48,2 \pm 14,1$ $11,8 \div 77,0$	$46,2 \pm 7,0$ $36,1 \div 61,1$	$45,1 \pm 8,5$ $29,8 \div 63,8$	$43,3 \pm 5,4$ $29,3 \div 52,0$	$45,0 \pm 5,3$ $33,0 \div 52,0$
		t, p	$t = 0,085; p = 0,933$		$t = -0,436; p = 0,665$		$t = 1,013; p = 0,317$	
		% відхилення	$58,3 \pm 8,6$ $27,7 \div 68,7$	$59,9 \pm 10,2$ $25,5 \div 74,1$	$59,2 \pm 4,3$ $51,9 \div 68,0$	$56,3 \pm 6,8$ $41,7 \div 69,3$	$53,7 \pm 3,4$ $43,5 \div 57,8$	$56,8 \pm 4,2$ $48,5 \div 63,4$
		t, p	$t = -0,546; p = 0,588$		$t = 1,651; p = 0,107$		$t = -2,561; p = 0,014$	

Таблиця 2

Результати статистичного аналізу порівняння зміни зміщення центра ЗЦМ (%) між термінами спостереження

Статистичний тест		Група	До операції ↔ 6 міс.		До операції ↔ 12 міс.		6 міс. ↔ 12 міс.	
			M ± SD	t, p	M ± SD	t, p	M ± SD	t, p
Двохопне стояння		I	$0,2 \pm 9,2$	$t = 0,097$ $p = 0,924$	$5,2 \pm 10,1$	$t = 2,304$ $p = 0,033$	$5,0 \pm 4,4$	$t = 5,087$ $p = 0,001$
		II	$2,7 \pm 4,7$	$t = 2,725$ $p = 0,013$	$4,1 \pm 6,5$	$t = 2,943$ $p = 0,008$	$1,3 \pm 4,4$	$t = 1,383$ $p = 0,181$
Переважна опора на	оперовану кінцівку	I	$0,9 \pm 11,1$	$t = 0,358$ $p = 0,724$	$-3,4 \pm 10,0$	$t = -1,540$ $p = 0,140$	<b><math>-4,3 \pm 5,2</math></b>	<b><math>t = -3,709</math> <math>p = 0,001</math></b>
		II	$-3,6 \pm 12,3$	$t = -1,382$ $p = 0,182$	$-5,4 \pm 10,3$	<b><math>t = -2,465</math> <math>p = 0,022</math></b>	$-1,8 \pm 6,5$	$t = -1,301$ $p = 0,207$
	неоперовану кінцівку	I	$-0,9 \pm 11,1$	$t = -0,358$ $p = 0,724$	$3,4 \pm 10,0$	$t = 1,540$ $p = 0,140$	$4,3 \pm 5,2$	$t = 3,709$ $p = 0,001$
		II	$3,6 \pm 12,3$	$t = 1,382$ $p = 0,182$	$5,4 \pm 10,3$	<b><math>t = 2,465</math> <math>p = 0,022</math></b>	$1,8 \pm 6,5$	$t = 1,301$ $p = 0,207$

За абсолютними даними протоколів статографічного дослідження у дітей II групи майже вирівнювалося двохопорне стояння —  $(-2,2 \pm 1,3)$  мм. Через 12 міс. після операції вирівнювання двохопорного стояння спостерігали в обох групах до однакового рівня ( $p = 0,854$ ).

Опора на ушкоджену кінцівку в пацієнтів до лікування була в середньому меншою, ніж на неушкоджену. Це пояснюється однобічною патологією та привело до збільшення середнього значення вибірки для «неоперованої кінцівки». Але розподіл значень опори на ушкоджену та контралатеральну кінцівку між групами був статистично однорідним. Через 6 міс. після хірургічного втручання у хворих I групи опора на оперовану кінцівку зменшилася, а II — збільшилася, хоча зміни й не досягли значущого рівня ( $p = 0,724$  та  $p = 0,182$  відповідно). Різниця між групами для абсолютних значень величин зміщення сягнула значущого рівня ( $p = 0,048$ ).

Через 12 міс. опора на оперовану кінцівку в обох групах збільшилася та сягнула відносного зміщення 45 %. Різниці між групами не знайдено ( $p = 0,751$ ), але в дітей I групи збільшення

опори суттєво змінилося в термін  $(6 \div 12)$  місяців ( $p = 0,001$ ).

Упродовж спостереження зміна опорності на контралатеральну кінцівку в групах відбувалася однаково. Тобто, за рівних показників до лікування ( $p = 0,588$ ) через 6 міс. після операції зафіксовано незначуще зменшення опорності в II групі ( $p = 0,022$ ), а через 12 міс. — і в I, і в II ( $p = 0,001$ ). Зменшення опори на контралатеральну кінцівку відбулося не через патологічні зміни, а завдяки вирівнюванню навантаження на стопи через адекватне функціонування оперованої кінцівки (табл. 3).

Якщо до лікування та через 6 міс. різниця в силі опори на стопи у хворих сягала 20 %, то через 12 міс. асиметричність зменшилася до 10 %, що відображує відновлення симетричності опори на стопи.

На діаграмі (рис. 3) видно, що у віддалений період спостереження (12 міс.) опорність стоп вирівнюється: в II групі — вже через 6 міс., у I — лише через 12 міс. У пацієнтів II групи через 12 міс. після операції спостерігали збереження досягнутої опорності, а I — перебудова продовжувалася.

Таблиця 3

Динаміка зміни відносної різниці (%) опорності на стопи нижніх кінцівок за одноопорного стояння

Статографічний тест		До операції		6 міс.		12 міс.	
		I	II	I	II	I	II
Різниця опорності оперована/неоперована кінцівка	M ± SD	-16,7 ± 17,2	-19,9 ± 20,4	-18,5 ± 8,6	-12,6 ± 13,6	-9,8 ± 8,6	-9,0 ± 7,8
	t, p	t = -4,348 p = 0,001	t = -4,590 p = 0,001	t = -9,613 p = 0,001	t = -4,366 p = 0,001	t = -5,120 p = 0,001	t = -5,455 p = 0,001

Таблиця 4

Динаміка зміни площі плями та коефіцієнта форми ЗЦМ у хворих у процесі спостереження

Статографічний тест		Група	Термін спостереження, міс.		
			до операції	через 6	через 12
Двохопорне стояння		I	455,9 ± 298,7 200,0 ÷ 875,0	460,0 ± 70,6 375,0 ÷ 570,0	452,9 ± 60,1 375,0 ÷ 530,0
		II	494,3 ± 286,2 210,0 ÷ 900,0	394,4 ± 257,5 200,0 ÷ 875,0	392,9 ± 254,0 210,0 ÷ 500,0
		t, p	t = -0,686; p = 0,506	t = 0,036; p = 0,042	t = 0,507; p = 0,047
Переважає опора на	оперовану кінцівку	I	501,7 ± 129,8 380,0 ÷ 748,0	495,1 ± 138,8 396,0 ÷ 800,0	432,9 ± 105,0 350,0 ÷ 660,0
		II	547,7 ± 86,8 480,0 ÷ 720,0	381,4 ± 71,7 320,0 ÷ 500,0	354,3 ± 65,8 300,0 ÷ 480,0
		t, p	t = -0,779; p = 0,451	t = 0,232; p = 0,040	t = -0,458; p = 0,045
	неоперовану кінцівку	I	490,0 ± 228,1 220,0 ÷ 750,0	556,0 ± 113,5 440,0 ÷ 700,0	593,3 ± 137,1 400,0 ÷ 770,0
		II	551,4 ± 232,6 220,0 ÷ 750,0	520,0 ± 92,4 440,0 ÷ 600,0	615,0 ± 144,9 400,0 ÷ 770,0
		t, p	t = -0,499; p = 0,627	t = 0,511; p = 0,625	t = -0,266; p = 0,796

Другим етапом дослідження був аналіз площі проєкції ЗЦМ за умов двохопорного стояння та переважної опори на одну кінцівку. Результати аналізу наведено в табл. 4.

Показники площі ЗЦМ до та після хірургічного лікування перевищували нормальні значення. Площа проєкції в разі двохопорного стояння у дітей I групи була меншою ( $455,9 \pm 298,7$ ) мм<sup>2</sup>, ніж у II — ( $494,3 \pm 286,2$ ) мм<sup>2</sup>, різниця не значуща ( $p = 0,506$ ). Через 6 міс. після операції площа у хворих I групи суттєво не змінилася, а в пацієнтів II групи зменшилася до ( $394,4 \pm 257,5$ ) мм<sup>2</sup> ( $p = 0,042$ ). Через 12 міс. площа ЗЦМ у I групі значущо не змінилася порівняно з показником до операції, а у хворих II групи залишилась без змін порівняно з попереднім терміном дослідження. Процес відновлення був повільним, і статистично значущої різниці між термінами спостереження не відмічали в обох групах (табл. 5).

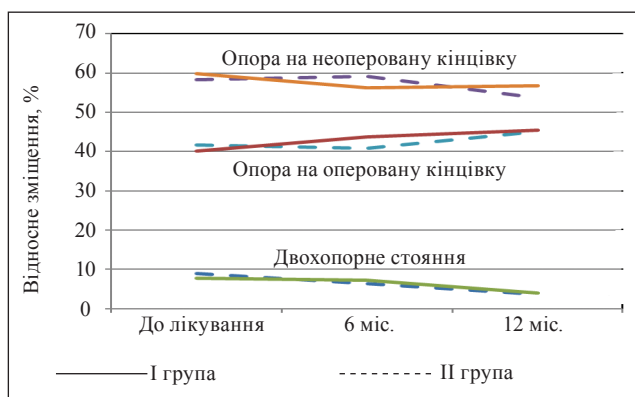


Рис. 3. Динаміка зміни відносного навантаження стоп упродовж спостереження

За умов двохопорного стояння в пацієнтів I групи величини площі проєкції ЗЦМ протягом усього періоду спостережень суттєво не змінилися. У пацієнтів II групи, навпаки, спостерігали статистично значуще покращення опорності. Площа проєкції ЗЦМ у разі опори на оперовану кінцівку в процесі спостереження зменшилася у всіх хворих, але в дітей I групи помітно ( $p = 0,007$ ) лише через 12 міс. після операції, а II — вже через 6 міс. ( $p = 0,001$ ) із аналогічною динамікою через 12 міс.

Зауважимо на особливості зміни площі проєкції ЗЦМ за умов опори на неущожену кінцівку: у процесі лікування відмічено її збільшення. На нашу думку, це зумовлено надмірним навантаженням стопи контралатеральної кінцівки в період відновлення після хірургічного втручання та психологічними чинниками, пов'язаними зі страхом повноцінної опори на оперовану стопу. Динаміку зміни площі проєкції ЗЦМ графічно наведено на рис. 4.

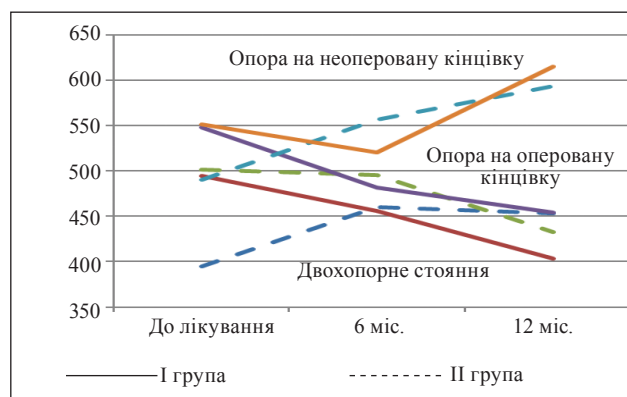


Рис. 4. Динаміка зміни площі проєкції ЗЦМ у хворих у процесі спостереження

Таблиця 5

Динаміка зміни площі проєкції ЗЦМ упродовж спостереження

Статистичний тест		Група	До операції ↔ 6 міс.		До операції ↔ 12 міс.		6 міс. ↔ 12 міс.	
			M ± SD	t, p	M ± SD	t, p	M ± SD	t, p
Двохопорне стояння		I	-38,6 ± 218,2	t = -0,795 p = 0,457	-58,4 ± 221,7	t = -0,697 p = 0,512	7,4 ± 14,9	t = 1,263 p = 0,253
		II	38,4 ± 218,9	t = -0,464 p = 0,039	94,4 ± 288,5	t = 0,839 p = 0,014	53,0 ± 260,6	t = 0,538 p = 0,610
Переважна опора на	оперовану кінцівку	I	6,6 ± 143,3	t = 0,121 p = 0,907	68,9 ± 135,9	t = 1,341 p = 0,229	62,3 ± 41,5	t = 3,970 p = 0,007
		II	160,3 ± 34,5	t = 5,084 p = 0,002	193,4 ± 30,1	t = 8,199 p = 0,001	27,1 ± 16,0	t = 4,478 p = 0,004
	неоперовану кінцівку	I	-54,0 ± 151,6	t = -0,797 p = 0,470	-75,0 ± 320,4	t = -0,573 p = 0,591	-56,0 ± 228,1	t = -0,549 p = 0,612
		II	-80,0 ± 161,6	t = -0,990 p = 0,395	-96,7 ± 320,6	t = -0,739 p = 0,493	-177,5 ± 99,1	t = -3,581 p = 0,037

Установлено, що у хворих із рецидивами УЕВК форма проєкції ЗЦМ була витягнутою в сагітальній проєкції і до, і після лікування, навіть у віддалені періоди. Це пояснюється особливостями роботи м'язів із обмеженням рухів у латерально-медіальному напрямку та підтримкою рівноваги переважно за рахунок сагітального руху тіла. Помітної різниці між групами не знайдено, тому ми провели аналіз коефіцієнта форми проєкції ЗЦМ між оперованою та контралатеральною кінцівками (табл. 6).

До лікування Kf під час опори на уражену стопу відображував практично квадратну форму проєкції, а після операції — витягнуту в сагітальній площині, що показує обмеження фронтальних коливань. Через 12 міс. після операції форма проєкції ЗЦМ залишалася витягнутою в сагітальній площині. Динаміка була однаковою в обох групах.

Особливо слід відмітити зміну Kf проєкції ЗЦМ контралатеральної кінцівки. А саме, до лікування в деяких хворих спостерігали збільшення розміру проєкції ЗЦМ у фронтальній площині, тобто стопа приймала на себе всю підтримку рівноваги тіла під час стояння. Ця тенденція зберігалася і надалі: хоча під час подальших спостережень не відмічали збільшення фронтальних розмірів проєкції ЗЦМ, але Kf наближався до правильної квадратної форми.

Найбільший розбіг у Kf відмічали через 6 міс. після операції, коли різниця у формі проєкції ЗЦМ була статистично значущою ( $p < 0,050$ ).

На контрольному огляді у 12 міс. зберігалася значуща різниця у формі проєкції ЗЦМ ( $p < 0,05$ ), але абсолютні показники наближувалися.

Аналіз швидкості коливання є одним із важливих показників опороспроможності людини. Оцінювання лише геометричних показників статограми не дає повної картини особливостей стояння через їхню статичність. Натомість швидкість коливання є динамічним показником, тому несе доволі багато нової інформації для діагностики. Результати аналізу динаміки зміни швидкості коливання наведено в табл. 7.

Відмічено, що швидкість коливання хворих під час двохопного стояння впродовж спостереження в обох групах була в межах 15–17 мм/с без помітних змін у I групі. У дітей II групи через 6 міс. після операції відбулося значуще ( $p = 0,01$ ) зменшення швидкості коливання (табл. 8). Різниці за цим параметром між групами не спостерігали.

Швидкість коливання під час опори на стопу враженої кінцівки до лікування була в межах 19–20 мм/с і в обох групах практично однаковою ( $p = 0,599$ ). Через 6 міс. після лікування в обох групах цей показник збільшився несуттєво, а через 12 міс. — значуще зменшився в обох групах ( $p < 0,05$ ).

Швидкість коливання в разі опори на стопу контралатеральної кінцівки до лікування була у межах 16–17 мм/с і не відрізнялася у групах ( $p = 0,547$ ). У процесі спостереження показник поступово зменшувався, але не значуще.

Таблиця 6

Динаміка зміни коефіцієнта форми проєкції ЗЦМ у хворих у процесі спостереження

Група хворих	Статографічний тест	Термін спостереження, міс.		
		до операції	через 6	через 12
I	Двохопне стояння	0,6 ± 0,1 0,4 ÷ 0,8	0,6 ± 0,1 0,5 ÷ 0,8	0,6 ± 0,3 0,2 ÷ 1,0
	Переважає опора на оперовану кінцівку	0,9 ± 0,2 0,6 ÷ 1,0	0,5 ± 0,3 0,3 ÷ 0,8	0,6 ± 0,1 0,3 ÷ 0,7
	Переважає опора на неоперовану кінцівку	1,1 ± 0,8 0,3 ÷ 2,2	0,8 ± 0,2 0,6 ÷ 1,1	0,8 ± 0,2 0,6 ÷ 1,0
	Парний Т-тест хвора ↔ здорова	t = -0,954 p = 0,358	t = -12,821 p = 0,021	t = -2,317 p = 0,027
II	Двохопне стояння	0,5 ± 0,1 0,4 ÷ 0,8	0,6 ± 0,1 0,5 ÷ 0,8	0,6 ± 0,3 0,2 ÷ 1,0
	Переважає опора на оперовану кінцівку	0,9 ± 0,2 0,6 ÷ 1,0	0,6 ± 0,3 0,3 ÷ 0,8	0,8 ± 0,1 0,3 ÷ 0,7
	Переважає опора на неоперовану кінцівку	1,0 ± 0,8 0,1 ÷ 2,8	0,8 ± 0,2 0,6 ÷ 1,1	0,8 ± 0,2 0,6 ÷ 1,0
	Парний Т-тест хвора ↔ здорова	t = -0,954 p = 0,358	t = -9,841 p = 0,024	t = -2,417 p = 0,037

Таблиця 7

## Динаміка швидкості коливання (мм/с) ЗЦМ стадиограм хворих у процесі спостереження (M ± SD; min ÷ max)

Статиграфічний тест		Група	Термін спостереження, міс.		
			до операції	через 6	через 12
Двохопорне стояння		I	15,22 ± 1,80 13,58 ÷ 19,19	15,77 ± 1,88 12,84 ÷ 18,66	15,36 ± 2,53 10,58 ÷ 18,91
		II	16,97 ± 2,66 13,63 ÷ 21,30	15,56 ± 1,61 12,84 ÷ 18,50	13,50 ± 3,14 8,91 ÷ 17,84
		t, p	t = -1,721; p = 0,102	t = 0,276; p = 0,786	t = 1,460; p = 0,162
Переважаюча опора на	оперовану кінцівку	I	19,23 ± 2,97 13,09 ÷ 24,71	21,31 ± 2,83 16,00 ÷ 24,75	17,50 ± 3,01 13,64 ÷ 21,17
		II	19,98 ± 3,25 13,09 ÷ 24,71	21,69 ± 2,24 17,33 ÷ 24,75	16,90 ± 4,54 10,41 ÷ 24,12
		t, p	t = -0,535; p = 0,599	t = -0,328; p = 0,747	t = 0,350; p = 0,730
	неоперовану кінцівку	I	16,30 ± 3,34 10,49 ÷ 20,99	15,42 ± 2,51 12,00 ÷ 21,61	13,76 ± 3,38 10,56 ÷ 22,50
		II	17,12 ± 2,59 13,00 ÷ 20,99	15,84 ± 1,65 13,48 ÷ 18,00	13,21 ± 3,42 10,51 ÷ 22,50
		t, p	t = -0,614; p = 0,547	t = -0,449; p = 0,659	t = 0,361; p = 0,722

Таблиця 8

## Динаміка зміни швидкості коливання

Статиграфічний тест		Група	До операції ↔ 6 міс.		До операції ↔ 12 міс.		6 міс. ↔ 12 міс.	
			M ± SD	t, p	M ± SD	t, p	M ± SD	t, p
Двохопорне стояння		I	-0,55 ± 1,74	t = -0,999 p = 0,344	-0,14 ± 3,23	t = -0,132 p = 0,898	0,42 ± 3,10	t = 0,425 p = 0,681
		II	1,41 ± 2,41	t = 1,852 p = 0,097	3,47 ± 3,36	t = 3,273 p = 0,010	2,06 ± 3,51	t = 1,857 p = 0,096
Переважаюча опора на	оперовану кінцівку	I	-2,08 ± 2,43	t = -2,710 p = 0,024	1,73 ± 3,67	t = 1,492 p = 0,170	3,81 ± 2,56	t = 4,714 p = 0,001
		II	-1,71 ± 3,07	t = -1,762 p = 0,112	3,08 ± 5,83	t = 1,671 p = 0,129	4,79 ± 4,08	t = 3,715 p = 0,005
	неоперовану кінцівку	I	0,88 ± 3,68	t = 0,757 p = 0,068	2,54 ± 3,83	t = 2,097 p = 0,065	1,66 ± 4,13	t = 1,272 p = 0,235
		II	1,28 ± 2,69	t = 1,499 p = 0,168	3,91 ± 3,83	t = 3,228 p = 0,010	2,64 ± 4,60	t = 1,810 p = 0,104

Стойка динаміка до зменшення швидкості коливання за всіх статиграфічних тестів може бути ознакою відновлення опороспроможності.

## Висновки

Проведений статистичний аналіз стадиограм хворих із рецидивами УЕВК показав, що в дітей, яких лікували за методикою Понсеті (II група), зміни показників опороспроможності за двохопального стояння зафіксували на статистично значущому рівні. У пацієнтів I групи зміни величини площі проекції ЗЦМ протягом усього періоду спостережень не набували статистичної значущості.

У процесі відновлення опороспроможності, коли хворі починали навантажувати оперовану

стопу, спостерігали незначне погіршення параметрів стояння в пацієнтів I групи через 6 міс. після операції, що проявлялося в збільшенні площі проекції ЗЦМ, зменшенні величини зміщення ЦПЗЦМ. У хворих, оперованих за методикою Понсеті (II група) повне відновлення статиграфічних параметрів відбувалося раніше: вже через 6 міс. спостерігали нормалізацію опорності та стійкості.

Таким чином, можна стверджувати, що використання методики Понсеті для лікування УЕВК дозволяє відновити опороспроможність нижніх кінцівок пацієнтів значно раніше, ніж у разі «традиційних» методів.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

**Список літератури**

1. Ponseti I. V. The classic: congenital club foot: the results of treatment. 1963 / I. V. Ponseti, E. N. Smoley // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2009. — Vol. 467 (5). — P. 1133–1145. — DOI: 10.1007/s11999-009-0720-2.
2. Волков С. Е. Дифференциальная диагностика и раннее комплексное лечение врожденных деформаций стоп у детей: автореф. дис. ... докт. мед. наук / С. Е. Волков. — М., 1999. — 17 с.
3. Long-term retrospective study of patients with idiopathic clubfoot treated with posterior medial-lateral release / L. P. Hsu, L. S. Dias, V. T. Swaroop // *The Journal of Bone and Joint Surgery, American volume*. — 2013. — Vol. 95 (5). — Article: e27. — DOI: 10.2106/JBJS.L.00246.
4. Lampasi M. Transfer of the tendon of tibialis anterior in relapsed congenital clubfoot Long-term results in 38 feet / M. Lampasi // *The Journal of Bone and Joint Surgery, British volume*. — 2010. — Vol. 92 (5). — P. 277–283. — DOI: 10.1302/0301-620X.92B2.22504.
5. Changes in muscle moment arms following split tendon transfer of tibialis anterior and tibialis posterior / S. J. Piazza, R. L. Adamson, J. O. Sanders, N. A. Sharkey // *Gait and Posture*. — 2001. — Vol. 14 (3). — P. 271–278. — DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00143-6.
6. Henderson C. P. Lateral and medial plantar pressures after split versus whole anterior tibialis tendon transfer / C. P. Henderson, B. G. Parks, G. P. Guyton // *Foot & Ankle International*. — 2008. — Vol. 29 (10). — P. 1038–1041. — DOI: 10.3113/FAI.2008.1038.
7. Hui J. H. Biomechanical study of tibialis anterior tendon transfer / J. H. Hui, J. C. Goh, E. H. Lee // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 1998. — № 349. — P. 249–255. — DOI: 10.1097/00003086-199804000-00031.
8. Richards B. S. Nonoperative clubfoot treatment using the French physical therapy method / B. S. Richards, C. E. Johnston, H. Wilson // *Journal of Pediatric Orthopedics*. — 2005. — Vol. 25 (1). — P. 98–102. — DOI: 10.1097/00004694-200501000-00022.
9. Алексеева О. Ю. Методы анализа стабилотомограмм в оценке функционального состояния человека / О. Ю. Алексеева, М. Ю. Карпинский // *Медицина и...* . — 2002. — № 1. — С. 48–53.
10. Обґрунтування та аналіз геометричних параметрів стаотограм для оцінювання стану опорно-рухової системи людини / О. А. Тяжелов, М. Ю. Карпінський, О. Д. Карпінська, С. Ю. Яремін // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2014. — № 3. — С. 62–68. — DOI: 10.15674/0030-59872014362-67.
11. Особливості динамічних характеристик стаотограм при фіксації суглобів нижньої кінцівки / О. А. Тяжелов, М. Ю. Карпінський, О. Д. Карпінська, С. Ю. Яремін // *Травма*. — 2014. — Т. 15, № 2. — С. 88–93. — DOI: 10.22141/1608-1706.2.15.2014.81375.
12. Система для комплексной оценки состояния опорно-двигательного и вестибулярного аппарата человека «Стаотограф» / З. М. Мителева, М. Ю. Карпинский, В. Я. Кокоровец, Г. И. Кружилин // *Медицина и...* . — 1997. — № 1. — С. 35–36.
13. Александров А. В. Стратегия поддержания равновесия человека при наклоне корпуса вперед на узкой опоре / А. В. Александров, А. А. Фролов, Ж. Масьон // *Русский журнал биомеханики*. — 2002. — Т. 6, № 4. — С. 63–77.
14. Бююль Ахим. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей: Пер. с нем. / Ахим Бююль, Петер Цефлер. — СПб. : ДиаСофтЮП, — 2005. — 608 с.

Стаття надійшла до редакції 22.01.2021

## COMPARATIVE ANALYSIS OF WEIGHT-BEARING FUNCTION OF LOWER EXTREMITIES IN CHILDREN WITH RECURRENCES OF CONGENITAL EQUINOVARUS CLUBFOOT AFTER SURGICAL TREATMENT BY «TRADITIONAL» METHODS AND PONSETI METHOD

S. O. Khmyzov, G. V. Kykosh, O. D. Karpinska, M. Yu. Karpinsky

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

✉ Sergij Khmyzov, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: s.khmyzov@gmail.com

✉ Genadij Kykosh, PhD in Traumatology and Orthopaedics: kykoshgeny@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

УДК 616.712-007.2-089.843(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021118-22>

## Значення механічних властивостей пластини в разі торакопластики вродженої лійкоподібної деформації грудної клітки

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

<sup>1</sup> ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України»

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

*Surgical treatment of a congenital pectus excavatum (CPE) includes using of a plate that holds the correct anatomical shape of the chest for a long time. Before implanting the plate behind a sternum, it is bent so that after correcting the deformation, it reproduces shape of the ribs on both sides and fits close to them. Displacement and rotation are the most frequent complications after plate implantation. Therefore, mechanical properties of the plate, such as: strength, ability to withstand the load during surgery and in the long term period — is one of the main guarantees to obtain the good result. Objective. To study the mechanical properties of the plate which is used for thoracoplasty at CPE under conditions comparable to real loads in order to gain maximal correction. Methods. Experimental bending tests were performed on 5 standard plates of 2.5 mm thick, 13 mm width and 200 mm length, made from titanium Ti6-AL4-V (according to ISO 5832-3). All plates were bent with a special surgical instrument according to the anatomical shape of a chest, using method of surgery by D. Nuss. All plates supports were placed on a distance from the fixing screws. The force of bending load was applied to the middle of the plate, gradually increasing from 150 to 600 H with a step 50 H. At each value of the loading we measured the height of the plate edge elevation. Results. Under load conditions of 600 H, the elevation of a plate edge did not exceed 3 mm and was equal to  $(2700 \pm 177) \mu\text{m}$ . In a case of twice lower loads (300 H), value of lifting edge of the plate decreased in three times and was  $(700 \pm 85) \mu\text{m}$ . Changes that happened under loading were the same for all five types of the plate. Conclusions. It is proved that the plates can fully withstand corrective loads with a minimal deformation after thoracoplasty. The discrepancy between the plate shape in the lateral parts to the restored thorax is caused by the changing of configuration of the last one and increasing in the anteroposterior size. Key words. Plate, mechanical properties, thoracoplasty.*

*Хірургічне лікування вродженої лійкоподібної деформації грудної клітки (ВЛДГК) передбачає використання пластини, яка тривалий час утримує правильну анатомічну форму грудної клітки. Перед встановленням пластини за грудиною її вигинають так, щоб після корекції деформації вона по боках відтворювала форму ребер та щільно до них прилягала. Проте частими ускладненнями після встановлення пластини є її зміщення та ротація. Тому механічні властивості пластини, а саме: міцність, можливість витримувати навантаження під час хірургічного втручання та у віддаленому періоді, — одна з головних заборук отримання бажаного результату. Мета. Вивчити механічні властивості пластини для торакопластики ВЛДГК за умов порівняних із реальними навантаженнями для досягнення максимальної корекції. Методи. Проведено експериментальні випробування на згинання 5 стандартних пластин товщиною 2,5 мм, шириною 13 мм і довжиною 200 мм, виготовлених із титану марки Ti6-AL4-V (відповідно до ISO 5832-3). Усі пластини вигинали за допомогою спеціального хірургічного інструмента згідно з анатомічною формою грудної клітки, відповідно до методики оперативного втручання за D. Nuss. Опори розташовували на відстані фіксувальних гвинтів. Силу згинального навантаження прикладали до середини пластини, збільшуючи поступово від 150 до 600 Н із кроком 50 Н. На кожній величині навантаження вимірювали висоту підйому краю пластини. Результати. За умов навантаження величиною 600 Н підйом краю пластини не перевищував 3 мм і дорівнював  $(2700 \pm 177) \mu\text{m}$ . У разі вдвічі менших навантажень (300 Н) величина підйому краю пластини знижувалась утричі та становила  $(700 \pm 85) \mu\text{m}$ . Реакція під час навантаження була однаковою для всіх п'яти типів пластин. Висновки. Доведено, що пластини повністю витримують коригувальні навантаження з мінімальною деформацією після проведеної торакопластики. Невідповідність форми пластини в бічних відділах і відновленої грудної клітки обумовлена зміною конфігурації останньої та збільшенням передньозаднього розміру.*



**Ключові слова.** Пластина, механічні властивості, торакопластика

## Вступ

Натепер серед способів хірургічного лікування вродженої лікоподібної деформації грудної клітки (ВЛДГК) без сумнівів віддають перевагу методиці D. Nuss [1–4]. Під час оперативного втручання деформацію виправляють за допомогою пластини, яку встановлюють за грудиною (рис. 1) та яка механічно шляхом власного навантаження коригує деформацію й утримує її впродовж часу.

У свою чергу механічні властивості пластини, а саме: міцність, можливість витримувати навантаження під час хірургічного втручання та у віддаленому періоді, — є однією з головних запорок отримання бажаного результату [5].

Перед встановленням пластини за грудиною їй зазвичай надають відповідну форму шляхом вигинання в такий спосіб, щоб після корекції деформації вона по боках відтворювала форму ребер і щільно до них прилягала. Проте частими ускладненнями після встановлення пластини є її зміщення та ротація [6, 7]. Для їхнього запобігання використовують механічну фіксацію пластини до ребер швами або за допомогою додаткових пристроїв на ній [8]. Але з власного досвіду виконаних хірургічних втручань ми переконалися, що після ротації пластини та досягнення корекції деформації часто виникає невідповідність наданої пластині форми відновленій конфігурації грудної клітки. Аналізуючи це явище, ми припустили, що, швидше за все, воно зумовлене зміною форми пластини після механічного навантаження, тобто розгинання, або зміною форми та розмірів грудної клітки. А саме, бокові кінці пластини виступають під м'якими тканинами грудної клітки, не прилягаючи до ребер, що призводить до повторного вигинання пластини та подовження терміну операцій.

Тому, щоб уникнути вказаних негативних явищ на початковому етапі досліджень, вирішили за доцільне та необхідне провести вивчення міцностних властивостей стандартної пластини, зміни її форми під час механічних навантажень в експериментальних умовах та порівняти з реальними навантаженнями. Незважаючи на те, що авторами [9] проведено схожі експериментальні дослідження з вивчення механічних властивостей пластини особливої конструкції з блокувальними гвинтами шириною 16 мм, товщиною 2,5 мм, довжиною 340 мм, виготовленої з Cr–Ni–Mo сталі,

та були отримані відповідні результати, ми провели власні дослідження, бо використовуємо пластину іншої конструкції, інших розмірів, виготовлену з іншої сталі.

*Мета роботи:* вивчити механічні властивості пластини для торакопластики вродженої лікоподібної деформації грудної клітки за умов порівняння із реальними навантаженнями для досягнення максимальної корекції.

## Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» проведено експериментальні випробування на згинання стандартних пластин товщиною 2,5 мм, шириною 13 мм та довжиною 200 мм, виготовлених із титану марки Ti6–AL4–V [10], які використовують під час хірургічної корекції деформації грудної клітки за D. Nuss. Досліджено п'ять пластин. Схему експерименту наведено на рис. 2.

Усі пластини було вигнуто за допомогою спеціального хірургічного інструмента, відповідно до методики оперативного втручання за D. Nuss. Опори розташовували на відстані фіксувальних гвинтів. Силу згинального навантаження приклали до середини пластини, збільшуючи поступово від 150 до 600 Н з кроком 50 Н. На кожній величині навантаження вимірювали висоту підйому краю пластини. Зовнішній вигляд пластини на стенді для біомеханічних досліджень наведено на рис. 3.

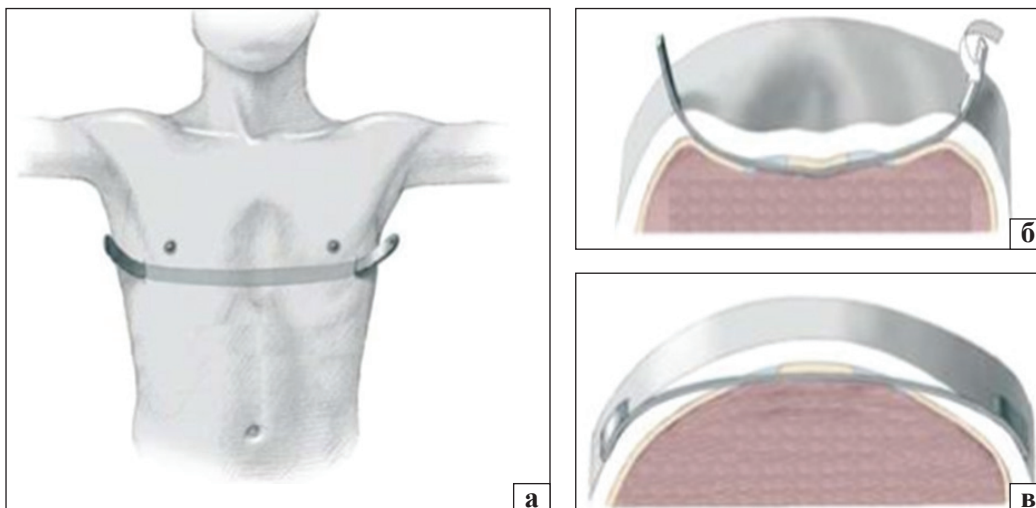
Величину сили згинання вимірювали за допомогою тензометричного датчика SBA-100L та пристроєм реєстрації CAS типу CI-2001A, а прогину кінця пластини — мікрометра годинникового типу.

Результати експериментального дослідження були оброблені методами описової статистики, з розрахунком середньої (M) та стандартного відхилення (SD) [11].

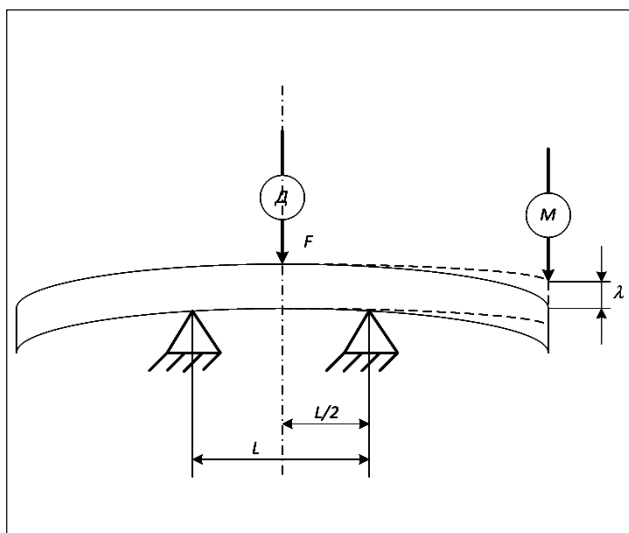
## Результати та їх обговорення

У проведених експериментальних дослідженнях отримано величини прогину пластини для корекції деформацій грудної клітки залежно від показників навантаження. Результати досліджень із розрахунком середнього значення та стандартного відхилення наведені в таблиці.

Аналіз показників довів, що за навантаження величиною 600 Н підйом краю пластини не перевищував 3 мм і дорівнював  $(2700 \pm 177)$  мкм.



**Рис. 1.** Операція за D. Nuss: встановлення пластини за грудиною (а), її поворот на 180° (б), кінцеве положення (в)

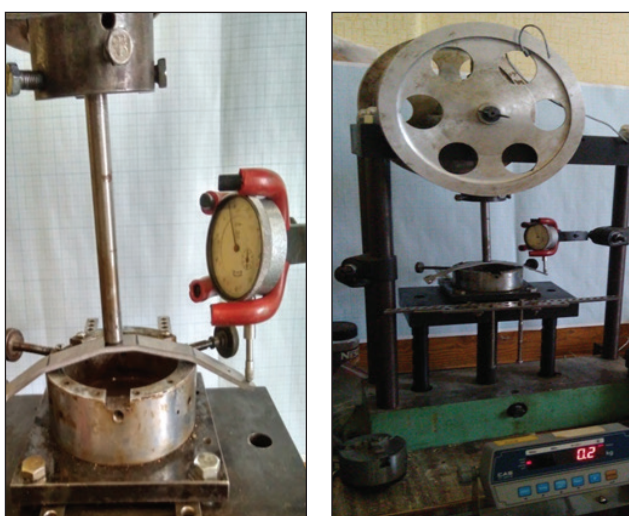


**Рис. 2.** Схема експериментального дослідження. Д — динамометр; М — мікрометр; F — навантаження; L — відстань між опорами;  $\lambda$  — висота підйому краю пластини

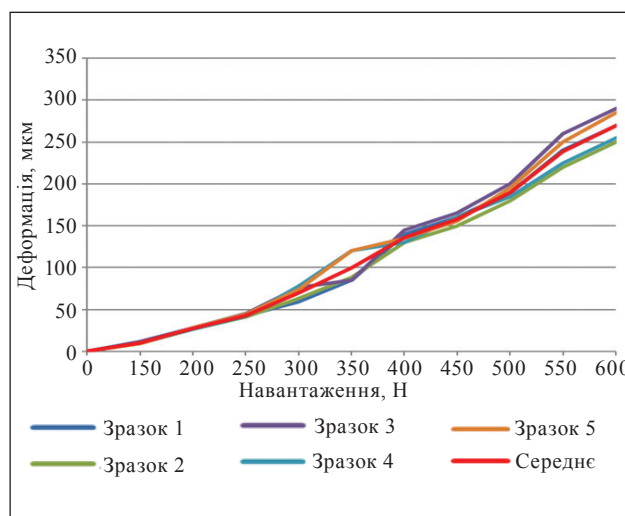
У разі вдвічі менших навантажень (300 Н) величина підйому краю пластини знижувалась втричі та становила  $(700 \pm 85)$  мкм. Тобто деформація пластини виникала за умов прикладання навантажень, величина яких значно більша, ніж у реальних умовах під час торакопластики. Таке навантаження навіть теоретично навряд чи може виникнути під час корекції деформацій грудної клітки в дітей.

Для наочності побудовано графік залежності величини підйому краю пластини від величини коригувального навантаження (рис. 4).

Як бачимо на графіку, підйом краю пластини відбувається лінійно. Близьке розташування експериментальних кривих свідчить про однакові властивості пластин та їхню реакцію в разі навантаження.



**Рис. 3.** Пластина на стенді для біомеханічних досліджень під час випробувань



**Рис. 4.** Графік величини підйому краю пластини залежно від навантаження

Таблиця

## Результати експериментального дослідження механічного навантаження пластини

Навантаження, Н	Висота підйому краю пластини, мкм					M ± SD
	зразок 1	зразок 2	зразок 3	зразок 4	зразок 5	
150	100	90	120	100	90	100 ± 12
200	270	260	280	260	280	270 ± 10
250	430	410	450	420	440	430 ± 16
300	590	630	760	780	740	700 ± 85
350	850	880	850	1200	1200	996 ± 187
400	1400	1300	1450	1300	1350	1360 ± 65
450	1600	1500	1650	1600	1550	1580 ± 57
500	1900	1800	2000	1850	1950	1900 ± 79
550	2400	2200	2600	2250	2500	2390 ± 167
600	2700	2500	2900	2550	2850	2700 ± 177

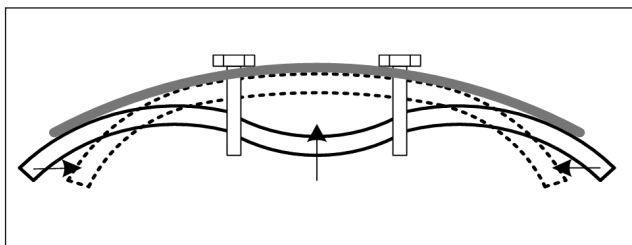


Рис. 5. Схема деформації реберної системи за умов корекції деформації грудної клітки

Результати дослідження наочно показали, що навіть за коригувальних навантажень величиною 600 Н краї пластини не здатні піднятися вище, ніж 3 мм. Тому, на нашу думку, скоріше за все на практиці відбувається зворотне явище, тобто опускаються ребра під пластинною, як м'якший матеріал (рис. 5). Пластина під час операції залишається практично не деформованою.

### Висновки

За умов дії коригувальних навантажень величина підйому країв пластини не виходить за межі 1 мм. У разі навантаження в 600 Н величина підйому країв пластини не перевищує 3 мм. Пластина з титанового сплаву Ti6–Al4–V повністю витримує коригувальні навантаження з мінімальною деформацією. Невідповідність форми пластини в бокових відділах і відновленої грудної клітки зумовлена зміною конфігурації останньої та збільшенням передньо-заднього розміру. Загалом методика D. Nuss не є руйнівною для біомеханічної системи «грудина – ребра – хребет», а пластина з титанового сплаву Ti6–Al4–V практично не піддається деформації під час торакопластики та відповідає необхідним вимогам.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

### Список літератури

1. Modified Nuss procedure in the treatment of recurrent pectus excavatum after open repair / L. Guo, J. Mei, F. Ding [et al.] // *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*. — 2013. — Vol. 17 (2). — P. 258–262. — DOI: 10.1093/icvts/ivt150.
2. Twenty-one years of experience with minimally invasive repair of pectus excavatum by the Nuss procedure in 1215 patients / R. E. Kelly, M. J. Goretsky, R. Obermeyer [et al.] // *Annals of Surgery*. — 2010. — Vol. 252 (6). — P. 1072–1081. — DOI: 10.1097/SLA.0b013e3181effdce.
3. Nuss D. Nuss bar procedure: past, present and future / D. Nuss, R. J. Obermeyer, R. E. Kelly // *Annals of Cardiothoracic Surgery*. — 2016. — Vol. 5 (5). — P. 422–433. — DOI: 10.21037/acs.2016.08.05.
4. One hundred patients with recurrent pectus excavatum repaired via the minimally invasive Nuss technique — effective in most regardless of initial operative approach / R. E. Redlinger Jr, R. E. Kelly Jr, D. Nuss [et al.] // *Journal of Pediatric Surgery*. — 2011. — Vol. 46. — P. 1177–1181. — DOI: 10.1016/j.jpedsurg.2011.03.048.
5. Failure analysis of plates used in treatment of pectus excavatum [Web source] / Venkata Ramesh Mamilla, G. Deepa Lakshmi, G. Lakshmi Narayana Rao, Gaddam Sekhar : International Conference on Advances in Engineering and Technology (ICAET 2014). — Available from: [https://www.researchgate.net/publication/303400817\\_Failure\\_Analysis\\_of\\_Plates\\_Used\\_In\\_Treatment\\_of\\_Pectus\\_Excavatum](https://www.researchgate.net/publication/303400817_Failure_Analysis_of_Plates_Used_In_Treatment_of_Pectus_Excavatum).
6. Крупко А. В. Применение операции Насса при различных типах деформации грудной клетки / А. В. Крупко, А. Б. Богосьян // *Фундаментальные исследования*. — 2014. — Т. 10 (2). — С. 298–303.
7. Анализ периоперационных осложнений при коррекции ВДГК по модифицированной методике Насса / А. Ю. Разумовский, А. Б. Алхасов, З. Б. Митупов [и др.] // *Детская хирургия*. — 2017. — Т. 21(5). — С. 251–257. — DOI: 10.18821/1560-9510-2017-21-5-251-257.
8. A simple technique for preventing bar displacement with the Nuss repair of pectus excavatum / A. Hebra, M. W. Gauderer, E. P. Tagge [et al.] // *Journal of Pediatric Surgery*. — 2001. — Vol. 36 (8). — P. 1266–1268. — DOI: 10.1053/jpsu.2001.25791.
9. Experimental biomechanical assessment of plate stabilizers for treatment of pectus excavatum / A. Kajzer, W. Kajzer, B. Gzik-Zroska [et al.] // *Acta of Bioengineering and*

- Biomechanics. — 2013. — Vol. 15 (3). — P. 113–121. — DOI: 10.5277/abb130314.
10. Standard: ISO 5832-3/2007: Implants for Surgery. Metallic Materials. Wrought Stainless Steel.
11. Бююль Ахим. SPSS: искусство обработки информации. Анализ статистических данных и восстановление скрытых закономерностей: Пер. с нем. / Ахим Бююль, Петер Цефлер. — СПб. : ООО «ДиаСофтЮП», 2005. — 608 с.

Стаття надійшла до редакції 15.12.2020

---

## THE VALUE OF THE PLATE MECHANICAL PROPERTIES IN A CASE OF THORACOPLASTY AT THE CONGENITAL PECTUS EXCAVATUM

V. A. Dihtiar <sup>1</sup>, M. O. Kaminska <sup>1</sup>, M. Yu. Karpinsky <sup>2</sup>, O. D. Karpinska <sup>2</sup>

<sup>1</sup> SI «Dnipropetrovsk Medical Academy of the Ministry of Health of Ukraine»

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

✉ Valerii Dihtiar, MD, Prof., Department of the Pediatric Surgery, orthopedics and traumatology: Vdihtiar2017@gmail.com

✉ Marianna Kaminska, PhD: mkaminska0307@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com

УДК 616.758:617.583]-089.843:615.462](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021123-33>

## Внутрішньоканальна інкорпорація сухожилкового автотрансплантата передньої схрещеної зв'язки з імплантацією поліпропіленової сітки за даними МРТ

М. Л. Головаха<sup>1</sup>, О. В. Шевельов<sup>2</sup>, С. А. Бондаренко<sup>1</sup>, В. І. Перцов<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Запорізький державний медичний університет. Україна

<sup>2</sup> Діагностичний центр «Медікум», Запоріжжя. Україна

*Hamstring tendon graft remains one of the most popular for ACL reconstruction (ACLR). However, its disadvantage is long term ligamentation process and intracanal incorporation and delayed rehabilitation. One of the methods for stimulation of connective tissue growth is the implantation of polypropylene mesh (PPM), which are widely used in hernioplasty. Objective. To compare the MRI data dynamics of intracanal incorporation of tendon graft with implantation of PPM in bone canals. Methods. For evaluation of graft reconstruction in the femoral and tibial canals we used criteria based on the analysis of MRI images in PD FS and STIR sequences: the nature of the signal from the graft in the center of bone canal; general view of the graft; the nature of the MRI signal from the tissues around the graft on the tendons-bone border; the presence of synovial fluid in the canals and bone edema around them. Results of MRI of 75 patients who underwent «all-inside» ACLR with semitendinosus graft were analyzed. In the study group (40 patients) were compared to control group (35 patients) additionally implanted PPM around the ends of the tendon graft. Results. Intracanal graft incorporation in the group of patients with implantation of PPM occurred faster. The nature of the signal from the center of the bone canal and on the bone-tendon border progressed significantly faster in all observed terms. In the research group there was not presence of synovial fluid in the canals along the graft. Conclusions. Implantation of PPM around the ends of the ACL tendon autograft immersed in bone canals, leads, according to MRI data, to faster intra-canal incorporation. Key words. Knee joint, anterior cruciate ligament, arthroscopy.*

*Трансплантат із сухожилків згиначів гомілки залишається одним із найпопулярніших для пластики передньої схрещеної зв'язки (ПСЗ). Проте його недоліком є тривалий процес лігаментзації та внутрішньоканальної інкорпорації, що затримує реабілітацію. Одним із методів стимуляції росту сполучної тканини є імплантація поліпропіленових сіток (ПС), які широко застосовують у герніопластиці. Мета. Провести порівняльний аналіз МРТ-динаміки внутрішньоканальної інкорпорації сухожилкового трансплантата з імплантацією ПС у кісткових каналах. Методи. Для оцінювання перебудови трансплантата в каналах стегнової та великогомілкової кісток використовували критерії, засновані на аналізі зображень МРТ у PDFS і STIR послідовностях: характер сигналу від трансплантата по центру кісткового каналу; загальний вигляд трансплантата; характер МРТ-сигналу від тканин навколо трансплантата на межі «сухожилка – кістка»; наявність синовіальної рідини в кісткових каналах і кісткового набряку навколо них у стегновій і великогомілковій кістках. Проаналізовано результати МРТ 75 пацієнтів, яким виконана пластика ПСЗ методом «all-inside» автотрансплантатом із сухожилка напівсухожилкового м'яза. У групі дослідження (40 осіб) на відміну від групи порівняння (35) додатково імплантували ПС навколо кінців сухожилкового трансплантата. Результати. Внутрішньоканальна перебудова трансплантата в групі пацієнтів з імплантацією ПС відбувалася швидше. Характер сигналу по центру кісткового каналу і на межі сухожилка з кісткою прогресував достовірно швидше в усі терміни спостереження. У групі дослідження практично не реєстрували затікання рідини уздовж трансплантата в кісткові канали. Висновки. Імплантація ПС навколо кінців сухожилкового автотрансплантата ПСЗ, занурених у кісткові канали, приводить, за даними МРТ, до його швидшої внутрішньоканальної інкорпорації.*

**Ключові слова.** Колінний суглоб, передня схрещена зв'язка, артроскопія

## Вступ

Відновлення функції після реконструкції передньої схрещеної зв'язки (ПСЗ) залишається предметом численних досліджень. За даними різних авторів, питома вага рецидивів ушкодження ПСЗ коливається від 3 до 15 % у перші 2 роки після операції, а повне відновлення функції залежить від початкового стану пацієнта [1–3]. Причому частка постраждалих із повним обсягом відновлення коливається від 65 до 95 %. Результати хірургічного лікування ПСЗ залежать від різних факторів, одним з яких є інтеграція трансплантата в кісткових каналах. Його перебудова на межі «сухожилок – кістка» проходить чотири стадії [4]. Більшість авторів, які описували цей процес, вважають, що він триває до 6 міс. після операції [5–7]. На цьому засновані протоколи реабілітації після пластики ПСЗ. Численні дослідження останніх років свідчать про те, що цей процес може тривати і довше [8, 9]. У поданій роботі ми зупинимося на одній зі сторін процесу перебудови трансплантата — стимуляції внутрішньоканальної інкорпорації сухожилкового трансплантата.

Як відомо, трансплантат із сухожилків згиначів гомілки залишається одним із найпопулярніших серед ортопедів [1, 10, 11]. Серед його недоліків — тривалий процес лігаментзації та внутрішньоканальної інкорпорації. Це накладає відбиток на його застосування та не дозволяє проводити агресивну і швидку реабілітацію пацієнтів. Раніше ми проаналізували результати пластики ПСЗ за допомогою магнітно-резонансної томографії (МРТ) [8]. Констатовано, що як лігаментация, так і внутрішньоканальна інкорпорація трансплантата з сухожилків згиначів гомілки не закінчується повністю до 6 міс. після операції, що йде в розріз із більшістю реабілітаційних протоколів. Тому ми звернулися до ідеї стимуляції цих процесів і провели дослідження ефекту імплантації поліпропіленової сітки в тканини колінного суглоба кролів в експерименті й відзначили стимуляцію зростання фіброзної тканини за рахунок стимуляції та пролонгації проліферативного запального процесу в зоні контакту трансплантата зі стінкою каналу [12]. Клінічний досвід імплантації поліпропіленової сітки навколо кінців сухожилка, які занурюють у кісткові канали, показав низку позитивних ефектів [13]. Подана робота присвячена вивченню динаміки МРТ-ознак внутрішньоканальної інкорпорації трансплантата з сухожилка напівсухожилкового

м'яза, зануреного в кісткові канали, кінці якого обгорнуті поліпропіленовою сіткою.

*Мета роботи:* провести порівняльний аналіз МРТ-динаміки внутрішньоканальної інкорпорації сухожилкового трансплантата з імплантацією поліпропіленової сітки в кісткових каналах.

## Матеріал і методи

Для оцінювання перебудови трансплантата в каналах стегнової та великогомілкової кісток, на основі власних спостережень і даних літератури ми запропонували критерії, засновані на аналізі МРТ-зображень у PDFS і STIR послідовностях [8, 14].

*Показник № 1. Характер сигналу від трансплантата по центру кісткового каналу.* Динаміку зміни трансплантата в кістковому каналі визначали за методикою, яку ми використали для оцінювання перебудови внутрішньосуглобової частини трансплантата ПСЗ [14]. Аналізували інтенсивність МРТ-сигналу: 1) сагітальні послідовності, зважені за протонною щільністю PDW (repetition time (TR) = 3 000 ms, echo time (TE) = 30 ms, echo train length = 8, 2 number of excitations (NEX), 320/224 matrix); 2) аксіальні T2 зважені послідовності (TR = 4000 ms, TE = 85 ms, echo train length = 12, 2 NEX, 256/192 matrix).

На цих послідовностях висока інтенсивність сигналу відповідає світлішому кольору трансплантата, а низька — темнішому. У літературі існує кілька досліджень, які описують динаміку ревазуляризації трансплантатів після різних ортопедичних втручань, проте у всіх цих працях вивчали не кількісні зміни сигналу від структур, а якісні [2, 15–17]. При цьому результати оцінювали декілька рентгенологів за класифікацією інтенсивності сигналу: гіпер-, гіпо- й ізоінтенсивний із додаванням підгруп у вигляді «помірно-інтенсивний» або «виражено-інтенсивний». Така оцінка є досить суб'єктивною. Для виключення цього чинника розроблено коефіцієнт сигнал/шум (КСШ), який обчислюють за такою формулою [18]:

$$\text{КСШ} = \frac{\text{Інтенсивність сигналу від структури}}{\text{Інтенсивність сигналу від структури порівняння}} \quad (1)$$

У нашому дослідженні:

$$\text{КСШ} = \frac{\text{Інтенсивність сигналу від трансплантата ПСЗ}}{\text{Інтенсивність сигналу від структури порівняння}} \quad (2)$$

Інтенсивність сигналу трансплантата ПСЗ визначали на двох послідовних сагітальних зрізах, зважених за протонною щільністю (PDW), що збільшувало ймовірність істинного вимірювання.

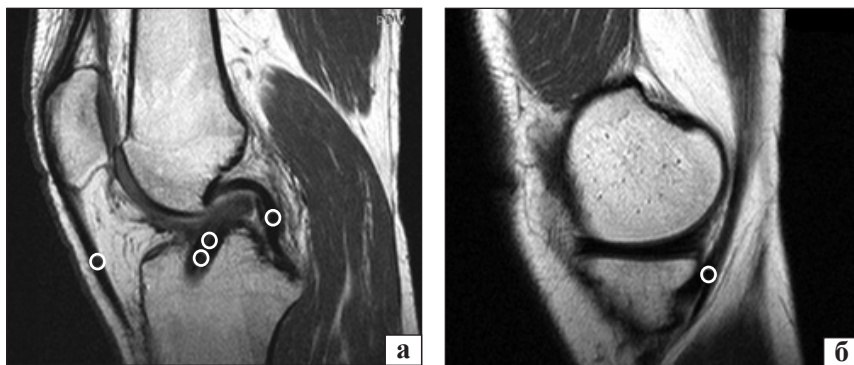
Для визначення сигналу використовували коло діаметром 4 мм у двох локалізаціях упродовж центральної частини трансплантата в каналі великогомілкової кістки (рис. 1, а), обчислювали середнє арифметичне з двох значень, яке дали застосовували в розрахунках. Для вимірювання фонової інтенсивності сигналу залучено кілька анатомічних структур колінного суглоба: сухожилок півперетинчастого м'яза (рис. 1, б), задню схрещену зв'язку (ЗСЗ) в середній третині, зв'язку наколінка в середній третині (рис. 1, а).

**Показник № 2. Загальний вигляд трансплантата.** Додатково оцінювали загальний вигляд трансплантата ПСЗ за ступенем його однорідності на послідовностях, зважених за протонною щільністю. Використовували трибальну шкалу, де 1 бал присвоювали повністю гомогенній за структурою зв'язці, 2 — незначно гетерогенній, 3 — повністю гетерогенній (рис. 2). Оцінювання проводили незалежно три ортопеда, із досвідом реконструкції ПСЗ не менше ніж 5 років. Трансплантату давали 1, 2 або 3 бали за рішенням більшості з трьох лікарів.

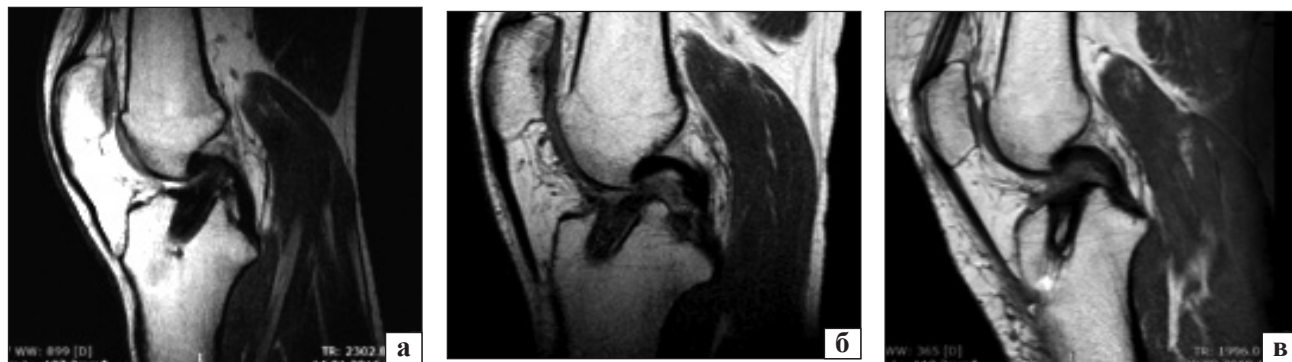
**Показник № 3. Характер МРТ-сигналу від тканин трансплантата на межі «сухожилок – кістка».** Аналізуючи сагітальні PDFS-послідовності визначали інтенсивність сигналу на межі «сухожилок – кістка». Повну інкорпорацію констатували в разі

сигналу низької інтенсивності або відсутності перехідної зони між сухожилком і стінкою каналу. Використовували умовно її поділ на 3 ступеня: 1-й — повна перебудова трансплантата протягом довжини всього великогомілкового каналу, низькоінтенсивний сигнал від внутрішньоканальної частини трансплантата без набряку на межі «сухожилок – кістка» (рис. 3, а); 2-й — неповна перебудова трансплантата протягом довжини великогомілкового каналу, низькоінтенсивний сигнал від внутрішньоканальної частини трансплантата з ділянками високоінтенсивного сигналу на межі «сухожилок – кістка», які свідчать про наявність набряку м'яких тканин і неповний контакт тканини сухожилка зі стінкою кісткового каналу (рис. 3, б); 3-й — значна відсутність перебудови трансплантата в кістковому каналі великогомілкової кістки, протягом більшої частини зони «сухожилок – кістка» — високоінтенсивний сигнал, що відображує наявність набряку і відсутність зрощення сухожилка зі стінками кісткового каналу (рис. 3, в).

**Показник № 4. Наявність синовіальної рідини в кісткових каналах стегнової та великогомілкової кісток.** На сагітальних і аксіальних PDFS-послідовностях (рис. 4, 5) оцінювали наявність рідини, яка візуалізується як високоінтенсивний сигнал (білий колір на МРТ-зображеннях).



**Рис. 1.** МРТ-зображення з вимірюванням інтенсивності сигналу у двох точках трансплантата ПСЗ, середній третині задньої схрещеної зв'язки та зв'язки наколінка на PDW-послідовності (а) і в зоні сухожилка півперетинчастого м'яза (б)



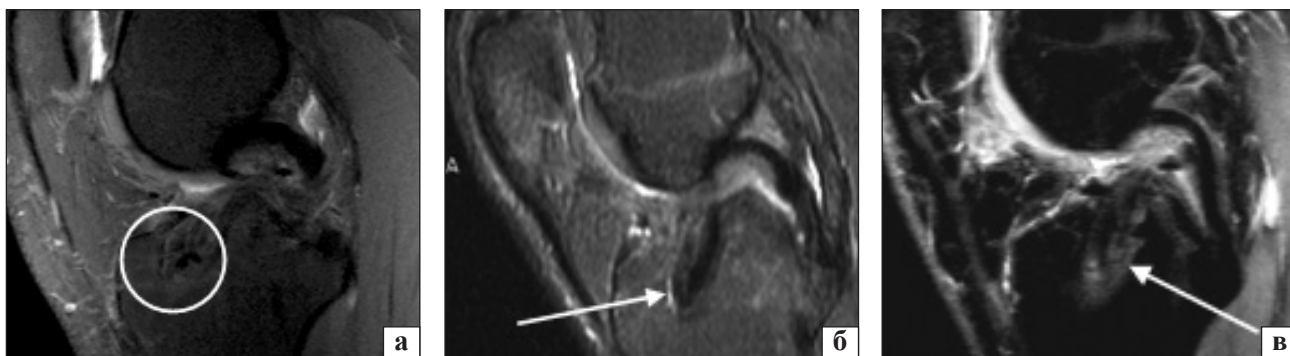
**Рис. 2.** Загальний вигляд трансплантата ПСЗ: а) гомогенна структура — 3 бали; б) незначно гетерогенна — 2 бали; в) гетерогенна — 1 бал

Наявність рідини в кістковому каналі навколо трансплантата свідчить про відсутність інкорпорації сухожилка з кісткою в цій зоні.

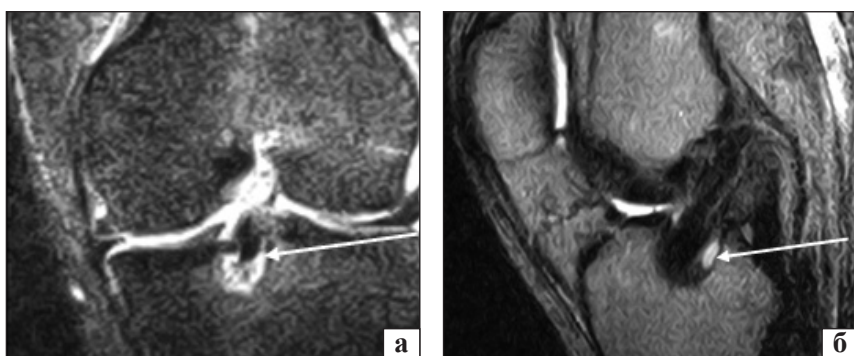
*Показник № 5. Наявність кісткового набряку навколо каналів великогомілкової та стегнової кісток.* Оцінювали сагітальні та фронтальні STIR-послідовності, кістковий набряк визначали за високоінтенсивним сигналом на фоні нормального низькоінтенсивного від кістки (ділянки білого кольору зі збереженою структурою кістки на фоні нормального темного сигналу) (рис. 6, а, б).

Клінічним матеріалом для дослідження послужили результати МРТ 75 пацієнтів, яким проведена пластика ПКС методом «all-inside» автотрансплантатом із сухожилка напівсухожилкового м'яза. Групу дослідження склали 40 хворих,

прооперованих у 2018–2019 роках з імплантацією поліпропіленової сітки навколо кінців сухожилкового трансплантата, які занурювали в кісткові канали (Сітка медична для відновлювальної хірургії. Поліпропіленова РРМ 501, 6×11 см. Біологічно інертна поліпропіленова нитка діаметром 0,1 мм. Поверхнева щільність 63 г/м<sup>2</sup>. Розмір комірок 1,3×1,0 мм). Групу порівняння склали 35 хворих, прооперованих у 2017 році. До обох груп увійшли пацієнти, яким, крім пластики ПКС, виконували видалення менісків (14 пацієнтів у групі дослідження, 18 — порівняння), шов меніска (2 особи у групі дослідження, 4 — порівняння), шейвінг хряща та мікрофрактуризацію невеликих його дефектів — не більше ніж 3 см<sup>2</sup> (10 випадків у групі дослідження, 11 — порівняння).



**Рис. 3.** Ступені перебудови трансплантата на межі «сухожилок – кістка»: а) 1-й, виділено зону інтересу; б) 2-й, стрілкою показано невелику ділянку високоінтенсивного сигналу; в) 3-й, стрілкою вказано значну ділянку високоінтенсивного сигналу



**Рис. 4.** МРТ-ознаки наявності синовіальної рідини в каналі стегнової (а) та великогомілкової (б) кісток. Стрілками вказано зони високоінтенсивного сигналу на сагітальних PDFS-послідовностях



**Рис. 5.** МРТ-ознаки відсутності синовіальної рідини в каналі стегнової (а) та великогомілкової (б) кісток. Стрілками вказано зони низькоінтенсивного сигналу на сагітальних PDW-послідовностях



Пацієнтів із супутніми ушкодженнями інших зв'язкових структур до цієї групи не включали. За статтю, віком і давністю травми обидві групи суттєво не відрізнялися (табл. 1).

Клінічні результати дослідження були опубліковані раніше [13].

МРТ проводили через 3–4, 6 і 9 міс. після операції. Виконання дослідження схвалено комісією з питань біоетики Запорізького державного медичного університету (протокол № 7 від 26.10.2016).

Для статистичної обробки використовували методи варіаційної статистики в програмах «MS Excel 2010» та «Statistica 13.0». Відмінності оцінювали як статистично значущі за  $p < 0,05$ .

### Результати та їх обговорення

Аналіз критерію № 1 — *характеру МРТ-сигналу від трансплантата по центру кісткового каналу* — наведено в табл. 2.

Результати статистичного аналізу показали, що перебудова трансплантата в кістковому каналі великогомілкової кістки в групі пацієнтів із поліпропіленовою сіткою відбулася швидше.

Візуально на МРТ це характеризується темнішим і одноріднішим виглядом трансплантата в просвіті кісткового каналу. Ми це додатково ілюструємо на діаграмах, які наведені на рис. 7–9. Найбільш показові результати отримані в разі порівняння зі зв'язкою наколінка. Через 3 міс. після операції КСШ у групі порівняння дорівнював  $5,75 \pm 0,29$ ; у групі дослідження —  $4,18 \pm 0,32$ . Достовірна різниця цих показників свідчить про те, що в групі дослідження сигнал від трансплантата менше відрізнявся від сигналу інтактної зв'язки наколінка. Через 6 міс. після операції в групі порівняння КСШ становив  $3,86 \pm 0,45$ ; а в групі дослідження —  $2,4 \pm 0,42$ . Це свідчить про швидшу інтеграцію внутрішньоканальної частини трансплантата в групі дослідження.

Таким чином, перебудова трансплантата всередині каналу великогомілкової кістки в разі імплантації поліпропіленової сітки навколо кінця трансплантата, який введений у канал, відбувалася швидше, а сигнал від трансплантата через 6 міс. показує вищу щільність тканини. Останнє свідчить про менший набряк та інфільтрацію трансплантата.



**Рис. 6.** МРТ-ознаки кісткового набряку на сагітальних STIR-послідовностях: а) тотальний кістковий набряк медіального виростка великогомілкової кістки; б) локальний кістковий набряк у зоні каналу в латеральному виростку стегнової кістки

**Розподіл пацієнтів за статтю, віком і давністю травми**

Таблиця 1

Показник	Група пацієнтів	
	порівняння	дослідження
Середній вік, роки:	34,4 роки	32,1 роки
– до 20;	4 (11,4 %)	5 (12,5 %)
– 21–30;	9 (21,7 %)	12 (30,0 %)
– 31–40;	14 (40,0 %)	15 (37,5 %)
– 41 і більше	8 (22,9 %)	8 (20,0 %)
Загалом	35 (100,0 %)	40 (100,0 %)
Стать:		
– чоловіча;	28 (80,0 %)	31 (77,5 %)
– жіноча	7 (20,0 %)	9 (22,5 %)
Давність травми:		
– до 2 міс.;	8 (22,9 %)	12 (20,0 %)
– від 2 до 6 міс.;	14 (40,0 %)	16 (40,0 %)
– від 6 міс. до року;	6 (17,1 %)	7 (17,5 %)
– від 1 до 2 років	7 (20,0 %)	5 (12,5 %)

Визначено, що найкращою фоновою структурою, з якою проведено порівняння, виявилася власна зв'язка наколінка, оскільки оцінені показники статистично значуще відрізнялися від неї на всіх термінах спостереження. Порівняння півперетинчастого м'язу і ЗСЗ виявилось недостатньо точним у термін 3 міс. після операції. Це пов'язано з тим, що півперетинчастий м'яз, імовірно, реагує на взяття трансплантата, розташованого поруч, а ЗСЗ розташована всередині суглоба і також реагує на хірургічне втручання. Тому МРТ-сигнал від них міг змінюватися після операції внаслідок реактивних змін.

У процесі аналізу другого МРТ-критерію — загального вигляду трансплантата — ми отримали дані, наведені в табл. 3.

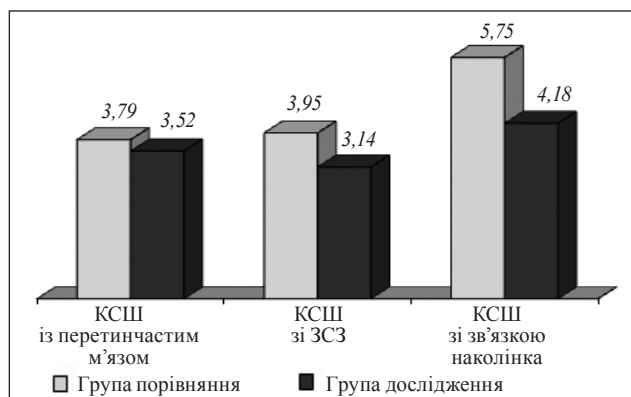
У групі порівняння в термін обстеження 3 міс. жоден із трансплантатів у великогомілкового каналі не був гомогенним, а в групі дослідження таких було 35,0 % (14 пацієнтів). Із незначною гетерогенністю трансплантата в групі порівняння були 62,9 % (22 пацієнти), а в групі дослідження — 27,5 % (15 випадків); гетерогенними були визнані 37,1 % трансплантатів (13 пацієнтів) і в 27,5 % (11) відповідно. Визначено, що в термін 3 міс. після операції відмінності між групами є суттєвими.

Таблиця 2

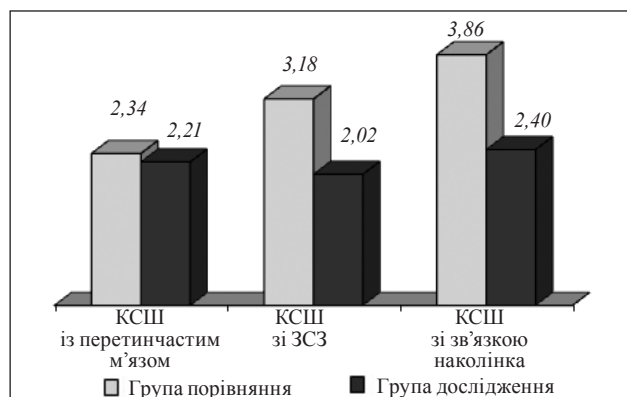
**Показники КСШ МРТ-сигналу від внутрішньоканальної частини сухожилкового трансплантата ПСЗ усередині великогомілкового каналу порівняно з фоновими структурами обох груп пацієнтів**

3 міс. після операції						
Група	КСШ із півперетинчастим м'язом		КСШ зі ЗСЗ		КСШ зі зв'язкою наколінка	
	порівняння	дослідження	порівняння	дослідження	порівняння	дослідження
Значення	3,79 ± 0,41	3,52 ± 0,34	3,95 ± 0,28	3,14 ± 0,22	5,75 ± 0,29	4,18 ± 0,32
p	> 0,05		< 0,05		< 0,05	
6 міс. після операції						
Група	КСШ із півперетинчастим м'язом		КСШ зі ЗСЗ		КСШ зі зв'язкою наколінка	
	порівняння	дослідження	порівняння	дослідження	порівняння	дослідження
Значення	2,34 ± 0,36	2,21 ± 0,25	3,18 ± 0,21	2,03 ± 0,35	3,86 ± 0,45	2,40 ± 0,62
p	> 0,05		< 0,05		< 0,05	
9 міс. після операції						
Група	КСШ із півперетинчастим м'язом		КСШ зі ЗСЗ		КСШ зі зв'язкою наколінка	
	порівняння	дослідження	порівняння	дослідження	порівняння	дослідження
Значення	2,05 ± 0,54	2,01 ± 0,42	2,80 ± 0,27	1,98 ± 0,34	3,03 ± 0,21	2,04 ± 0,42
p	> 0,05		< 0,05		< 0,05	

Примітка: p — значущість відмінностей між групами.



**Рис. 7.** Динаміка коефіцієнта сигнал/шум (КСШ) МРТ-сигналу від внутрішньоканальної частини сухожилкового трансплантата ПСЗ усередині великогомілкового каналу порівняно з фоновими структурами після пластики ПСЗ обох груп пацієнтів через 3 міс. після операції



**Рис. 8.** Динаміка КСШ МРТ-сигналу від внутрішньоканальної частини сухожилкового трансплантата ПСЗ усередині великогомілкового каналу порівняно з фоновими структурами після пластики ПСЗ обох груп пацієнтів через 6 міс. після операції

Таблиця 3

## Результати оцінювання загального вигляду трансплантата в каналі великогомілкової кістки

Термін спостереження, міс.	Значення	Гомогенна структура, 3 бали		Незначно гетерогенна структура, 2 бали		Гетерогенна структура, 1 бал	
		група порівняння	група дослідження	група порівняння	група дослідження	група порівняння	група дослідження
3	%	0	35,0	62,9	37,5	37,1	27,5
	абс.	0	14	22	15	13	11
	p	< 0,05		< 0,05		< 0,05	
6	%	54,3	65,0	28,6	22,5	17,1	12,5
	абс.	19	26	10	9	6	5
	p	< 0,05		< 0,05		> 0,05	
9	%	68,5	72,5	22,9	17,5	8,6	10,0
	абс.	24	29	8	7	3	4
	p	> 0,05		> 0,05		> 0,05	

Примітка: p — значущі відмінності між групами.

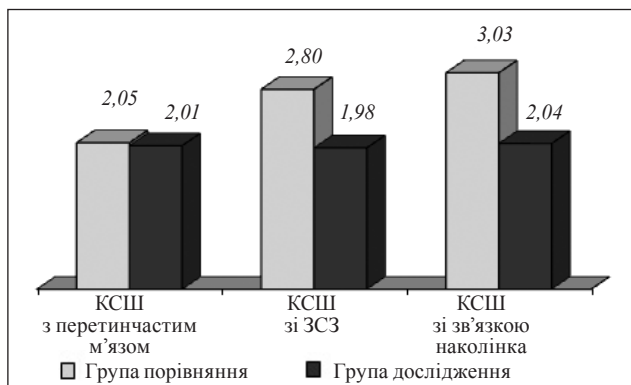


Рис. 9. Динаміка КСШ МРТ-сигналу від внутрішньоканальної частини сухожилкового трансплантата ПСЗ усередині великогомілкового каналу порівняно з фоновими структурами після пластики ПСЗ обох груп пацієнтів через 9 міс. після операції

Через 6 міс. після операції кількість пацієнтів із гетерогенним трансплантатом в обох групах була майже однаковою, із гомогенним — більше у групі дослідження, а з незначно гетерогенним — дещо більше у групі порівняння. Це свідчить про прогресивне формування гомогенного трансплантата в каналі великогомілкової кістки пацієнтів обох груп із більшою кількістю випадків гомогенного трансплантата в групі дослідження (із поліпропіленовою сіткою, табл. 3). До 9 міс. після операції визначено приблизно однакову кількість пацієнтів із гомогенним, незначно гетерогенним і повністю гетерогенним трансплантатом у групах, що відображує завершеність процесу його перебудови.

Показник № 3. Характер МРТ-сигналу від тканин трансплантата на межі «сухожилок – кістка». Отримані результати наведено в табл. 4.

Через 3 міс. у групі порівняння жоден із пацієнтів не був віднесений до 1-го ступеня за запропонованою нами класифікацією, до 2-го належали 12 хворих (34,3 %), до 3-го — 23 (65,7 %). У групі дослідження відмічено значущо кращі результати — уже через 3 міс. у деяких хворих перебудова трансплантата завершилася, через 6 міс. їхня кількість істотно збільшилася. Під час аналізу МРТ-сканів у групі порівняння в режимі T2 PDFS трансплантат здебільшого був із дуже чіткими межами і повністю гомогенним усередині каналу вже до 3 міс. (67,5 % повна перебудова на краю трансплантата, рис. 10, а), а той самий трансплантат у режимі STIR також виглядав практично гомогенним без інфільтрації (рис. 10, б).

Показник № 4. Аналогічну тенденцію спостерігали, аналізуючи МРТ-критерії відсутності синовіальної рідини. У групі дослідження ми не виявили пацієнтів із наявністю синовіальної рідини в каналі до 6 міс. після операції (табл. 5). У групі порівняння кількість пацієнтів без синовіальної рідини в каналі збільшувалася в проміжку від 3 міс. (22,9 % — 8 хворих) до 9 міс. (88,6 % — 31).

Показник № 5. Наявність кісткового набряку навколо каналів великогомілкової та стегнової кісток. За цим показником не встановлено відмінностей між групами. Кількість пацієнтів із відсутністю кісткового набряку збільшується протягом усього періоду спостереження, починаючи з 34,3 % через 3 міс. після операції до 91,4 % через 9 міс. Імплантація поліпропіленової сітки не вплинула на вираженість набряку кісткової тканини навколо каналів. Цілком імовірно, цей показник не залежить від внутрішньоканальної інкорпорації трансплантата, а визначається іншими факторами.

Таблиця 4

## Результати оцінювання характеру сигналу від тканини трансплантата на межі «сухожилок – кістка»

Термін спостереження, міс.	Значення	Ступінь перебудови трансплантата					
		1-й (повна перебудова)		2-й (неповна перебудова)		3-й (значна відсутність перебудови)	
		група порівняння	група дослідження	група порівняння	група дослідження	група порівняння	група дослідження
3	%	0	12,5	34,3	57,5	65,7	30,0
	абс.	0	5	12	23	23	12
	p	< 0,05		< 0,05		< 0,05	
6	%	51,4	67,5	31,4	20,0	17,2	12,5
	абс.	18	27	11	8	6	5
	p	< 0,05		< 0,05		> 0,05	
9	%	65,7	72,5	22,9	17,5	11,4	10,0
	абс.	23	29	8	7	4	4
	p	> 0,05		> 0,05		> 0,05	

Примітка: p — статистична значущість різниці між групами.



Рис. 10. Трансплантат на МРТ-сканах пацієнта групи дослідження: режим PD\_TSE (а) та PD\_SPIR (б)

Таблиця 5

## Пацієнти з наявністю рідини всередині кісткових каналів після пластики ПСЗ

Термін спостереження, міс.	Значення	Немає		Є	
		група порівняння	група дослідження	група порівняння	група дослідження
3	%	22,9	75,0	77,1	15,0
	абс.	8	34	27	6
	p	< 0,05		< 0,05	
6	%	51,4	100,0	48,6	0,0
	абс.	18	40	17	0
	p	< 0,05		< 0,05	
9	%	88,6	100,0	11,4	0,0
	абс.	31	40	4	0
	p	< 0,05		< 0,05	

Примітка: p — статистична значущість різниці між групами.

Для ілюстрації наводимо МРТ пацієнтки через 3 міс. після пластики ПСЗ з імплантацією поліпропіленової сітки. На МРТ-сканах візуалізовано непогану для цього терміну лігаментацию та хорошу внутрішньоканальну інкорпорацію сухожилкового трансплантата ПСЗ (рис. 11, 12).

## Обговорення

Інтеграція трансплантата в кісткових каналах, або внутрішньоканальна інкорпорація, є важливим чинником відновлення функції колінного суглоба та повернення пацієнтів до колишнього рівня фізичної активності після реконструкції ПСЗ за допомогою автотрансплантатів.

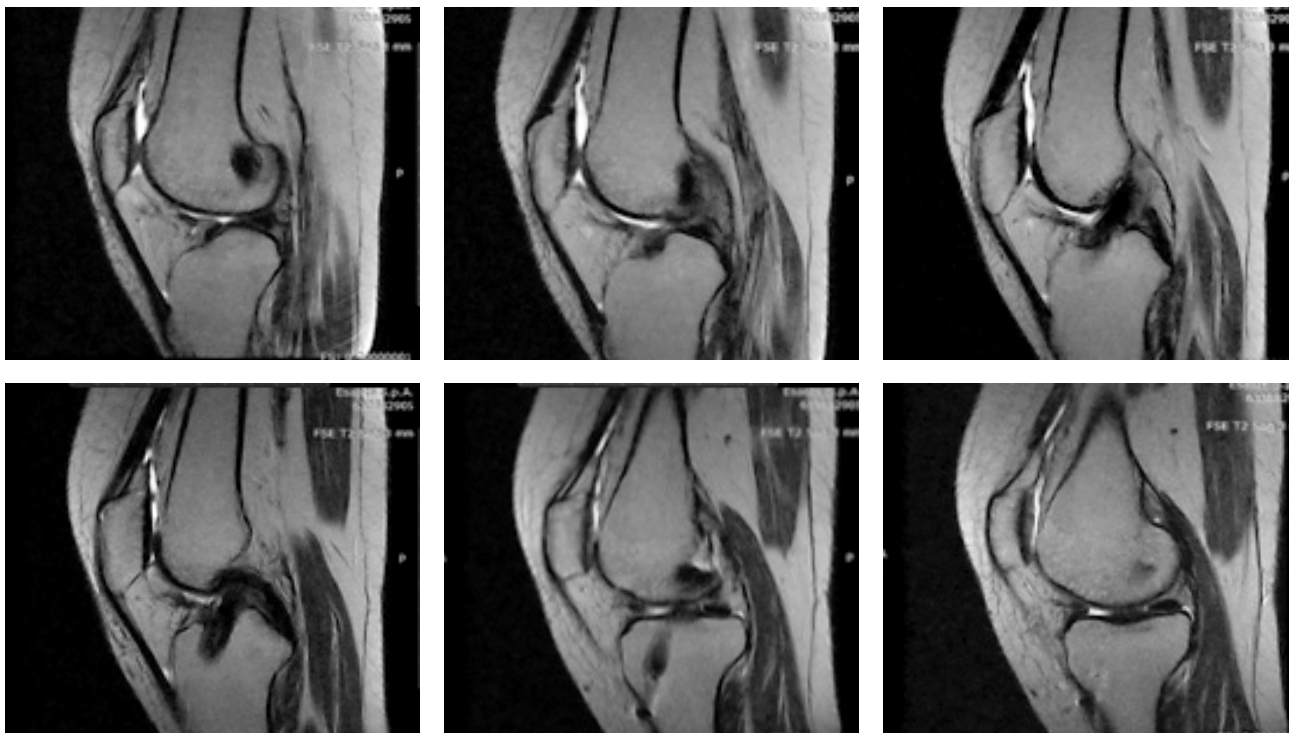


Рис. 11. Пацієнтка Б., 48 років, МРТ-скани через 3 міс. після пластики ПСЗ, FSE T2 Sag 3 mm

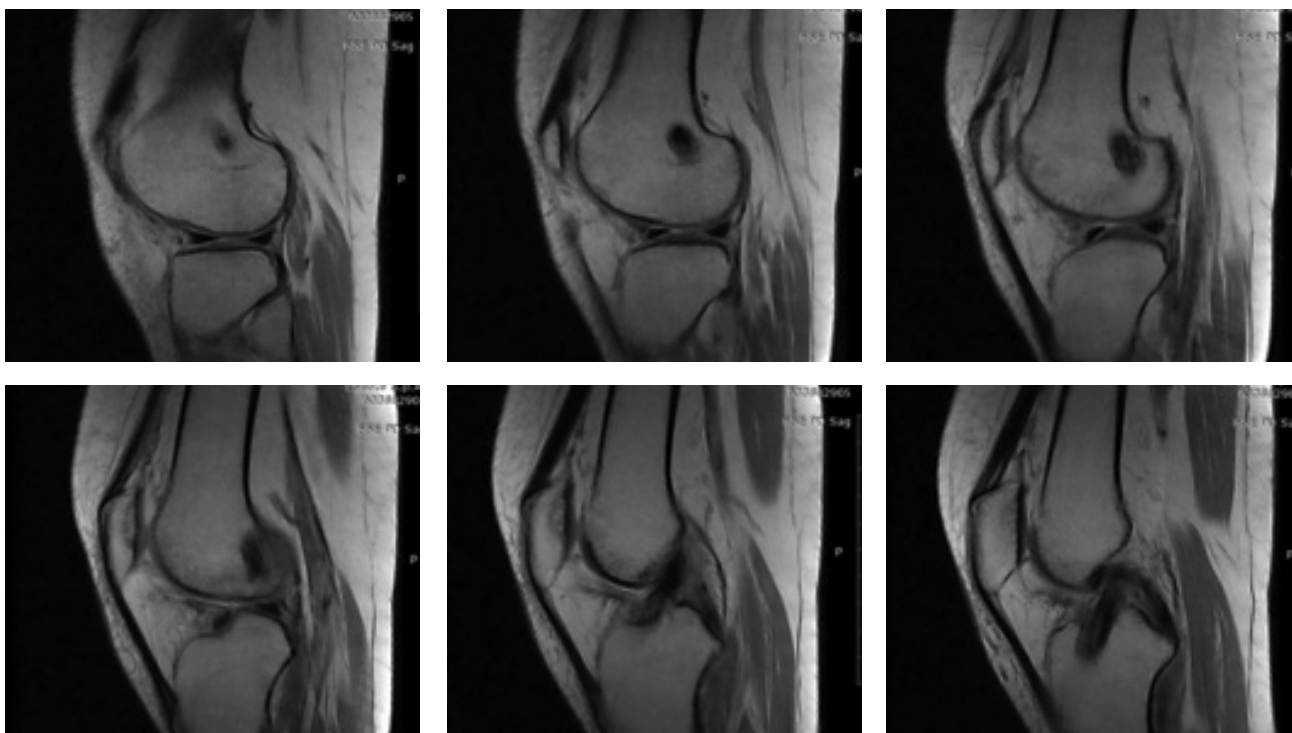


Рис. 12. Пацієнтка Б., 48 років, МРТ через 3 міс. після пластики ПСЗ, FSE PD Sag

Клінічні спостереження за пацієнтами після пластики ПСЗ з імплантацією поліпропіленової сітки навколо кінців трансплантата, що були введені в кісткові канали, показали відсутність локального запалення й обнадійливі результати відновлення функції колінного суглоба [13].

У наведеній роботі вивчення динаміки МРТ-показників виявило, що використання поліпропіленової сітки привело до швидшої внутрішньоканальної інкорпорації сухожилкового трансплантата в разі пластики передньої схрещеної зв'язки.

Для оцінювання перебудови трансплантата в каналах стегнової та великогомілкової кісток використано розроблені й апробовані нами раніше МРТ-критерії, які характеризують процес внутрішньоканальної інкорпорації трансплантата ПСЗ. Вони враховують перебудову в зоні контакту з кісткою та в центрі трансплантата за різними МРТ-ознаками.

Ідея застосування поліпропіленової сітки для стимуляції утворення сполучної тканини процесу не нова, оскільки широко використовують у герніології — розділі хірургії, який вивчає грижі. Існують дві конкурентні концепції застосування поліпропіленової сітки, які часто приводять до суперечливих дискусій. З одного боку, «важка» модель сітки з маленькими порами, яка має механічну міцність, а з іншого, — «легка» з великими порами, яка лише стимулює ріст фіброзної тканини. У своєму дослідженні ми використали «легкі» сітки. Наш вибір заснований на ідеї стимулювання зростання сполучної тканини навколо сітки в зоні її контакту з трансплантатом. Відомо, що поліпропіленова сітка спричинює тривалу запальну проліферативну реакцію та максимально стимулює утворення міцної фіброзної тканини.

У процесі порівняльного аналізу результатів виявилось, що внутрішньоканальна перебудова трансплантата в групі пацієнтів із використанням поліпропіленової сітки навколо кінця трансплантата, який занурений у канал, відбулася швидше. Такі показники, як характер сигналу по центру кісткового каналу і на межі сухожилка з кісткою прогресували суттєво швидше в усі терміни спостереження. На нашу думку, це зумовлено тим, що введення поліпропіленового сітчастого імплантата в капсулу суглоба спричинює тривале проліферативне запалення без вираженої ексудації та стимулює зростання сполучної тканини, яка швидко заповнює проміжок між трансплантатом і стінкою каналу [12]. Досить суб'єктивний показник загального вигляду трансплантата також корелював із даними вимірювання МРТ-сигналу від нього і показав швидшу внутрішньоканальну інкорпорацію. За умов імплантації поліпропіленової сітки ми практично не реєстрували затікання рідини вздовж трансплантата в кісткові канали, що може бути обумовлено стимулюванням проліферації клітин.

Однакові показники набряку кісткової тканини навколо трансплантатів в обох групах дослідження, ймовірно, обумовлені тотожним методом свердління каналів. Раніше [8] ми виявили, що сліпе малотравматичне свердління каналу за

методом «all-inside» привело до швидшої динаміки зменшення набряку у великогомілкової кістці порівняно з наскрізним свердлінням каналу під трансплантат.

## Висновки

Імплантація поліпропіленової сітки навколо кінців сухожилкового автотрансплантата передньої схрещеної зв'язки, які занурюються в кісткові канали, приводить, за даними МРТ, до його швидшої внутрішньоканальної інкорпорації.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Результаты восстановления передней крестообразной связки по технологии «все внутри» / М. Л. Головаха, С. Н. Красноперов, П. В. Титарчук [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2017. — № 2 (607). — С. 84–91. — DOI: 10.15674/0030-59872017284-91.
2. Gohil S. Anterior cruciate ligament reconstruction using autologous double hamstrings: a comparison of standard versus minimal debridement techniques using MRI to assess revascularization / S. Gohil, P. O. Annear, W. Breidahl // Journal of Bone and Joint Surgery. — 2007. — Vol. 89-B. — P. 1165–1171. — DOI: 10.1302/0301-620X.89B9.19339.
3. Younger age and hamstring tendon graft are associated with higher IKDC 2000 and KOOS scores during the first year after ACL reconstruction / N. Magnitskaya, C. Mouton, A. Gokeler [et al.] // Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. — 2020. — Vol. 28. — P. 823–832. — DOI: 10.1007/s00167-019-05516-0.
4. Chen C. H. Graft healing in anterior cruciate ligament reconstruction / C. H. Chen // Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology. — 2009. — Vol. 1 (1). — Article ID: 21. — DOI: 10.1186/1758-2555-1-21.
5. Graft incorporation within the tibial bone tunnel after anterior cruciate ligament reconstruction with bone-patellar tendon-bone autograft / Y. Ishibashi, S. Toh, Y. Okamura [et al.] // The American Journal of Sports Medicine. — 2001. — Vol. 29 (4). — P. 473–479. — DOI: 10.1177/03635465010290041601.
6. Difference in graft maturity of the reconstructed anterior cruciate ligament 2 years postoperatively: a comparison between autografts and allografts in young men using clinical and 3.0-T magnetic resonance imaging evaluation / H. Li, H. Tao, S. Cho [et al.] // The American Journal of Sports Medicine. — 2012. — Vol. 40. — P. 1519–1526. — DOI: 10.1177/0363546512443050.
7. Revascularization process of the bone-patellar tendon-bone autograft evaluated by contrast-enhanced magnetic resonance imaging 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction / A. Ntoulia, F. Papadopoulou, S. Ristanis [et al.] // The American Journal of Sports Medicine. — 2011. — Vol. 39. — P. 1478–1486. — DOI: 10.1177/0363546511398039.
8. Красноперов С. Н. МРТ-признаки перестройки трансплантата передней крестообразной связки в костном канале / С. Н. Красноперов, М. Л. Головаха, А. В. Шевельов // Ортопедия, травматология и протезирование. — № 1. — 2018. — С. 34–40. — DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872018134-40>.
9. Graft healing in anterior cruciate ligament reconstruction / M. Ekdahl, J. H. Wang, M. Ronga, F. H. Fu // Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. — 2008. — Vol. 16 (10). — P. 935–947. — DOI: 10.1007/s00167-008-0584-0.
10. Colombet P. Incorporation of hamstring grafts within the tibial

- tunnel after anterior cruciate ligament reconstruction: magnetic resonance imaging of suspensory fixation versus interference screws / P. Colombet, N. Gravelleau, S. Jambou // *The American Journal of Sports Medicine*. — 2016. — Vol. 44. — P. 2838–2845. — DOI: 10.1177/0363546516656181.
11. ACL hamstring grafts fixed using adjustable cortical suspension in both the femur and tibia demonstrate healing and integration on MRI at one year / S. Putnis, T. Neri, S. Grasso [et al.] // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. — 2020. — Vol. 28 (3). — P. 906–914. — DOI: 10.1007/s00167-019-05556-6.
  12. Головаха М. Л. Експериментальне дослідження ефекту імплантації поліпропіленової сітки в дефект капсули колінного суглоба / М. Л. Головаха, С. О. Масленников // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2020. — № 3 (620). — С. 11–18. — DOI: 10.15674/0030-59872020311-18.
  13. Головаха М. Л. Результати застосування поліпропіленової сітки під час пластики передньої схрещеної зв'язки / М. Л. Головаха, С. О. Масленников, Р. В. Титарчук [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2020. — № 4. — С. 49–57. — DOI: 10.15674/0030-598720204.
  14. Перестройка трансплантата передней крестообразной связки по данным МРТ / С. Н. Красноперов, И. В. Диденко, Р. В. Титарчук [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2016. — № 4. — С. 48–54. — DOI: 10.15674/0030-59872016455-61.
  15. The «ligamentization» process in anterior cruciate ligament reconstruction: what happens to the human graft? A systematic review of the literature / S. Claes, P. Verdonk, R. Forsyth, J. Bellemans // *The American Journal of Sports Medicine*. — 2011. — Vol. 39 (11). — P. 2476–2483. — DOI: 10.1177/0363546511402662.
  16. Magnetic resonance imaging evaluation of the integration and maturation of semitendinosus-gracilis graft in anterior cruciate ligament reconstruction using autologous platelet concentrate / D. Figueroa, P. Melean, R. Calvo [et al.] // *Arthroscopy*. — 2010. — Vol. 26. — P. 1318–1325. — DOI: 10.1016/j.arthro.2010.02.010.
  17. Validation of an MRI protocol for routine quantitative assessment of tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction / S. Grasso, J. Linklater, Q. Li, D. A. Parker // *The American Journal of Sports Medicine*. — 2018. — Vol. 46 (7). — P. 1624–1631. — DOI: 10.1177/0363546518758950.
  18. Value of MRI in assessment of cruciate ligament replacement / U. Stockle, R. Hoffmann, J. Schwedtke [et al.] // *Unfallchirurg*. — 1997. — Vol. 100. — P. 212–218. — DOI: 10.1302/0301-620X.89B9.19339.

Стаття надійшла до редакції 02.01.2021

## MRI ANALYSIS OF ACL TENDON GRAFT INTRACANAL INCORPORATION WITH POLYPROPYLENE MESH IMPLANTATION

M. L. Golovakha<sup>1</sup>, O. V. Shevelyov<sup>2</sup>, S. A. Bondarenko<sup>1</sup>, V. I. Pertsov<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Zaporizhzhia State Medical University, Ukraine

<sup>2</sup> Diagnostic Center «Midicum», Zaporizhzhia, Ukraine

✉ Maxim Golovakha, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: golovaha@ukr.net

✉ Oleksiy Shevelyov: rar4i1980@gmail.com

✉ Stanislav Bondarenko: trauma.bon.s@gmail.com

✉ Volodymyr Pertsov, MD, Prof.: profpertsov@gmail.com

УДК 616.717.4-001.514-089.881(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021134-42>

## Лікування хворих із ускладненими переломами дистального відділу плечової кістки з використанням фіксаторів малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу

**П. І. Білінський**

Національний медичний університет ім. О. О. Богомольця МОЗ України, Київ

*Treatment of distal humerus fractures is a complex problem in traumatology. The result of treatment depends on the choice of fixator according to the fracture area. Objective. To improve the technology of treatment in patients with complicated distal humerus fractures with fixators of small contact and multiplanar osteosynthesis and to evaluate its efficacy. Methods. 39 patients were treated for the period 2000–2020 with distal humerus nonunion (types 12-B1, 12-C1, 12-C2) and 23 patients with complicated above- and transcondylar humerus fractures (types 13-A2, 13-C1, 13-C2). Fixation of bone fragments of the distal humerus was made with device for fixation (Patent 17502 UA). It is a shaped plate with a groove on which half rings with threaded holes are stabilized. For the osteosynthesis of above- and transcondylar humerus fractures we used V-shaped plate with the possibility to regulate branch spreading width as for the condylar size (Patent 33358 UA). Autografting was performed as for necessity. Results. Plate osteosynthesis was performed mainly through anterior approach with minimal tissues traumatization. Release of radial nerve we made as for necessity. This device provides the stable fixation even in a case of short distal fragment. Device for bone fragments fixation was placed on the posterior condylar surface and lower part of the humerus through olecranon osteotomy. Osteosynthesis with suggested device is one of the options with bone autografting and can be method of choice at repeated surgery. Follow-up period was 1–2 years and later. In 60 patients we obtained good results with completed bone union. Conclusions. Suggested device can be used in cases of distal humerus nonunion. It allows to decrease the damage of surgery, to avoid many complications. Key words. Complicated fractures of the distal humerus, devices for limited-contact multiplanar osteosynthesis.*

*Лікування переломів дистального відділу плечової кістки (ПДВПК) є складною проблемою травматології. Його результат значною мірою визначає вибір оптимальної конструкції для фіксації конкретної лінії зламу. Мета. Удосконалити технологію лікування хворих із ускладненими ПДВПК на основі використання фіксаторів для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу (МБО) та оцінити її ефективність. Методи. За період із 2000 по 2020 р. проліковано 39 пацієнтів із незрощенням відламків дистального метафіза плечової кістки (типу 12-B1, 12-C1, 12-C2) та 23 — з ускладненими над- і черезвиростковими переломами кістки (більше типу 13-A2, 13-C1, 13-C2). Фіксацію фрагментів нижньої третини плечової кістки здійснювали пристроєм для фіксації кісткових відламків (ПФКВ, пат. 17502 UA). Це — фігурна пластина з пазом, на якій стабілізуються півкільця з різьбовими отворами. Для остеосинтезу над- і черезвиросткових переломів використано V-подібну конструкцію з можливістю регуляції ширини розведення брани відповідно до ширини виросткової ділянки кістки (ПОВ, пат. 33358 UA). За необхідності виконували пластику аутогенним кістковим матеріалом. Результати. Пластину ПФКВ встановлюють переважно через передній доступ із мінімальною операційною травмою поверх головок репозиційних гвинтів. За необхідності виконують мобілізацію променевого нерва. ПФКВ забезпечує стабільну фіксацію навіть у разі короткого дистального фрагмента. ПОВ встановлюють на задній поверхні виростків і нижній третині плечової кістки через остеотомію ліктьового відростка. Остеосинтез є одним із варіантів ПОВ із спонгіозною автопластикою, може бути методом вибору в разі заміни методу фіксації. Термін спостереження за пацієнтами складав 1–2 роки і більше. У 60 з них відбулося зрощення відламків, отримано добрий клінічний результат. Висновки. Розроблені засоби для МБО можуть бути використані в разі незрощень і ПДВПК. Вони дають змогу зменшити травматичність операції, уникнути багатьох ускладнень, характерних для сучасних традиційних фіксаторів.*



**Ключові слова.** Ускладнені переломи дистального відділу плечової кістки, засоби для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу

## Вступ

Лікування переломів дистального відділу плечової кістки (ПДВПК), у тому числі над- і черезвиросткових, є складною і не до кінця вирішеною проблемою травматології [1, 2]. Добрі результати лікування спостерігають у 62 % випадків [3]. Питома вага різних ускладнень сягає 15–40 %, інвалідами стають 18–20 % пацієнтів [4, 5]. Це зумовлено багатьма об'єктивними та суб'єктивними чинниками, а саме: складною анатомічною будовою ліктьового суглоба, значними навантаженнями на нього тощо [6]. Разом із цим у післяопераційному періоді у 82 % пацієнтів у ліктьових суглобах виникають різного типу контрактури, гетеротопічні осифікати та неврологічні порушення у віддаленому періоді — у 28–49 % [7–9]. Незадовільні результати лікування цього контингенту хворих у 67 % випадків призводять до втрати можливості самообслуговування й інвалідності [10].

Основним методом хірургічного лікування хворих із ПДВПК є остеосинтез за технологіями АО без необхідності післяопераційної іммобілізації оперованої кінцівки [2]. Існують чіткі показання, які вимагають суворого дотримання відповідних методик. В іншому разі ці операції можуть призводити до порушення регенерації, гнійно-некротичних процесів та інших незворотних ускладнень.

Водночас, результати лікування постраждалих із ПДВПК значною мірою залежать від вибо-

ру конструкції та біомеханічного обґрунтування фіксатора для остеосинтезу на основі врахування лінії зламу та типу перелому.

*Мета роботи:* удосконалити технологію лікування хворих із ускладненими переломами дистального відділу плечової кістки на основі використання фіксаторів для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу (МБО) й оцінити її ефективність.

## Матеріал і методи

Матеріали статті розглянуто на засіданні комітету з біоетики при ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» та отримано позитивну оцінку (протокол № 212 від 22.02.2021) відповідно до чинних міжнародних і державних етичних вимог.

За період із 2000 по 2020 рік під нашим наглядом перебували 39 пацієнтів із відсутністю зрощення відламків дистального метафіза плечової кістки (типу 12-B1, 12-C1, 12-C2, табл. 1) та 23 пацієнти із ускладненими над- і черезвиростковими переломами плечової кістки (більше типу 13-A2, 13-C1, 13-C2, табл. 2).

*Переломи дистального метафіза плечової кістки.* Усі хворі цієї групи (39 осіб) попередньо були прооперовані в інших медичних закладах із використанням різних типів фіксацій. Серед них у 9 випадках (23 %) використано для остеосинтезу LCP-пластину, невправлені відламки заблоковані гвинтами. У 7 пацієнтів (18 %) виявлено неправильне встановлення контактної пластини.

Таблиця 1

Кількість випадків і причини незрощення ПДВПК

Остеосинтез	Причини незрощення	Кількість випадків		
		абс.	%	з ушкодженням променевого нерва
LCP-пластиною	Невправлені та заблоковані гвинтами кісткові фрагменти	9	23	4
	Рефрактура: – на рівні проксимального гвинта;	4	31	2
	– на рівні дистального гвинта;	3		1
	– після зняття пластини	5		1
Іншою пластиною	Неправильне встановлення контактної пластини	7	18	3
Інтрамедулярним блокувальним стрижнем	Неправильний вибір типорозміру фіксатора та недостатня репозиція відламків	4	10	2
АЗФ	Недостатня репозиція та контакт відламків	3	8	2
Гвинтами	Порушення стабільності фіксації	2	5	1
Інший, невиправданий метод	Помилковий вибір повторного методу остеосинтезу	2	5	1
Загалом		39	100	17

Таблиця 2

**Кількість хворих із незрощеними над- і черезвиростковими переломами плечової кістки й ушкодженнями променевого нерва**

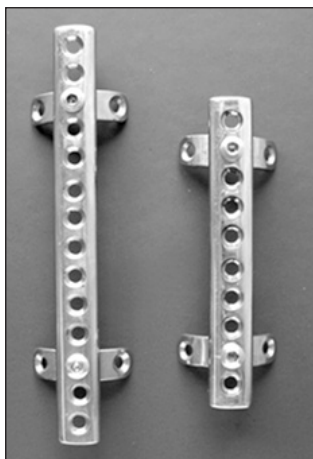
Тип перелому	Кількість випадків	Ушкодження променевого нерва	Кісткова пластика
Надвиростковий А2	10	8	4
Черезвиростковий С1	7	5	1
Черезвиростковий С2	6	4	1

Рефрактуру на різних ділянках остеосинтезу плечової кістки зафіксовано загалом у 12 хворих (31 %): на рівні проксимального фіксувального гвинта LCP-пластини — 4 випадки, дистально-го — 3, після зняття пластини — 5.

Відсутність зрощення відламків також спостерігали після остеосинтезу інтрамедулярним блокувальним стрижнем у 4 (10 %) пацієнтів, позавогнищевого (апарати зовнішньої фіксації, АЗФ) — 3 (8 %), гвинтами — 2 (5 %), за умов неадекватного повторного остеосинтезу — 2 (5 %).

Визначено, що головними причинами незрощення відламків були: порушення технології встановлення фіксаторів через неправильний вибір їхнього типу та розмірів, недостатня репозиція та стабільність фіксації кісткових фрагментів. Неврологічні порушення відмічено у 17 хворих (44 %), при цьому в 6 випадках — через компресію гвинтами, у 4 — на фоні повторної рефрактури плечової кістки, у 7 — в результаті порушення встановлення конструкцій.

Для вирішення поставленої мети дослідження й усунення зазначених ускладнень виконували повторний остеосинтез за допомогою розроблених фіксаторів. Зокрема, у разі переломів дистального метафіза плечової кістки для стабілізації відламків кістки використано пристрій



**Рис. 1.** Пристрій для фіксації кісткових відламків (ПФКВ) [13]

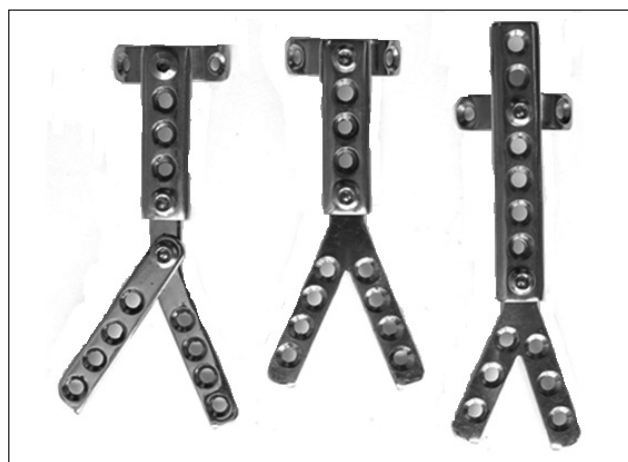
для фіксації кісткових відламків» (ПФКВ) (пат. 17502 UA, рис. 1) [13].

Основним елементом цієї конструкції є фігурна прямолінійна пластина з пазом, на якій закріплюють півкільця з різьбовими отворами. Це дозволяє проводити кортикальні гвинти в різних площинах, що збільшує жорсткість фіксації кісткових фрагментів, при цьому силові взаємодії в ділянці «півкільце – гвинт» протидіють переміщенню фрагментів навіть за умов лізису кістки.

Запропонована конструкція ПФКВ усуває також тиск пластини на кістку та забезпечує певну позитивну мікрорухомість відламків, що оптимізує перебіг репаративної регенерації. Величину мікрорухомості відламків можна певною мірою програмувати під час операції, змінюючи відстань півкілець і гвинтів до лінії перелому, що зменшує травматизацію прилеглих тканин і скелетування кісткових фрагментів. Це, у свою чергу, мінімізує ризик ушкодження нервових утворень і порушення трофіки кісткової тканини.

У разі косих, скалкових ПДВПК після репозиції відламків проводили їхню стабілізацію кортикальними гвинтами діаметром 3,5 мм. Завдяки наявності півкілець ПФКВ встановлювали поверх головок репозиційних гвинтів. Це забезпечує жорстку фіксацію відламків, умови для первинного зрощення.

В усіх 39 випадках проведений остеосинтез ПФКВ. Для кісткової пластики використовували губчасті автотрансплантати з проксимального епіметафіза великогомілкової кістки, аутологічного матеріалу для якісної кісткової пластики було достатньо.



**Рис. 2.** Набір пристроїв для остеосинтезу відламків (ПОВ) за умов над- і черезвиросткових переломів плечової кістки (пат. 33358 UA)

*Над- і черезвиросткові переломи плечової кістки.* Цей тип переломів характеризується складністю через значну частоту ушкоджень променевого нерва, важкість точної репозиції та фіксації фрагментів. Із загальної кількості хворих (23) цієї групи у 6 раніше виконаний накістковий остеосинтез із використанням LCP-пластини, 17 госпіталізовані в клініку після консервативного лікування із симптомами ушкодження променевого нерва — їм здійснено його ревізію та відновлення. Усім пацієнтам цієї групи виконано остеосинтез авторським пристроєм для остеосинтезу відламків (ПОВ, пат. 33358 UA [13]), 6 хворим проведено кісткову автопластику в ділянці незрощення фрагментів (табл. 2).

Пристрій для остеосинтезу над- і черезвиросткових переломів плечової кістки має V-подібну конструкцію із можливістю регулювання ширини розведення двох бранш відповідно до ширини виросткової ділянки плечової кістки (рис. 2) [13].

Додаткова стабілізація відламків виросткової ділянки плечової кістки забезпечується за рахунок наявності на кінці двох бранш. Стабільна фіксація відламків досягається зі застосуванням мінімальної кількості гвинтів. Фіксатор встановлюється на сегменті через задній доступ з остеотомією ліктьового відростка.

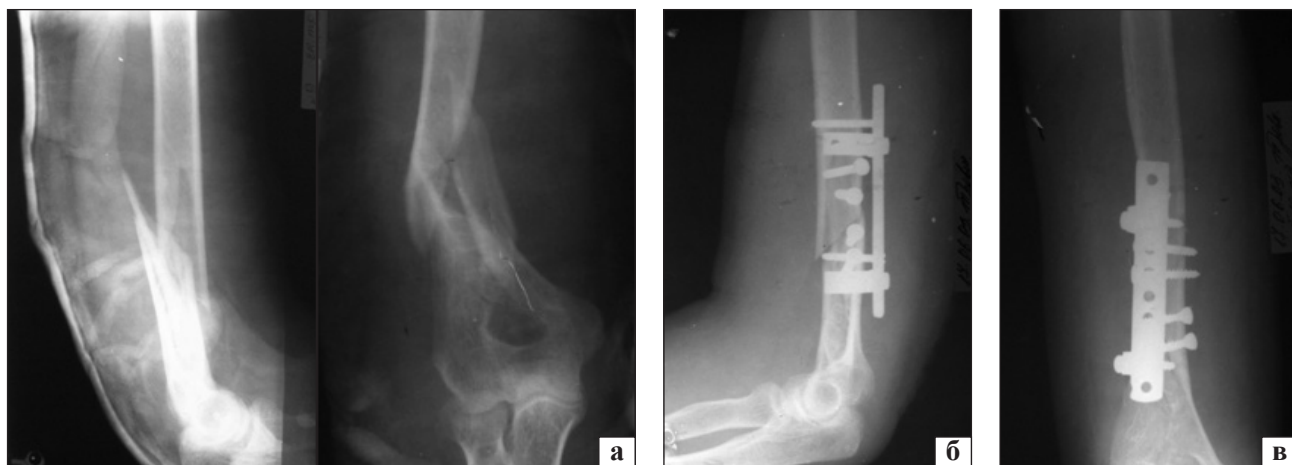
### Результати та їх обговорення

За нашими клінічними спостереженнями від 1 до 2 років у 60 (97 %) хворих з ускладненими ПДВПК, яких ми прооперували повторно з використанням авторських пристроїв [12, 13], відбулося повне зрощення відламків. У 2 випадках зрощення не зафіксували через порушення пацієнтами ортопедичного режиму.

Серед операцій, виконаних хворим із ПДВПК і над-, і черезвиростковими переломами проведено відновлення функції променевого нерва: зшивання — 11 випадків, невроліз і декомпресія — 17. Вільну автопластику променевого нерва в разі значного діастаза між фрагментами проведено у 5 постраждалих. Для пластики променевого нерва використаний трансплантат із литкового. Середня довжина вставок становила 6–7 см.

Наш багаторічний клінічний досвід свідчить, що остеосинтез у хворих із ПДВПК традиційними пластинами не завжди забезпечує стабільність фіксації. Закрите встановлення LCP-пластин здійснити дуже важко, а відкрите обумовлює встановлення подовженого фіксатора. Цим недолікам можна запобігти, використовуючи запропоновані пристрої [13, 14] та методики їхнього застосування, які забезпечують стабільну фіксацію фрагментів за мінімальної довжини пластики. Це зменшує можливість травматизації прилеглих судинно-нервових і м'язових тканин, зокрема, променевого нерва завдяки відсутності його стискання.

Ушкодження променевого нерва частіше виникає через його травматизацію проксимальним кінцем металевої пластики під час її встановлення в разі перелому плечової кістки в середній її третині у випадках, коли хірург не проводить попередню ревізію цього нерва. Таке ускладнення ми спостерігали у 4 випадках. У одного пацієнта нерв був притиснутий LCP-пластиною до кістки. У разі косої лінії перелому фрагменти після репозиції фіксують 1–3 гвинтами діаметром 3,5 мм. Пластику ПФКВ на 10 отворів встановлюють поверх головок репозиційних гвинтів, що дає змогу мінімізувати операційну травму.



**Рис. 3.** Рентгенограми хворого Д.: а) на момент госпіталізації, косий багатотламковий ПДВПК зі зміщенням за віссю; б) після остеосинтезу ПФКВ; в) через 3 міс. після операції

Хірургічне втручання здійснюють переважно через передній доступ. За потреби проводять мобілізацію променевого нерва, який після остеосинтезу ізолюють від зони перелому та пластини. Подібний випадок ми спостерігали у одного хворого (рис. 3).

Наступний клінічний приклад показує, що завдяки конструктивним особливостям ПФКВ, коли можна формувати оптимальний варіант пристрою відповідно до характеру лінії перелому, багатоплощинному проведенню гвинтів забезпечується стабільна фіксація навіть у разі короткого дистального фрагмента. Таку ситуацію ми спостерігали в пацієнта К., в якого через 3 міс. після остеосинтезу косою надвиросткового перелому плечової кістки ЛСР-пластиною фрагменти розійшлися (рис. 4, а). За допомогою ПФКВ фрагменти після репозиції були фіксовані 1–2 гвинтами, пластину встановлено по передній поверхні плечової кістки (рис. 4, б). Ураховуючи, що в пацієнта фрагменти розійшлися через 3 міс. після остеосинтезу, ми застосували варіант ПФКВ із двома півкільцями на фрагмент. Це забезпечило їхню стабільну фіксацію, що дало можливість уникнути іммобілізації прооперованої кінцівки.

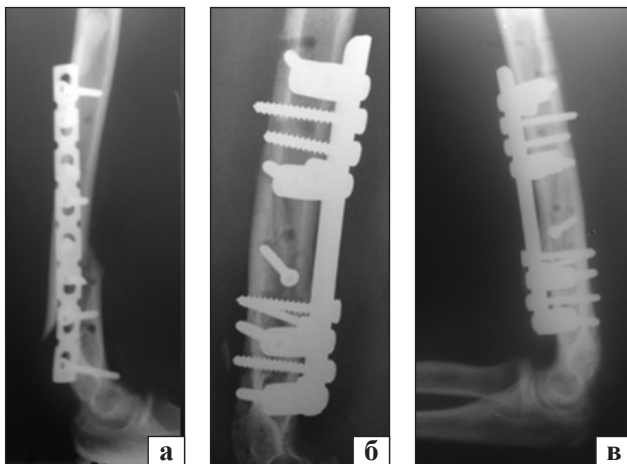
Слід підкреслити, що результати лікування переломів плечової кістки значною мірою залежать від адекватної оцінки конкретної ситуації, вибору оптимальної конструкції фіксатора відповідно до стану кістки, характеру лінії перелому.

У жінок після настання менопаузи розвивається остеопороз. Це призводить до зменшення товщини коркового шару кістки та, відповідно, її міцності. На такому фоні остеосинтез ЛСР-пластинами, які укомплектовані гвинтами з метричною різь-

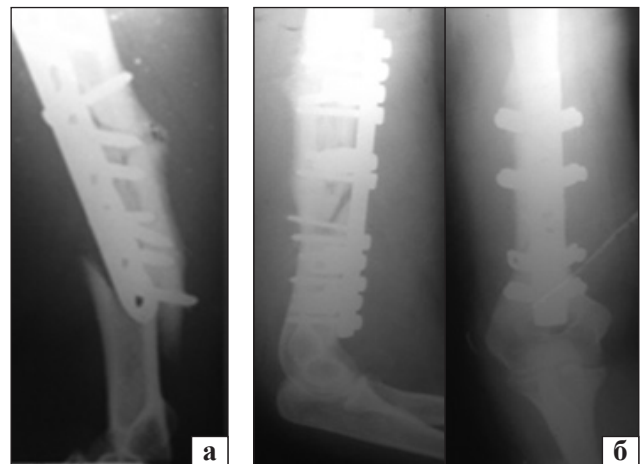
бою товщиною 5 мм, посилює травматизацію фрагментів, призводить до повторних переломів. Зокрема, у пацієнтки К. ми спостерігали повторний перелом плечової кістки на рівні дистального гвинта (рис. 5, а). У разі короткого дистального фрагмента це створює певні технічні труднощі для повторного хірургічного втручання. Конструкція ПФКВ і в таких випадках забезпечує стабільний остеосинтез, вона встановлена на фрагменти плечової кістки спереду після фіксації репозиційним гвинтом (рис. 5, б).

Ефективність лікування переломів нижньої третини плечової кістки визначає чимало чинників. Особливе значення має адекватний вибір фіксатора. Лікар повинен передбачити результати впливу підібраної конструкції на перебіг репаративного остеогенезу, досконало розуміючи процеси, які відбуваються на стику фрагментів. Механістичне ставлення до остеосинтезу, нехтування факторами, що впливають на регенерацію кістки, негативно відбивається на результатах лікування пацієнтів із ПДВПК.

Довготривала клінічна практика довела, що використання позавогнищового остеосинтезу в разі переломів нижньої третини плечової кістки супроводжується різного типу ускладненнями [2, 11]. Важко досягти доброго результату за допомогою позавогнищового остеосинтезу під час лікування скалкового перелому нижньої третини плечової кістки за умов поганого контакту між відламками. На підтвердження наших слів наводимо клінічний приклад. Пацієнтці М. із таким переломом було проведено остеосинтез спицевим АЗФ. Протягом 9 міс. не відбулося зрощення відламків через відсутність між

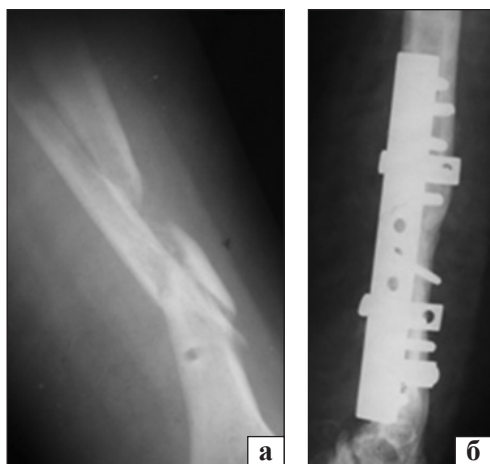


**Рис. 4.** Рентгенограми хворого К.: а) незрощений перелом дистального метафіза плечової кістки, зміщення ЛСР-пластини; б) після операції остеосинтезу ПФКВ; в) через 3 міс.



**Рис. 5.** Рентгенограми хворої К.: а) повторний перелом кістки на рівні дистального гвинта; б) після остеосинтезу ПФКВ

ними доброго контакту (рис. 6, а). Крім того, у хворої розвився парез променевого нерва. Під час ревізійного хірургічного втручання виявлений склероз відламків, заокруглення їхніх країв та інтерпозиція між ними; здавлювання променевого нерва рубцевими тканинами. Після неврулізу та оброблення країв фрагментів кістки було досягнуто добрий контакт між ними, проте відбулося вкорочення плечової кістки на 3 см. Здійснено репозиційну фіксацію відламків двома кортикальними гвинтами діаметром 3,5 мм. Кінцеву стабілізацію проведено пристроєм для фіксації кісткових відламків на 12 отворів. Для оптимізації репаративного остеогенезу виконано пластику автологічним губчастим матеріалом із проксимального метаепіфіза великогомілкової кістки. Через 3,5 міс. на



**Рис. 6.** Рентгенограми пацієнтки М.: а) на момент госпіталізації, багатовідламковий незрощений перелом плечової кістки, стан після остеосинтезу спицевим АЗФ та його видалення; б) через 3,5 міс. після остеосинтезу ПФКВ із кістковою автопластикою

контрольній рентгенограмі відмічено зрощення відламків (рис. 6, б).

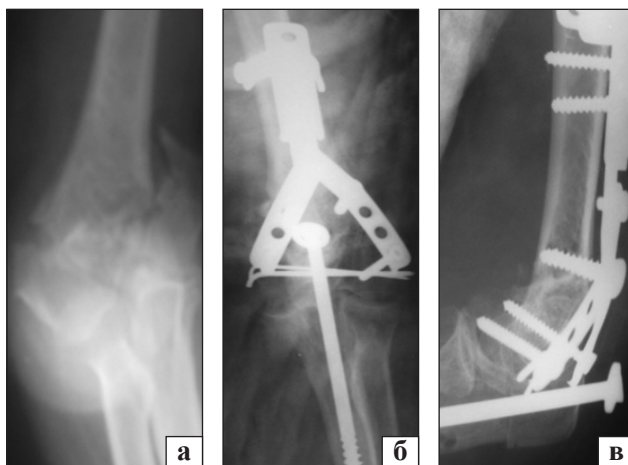
Традиційна фіксація над- і черезвиросткових переломів плечової кістки LCP-пластинами на бокових вузьких поверхнях виросткової ділянки створює чимало проблем. Це травматична операція, пов'язана з використанням багатьох кортикальних гвинтів, двох чималих пластин (рис. 7). Крім цього, існує ризик ушкодження ліктьового та променевого нервів. Видалення LCP-пластин також досить травматичне для м'яких тканин. Після такого хірургічного втручання відмічають до 35 % ускладнень, у тому числі рефрактури [14], іноді — інфікування, порушення стабільності прооперованого сегмента [1].

Багатьох вказаних проблем дозволяє позбутися розроблений нами ПОВ завдяки мінімізації операційної травми внаслідок застосування меншої кількості гвинтів. Об'єм імплантованого металу значно менший, роз'ємні V-подібні бранші значно тонші, ніж LCP-пластини, які встановлюють по боковій поверхні виростків і нижньої третини плечової кістки, що посилює травматичність операції. Наш ПОВ встановлюється по задній поверхні виростків і нижньої третини плечової кістки через остеотомію ліктьового відростка.

Після репозиції виростки плечової кістки фіксують спицями або гвинтами. До відрепонованих відламків прикладають сформовану конструкцію. Через бранші пристрою, пластину й отвори півкілець проводять фіксувальні гвинти. Ліктьовий відросток фіксують довгим спонгіозним компресійним гвинтом. У хворої Т. із над- і черезвиростковим переломом плечової кістки застосовано таку методику. Після остеотомії ліктьового відростка проведено репозицію відламків, фіксацію спицями.



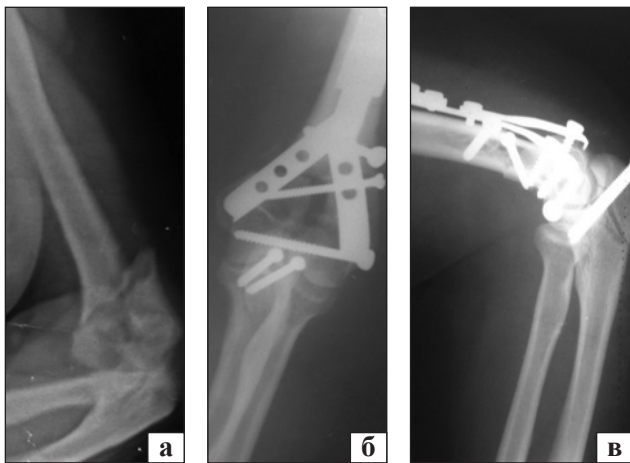
**Рис. 7.** Рентгенограми пацієнтів із наслідками остеосинтезу над- і черезвиросткових переломів ПК LCP-пластинами



**Рис. 8.** Рентгенограми хворої Т.: а) на момент госпіталізації; б) після остеосинтезу ПОВ; в) через 3 міс.

Кінцеву стабілізацію виконано ПОВ із можливостями розведення V-подібних бранш. Через останні проведено по 2 гвинти. Ліктьовий відросток синтезований компресійним гвинтом (рис. 8, а, б). На два тижні накладена задня гіпсова лонгета. Через 3 міс. на контрольній рентгенограмі відмічено зрощення відламків (рис. 8, в). Відновлено обсяг рухів у ліктьовому суглобі.

Слід підкреслити, що над- і черезвиросткові переломи плечової кістки є досить складними та травматичними ушкодженнями верхньої кінцівки. Від результатів їхнього лікування значною мірою залежить якість життя пацієнта в майбутньому. Оперативна тактика визначається характером лінії перелому і має бути лише індивідуальною, мінімально травматичною, направленою на максимально раннє і повне відновлення функції ліктьового суглоба. Ураховуючи це, ми робимо косу остеотомію ліктьового відростка. Вона дозволяє наприкінці операцій стабілізувати його



**Рис. 9.** Рентгенограми хворої П.: а) на момент госпіталізації, багатоуламковий над-, черезвиростковий переломи плечової кістки; б, в) після остеосинтезу ПОВ, пряма та бокова проекції

2 тонкими кортикальними гвинтами, проведеними перпендикулярно лінії остеотомії. Це забезпечує жорсткішу фіксацію порівняно з компресійним внутрішньокістковим гвинтом, що дає змогу рано відновити рухи в ліктьовому суглобі.

Виходячи з власного досвіду, в разі косої остеотомії ліктьової кістки застосування 2 кортикальних гвинтів значно менше травмує м'які тканини під час їхнього встановлення та видалення порівняно з фіксацією за Вебером. Після репозиції відламків у випадку ПДВПК, за можливості бажано проводити фіксацію гвинтами, а не спицями. Це також зменшує травматичність операції. Розроблений ПОВ дає змогу встановити його поверх головок репозиційних гвинтів. Методику застосовано у хворого П. із над-, черезвиростковими переломами плечової кістки (рис. 9, а). Для кращого доступу до відламків проведено косу остеотомію ліктьового відростка. Після репозиції виростки з'єднані 2 кортикальними гвинтами, одним гвинтом репоновані виростки фіксовані до проксимального фрагмента плечової кістки. Кінцева стабілізація сегмента здійснена ПОВ із короткою накладною пластиною. Ліктьовий відросток синтезований 2 тонкими кортикальними гвинтами (рис. 9, б, в). Після такого остеосинтезу рухи в ліктьовому суглобі дозволяємо після загоєння рани.

Важливе значення для позитивного результату лікування ПДВПК має правильна оцінка біомеханічної ситуації, розуміння процесів, які перебігають на лінії контакту відламків, стану кістки, функціонального стану ушкодженого сегмента. Це дозволяє обрати оптимальну конструкцію фіксатора, техніку хірургічного втручання та подальшу тактику лікування.

У разі відкритих ПДВПК, зазвичай, накладають АЗФ, проте далеко не завжди досягають



**Рис. 10.** Рентгенограми пацієнта О.: а) результат остеосинтезу АЗФ; б) після заміни методу на остеосинтез накістковою контактною пластиною без кісткової пластики; в, г) через 2,5 міс. після остеосинтезу ПОВ, пряма та бокова проекції

консолідацію відламків. На практиці часто заміна методу відбувається не обґрунтовано. Застосування контактної пластини без кісткової пластики в таких випадках є також неефективним. У таких ситуаціях методом вибору може бути остеосинтез, як один із варіантів запропонованих нами ПОВ із спонгіозною автопластиком.

Сказане підтверджує клінічний випадок: пацієнтові О. з відкритим ПДВПК проведений остеосинтез АЗФ, але контакт відламків не відбувся (рис. 10, а). Виконано заміну методу на остеосинтез накістковою контактною пластинною без кісткової пластики, що також виявилось неефективним (рис. 10, б). Ми виконали остеосинтез ПОВ із автопластиком губчастою кісткою із проксимального епіметафіза великогомілкової кістки. Після операції для створення оптимальних умов перебігу репаративної регенерації 2,5 міс. здійснювали іммобілізацію гіпсовою лонгетою. Така методика забезпечила зрощення відламків (рис. 10, в, г). У зв'язку із контрактурою ліктьового суглоба під загальним знеболюванням проведено його редресацію. Віддалений (10 років) результат добрий.

Таким чином, запропоновані нами пристрої для остеосинтезу (ПФКВ і ПОВ) забезпечують стабільну фіксацію відламків за умов ПДВПК, дозволяють рано відновити функцію ліктьового суглоба. У випадках проведення кісткової пластики під час остеосинтезу несправжніх суглобів вони створюють оптимальні умови для перебігу репаративної регенерації.

## Висновки

Запропоновані засоби для малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу можуть бути методом вибору в разі лікування незрощень та несправжніх суглобів, а також ускладнених переломів дистального відділу плечової кістки. Вони забезпечують оптимальні умови для зрощення відламків.

Пристрої мінімально травмують ушкоджений сегмент, сприяють уникненню багатьох ускладнень, характерних для використання сучасних традиційних фіксаторів.

Позитивні віддалені результати лікування хворих із переломами дистального відділу плечової кістки дозволяють рекомендувати розроблені пристрої до широкого застосування в клінічній практиці.

**Конфлікт інтересів.** Автор декларує відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Бодня А. И. Аппарат для внешнего остеосинтеза переломов дистальной трети плечевой кости / А. И. Бодня, В. Х. Славов, С. Н. Кривенко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2010. — № 4. — С. 60–64. — DOI: 10.15674/0030-59872010460-64.
2. Мателенок Е. М. Определение показаний для оперативного и консервативного лечения при внутрисуставных переломах мыщелка плечевой кости / Е. М. Мателенок // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2000. — № 4. — С. 99–104.
3. Аналіз результатів хірургічного лікування переломів дистального відділу плечової кістки / О. Є. Лоскутов, А. М. Доманський, І. І. Жердев, С. Л. Лушня // Травма. — 2019. — Т. 20, № 1. — С. 32–36. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158665.
4. Морозов Д. С. Лечение внутрисуставных переломов дистального отдела плечевой кости: автореф. дис. ... канд. мед. наук, спец. 14.00.21 «Травматология та ортопедія» / Д. С. Морозов. — М., 2009. — 22 с.
5. Galano G. J. Current treatment strategies for bicolumar distal humerus fractures / G. J. Galano, C. S. Ahmad, W. N. Levine // The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. — 2010. — Vol. 18 (1). — P. 20–30. — DOI: 10.5435/00124635-201001000-00004.
6. Клинико-морфологическая оценка стабильного остеосинтеза переломов головчатого возвышения плечевой кости и их последствий у взрослых / А. А. Кленин, С. Б. Королев, О. Б. Носов, В. Д. Вешуткин // Гений ортопедии. — 2014. — № 1. — С. 77–83.
7. Опыт применения пластин с угловой стабильностью в лечении внутрисуставных переломов / Г. Г. Голка, В. В. Паламарчук, К. А. Булавин [и др.] // Травма. — 2010. — Т. 11, № 4. — С. 421–425.
8. Носивец Д. С. Анализ ошибок и осложнений при лечении переломов дистального метаэпифиза плечевой кости / Д. С. Носивец, Л. Ю. Науменко : мат. Всеукраїнської наук.-практ. конф. «Сучасні теоретичні та практичні аспекти травматології та ортопедії». — Донецьк, 2013. — С. 41–45.
9. The use of hinged external fixation to provide additional stabilization for fractures of the distal humerus / C. R. Deuel, P. Wolinsky, E. Shepherd, S. J. Hazelwood // Journal of Orthopaedic Trauma. — 2007. — Vol. 21, № 5. — P. 321–329. — DOI: 10.1097/BOT.0b013e31804ea479.
10. Общие тактические принципы лечения переломов дистальных метаэпифизов длинных костей / Г. В. Бэц, Д. В. Черепов, И. Г. Бэц, И. В. Стойко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2016. — № 1. — С. 109–114. — DOI: 10.15674/0030-598720161109-114.
11. Бець І. Г. Тактико-технологічні особливості лікування ушкодження дистального метаепіфіза стегнової кістки / І. Г. Бець // Травма. — 2018. — Т. 19, № 2. — С. 122–128. — DOI: 10.22141/1608-1706.2.19.2018.130658.
12. Пат. 17502 UA. МПК А61В 17/58, А61В 17/62. Пристрій для фіксації кісткових відламків / Білінський П. І. ; заявник та патентовласник П. І. Білінський. — № 96051961 ; заявл. 20.05.96 ; опубл. 31.10.97 ; Бюл. № 5.
13. Пат. 33358 UA. МПК А61В 17/56. Пристрій для остеосинтезу (варіанти) / П. І. Білінський, М. В. Ковальчук ; заявник та патентовласник П. І. Білінський. — № 99020843 ; заявл. 15.02.99 ; опубл. 15.02.01 ; Бюл. № 1.
14. Волна А. А. Удаление металлоконструкций: решенная проблема? / А. А. Волна, М. А. Панин, Н. В. Загородний // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 4. — С. 84–87. — DOI: 10.15674/0030-59872009484-87.

## TREATMENT OF PATIENTS WITH COMPLICATED FRACTURES OF THE DISTAL HUMERUS USING THE FIXATORS OF LIMITED-CONTACT MULTIPLANAR OSTEOSYNTHESIS

P. I. Bilinskyi

National Medical University named after O. O. Bogomolets, Ministry of Health of Ukraine, Kyiv

✉ Petro Bilinskyi, Doctor in Traumatology and Orthopaedics: consbp@ukr.net

### ДО УВАГИ СПЕЦІАЛІСТІВ

**ДУ “Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України” проводить післядипломну підготовку лікарів-спеціалістів, у тому числі іноземних громадян, у клінічній ординатурі та у формі стажування за спеціальністю «ортопедія і травматологія», на курсах інформації та стажування з актуальних питань ортопедії та травматології (ліцензія Міністерства освіти і науки України АЕ № 285527 від 27.11.2013)**

#### Курси інформації та стажування для лікарів ортопедів-травматологів

№	Назва	Керівник
1.	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих із патологією великих суглобів	Проф. Філіпенко В. А.
2.	Ендопротезування великих суглобів	Проф. Філіпенко В. А.
3.	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей з ортопедичною патологією	Проф. Хмизов С. О.
4.	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей із патологією стопи	Проф. Хмизов С. О. К. м. н. Кикош Г. В.
5.	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих із патологією хребта	Проф. Радченко В. О.
6.	Малоінвазивна й інструментальна хірургія хребта	Проф. Радченко В. О.
7.	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих зі сколіотичними деформаціями хребта	Проф. Радченко В. О. К. м. н. Барков О. О.
8.	Мануальна терапія в комплексному лікуванні хворих із патологією хребта	Проф. Радченко В. О.
9.	Діагностика та лікування патології стопи в разі травм і деформацій	К. м. н. Прозоровський Д. В.
10.	Діагностика та лікування пухлин опорно-рухової системи	Проф. Вирва О. Є.
11.	Ревізійне ендопротезування великих суглобів	Проф. Вирва О. Є.
12.	Артроскопічна діагностика та лікування патології великих суглобів	К. м. н. Болховітін П. В. К. м. н. Паздніков Р. В.
13.	Консервативні методи лікування хворих з ортопедо-травматологічною патологією	Д. м. н. Федотова І. Ф. К. м. н. Корж І. В.
14.	Постізометрична релаксація та масаж в ортопедії та травматології	Д. м. н. Стауде В. А.
15.	Ультразвукове дослідження опорно-рухової системи в дорослих і дітей	К. м. н. Котульський І. В.
16.	Регіональна анестезія в ортопедії та травматології з використанням ультразвукових методів візуалізації	К. м. н. Лизогуб М. В.
17.	Лабораторні методи дослідження в ортопедії та травматології (клініко-діагностичні, біохімічні, морфологічні, імунологічні)	К. б. н. Леонтьєва Ф. С. К. б. н. Ашукіна Н. О.
18.	Експрес-ортезування та протезування опорно-рухового апарату	К. м. н. Диннік О. А. Тимченко І. Б.

Телефон для довідок: (057) 725-14-77



УДК 616.716/.718-001.514-089.881(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021143-50>

## Ретроспективний медико-соціальний аналіз результатів лікування хворих із наслідками переломів довгих кісток кінцівок

**В. О. Танькут, І. В. Голубєва, М. Д. Рикун, К. В. Беренов, В. А. Андросенкова**

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

*The problem of long bones fractures treatment remains actual, despite a significant number of studies carried out on this topic. Such fractures of the musculoskeletal system occur more often and are accompanied by various complications, significantly compromise the quality of patients life and often lead to the disability. Objective. To analyze different types of traumatic injuries in patients with the consequences of long bone fractures, to evaluate the effectiveness of diagnostics, treatment and to analyze the state of disability. Methods. A retrospective medical and social analysis of the results of treatment of 333 patients (232 (69.6 %) men, 101 (30.4 %) women) with the consequences of long bone fractures, based on the obtained study group in the Kharkiv Regional Center for Medical and Social Expertise № 2, for the period 2018–2019. Results. Three main methods of surgical treatment were analyzed: internal fixation (ORIF), blocking intramedullary nailing (IMN) and treatment with external fixation devices (EF). They were applied in the following rate: ORIF — 204 (61.3 %) cases, IMN — 98 (29.4 %), EF — 31 (9.3 %). The most typical complications of the treatment of patients with fractures of the long bones were delayed union or nonunion, neuropathies of the treated extremities, joint contractures, osteoarthritis of adjacent joints, deformities of affected extremities, osteomyelitis. Causes of disability were: 63 % — severity of injuries, 46 % — different posttraumatic complications, 6.5 % — iatrogenic complications. Among the latter, the most common were: diagnostic — 7.1 %, incorrect method of treatment — 29.7 %, iatrogenic incorrect surgery methods — 45 %. Conclusions. The data obtained showed that the improvement of organization measures for the prevention of complications and disability in patients with consequences of long bones fractures could help to increase the efficiency and quality of specialized medical help. Key words. Fractures, long bones, limbs, consequences, complications, disability.*

*Проблема лікування переломів довгих кісток кінцівок залишається актуальною, незважаючи на значну кількість проведених досліджень. Такі переломи серед усіх ушкоджень опорно-рухової системи трапляються найчастіше та супроводжуються розвитком різноманітних ускладнень, які значно погіршують якість життя хворих і часто призводять до інвалідності. Мета. Проаналізувати різні типи травматичних ушкоджень у хворих із наслідками переломів довгих кісток кінцівок (НПДКК), оцінити ефективність діагностики, методів лікування, а також стан інвалідності й основні причинні чинники її розвитку. Методи. Проведено ретроспективний медико-соціальний аналіз результатів лікування 333 пацієнтів (232 (69,6 %) чоловіки, 101 (30,4 %) жінка) із НПДКК за матеріалами Харківського обласного центру медико-соціальної експертизи № 2 у період 2018–2019 рр. Результати. Проаналізовано три основні методи хірургічного лікування переломів: накістковий остеосинтез (НО), блокувальний інтрамедулярний остеосинтез (БІОС) і лікування апаратами зовнішньої фіксації (АЗФ). Загалом застосовано: НО — 204 (61,3 %) випадки, БІОС — 98 (29,4 %), АЗФ — 31 (9,3 %). Визначено найбільш типові ускладнення лікування хворих із переломами довгих кісток кінцівок: уповільнене зрощення/незрощення, невронпатії сегментів кінцівок, контрактури суглобів, деформівний артроз суміжних суглобів, осьові деформації сегментів кінцівок, остеомиєліт. Причинами призначення інвалідності стали: 63 % — тяжкість ушкоджень, 46 % — різні типи ускладнень, 6,5 % — лікарські помилки. Серед останніх найбільш типовими були: діагностичні — 7,1 %, неправильний вибір методу лікування — 29,7 %, порушення техніки виконання операцій — 45 %. Висновки. Одержані дані показали, що удосконалення комплексу організаційних заходів щодо профілактики виникнення ускладнень та інвалідності у хворих із наслідками переломів довгих кісток кінцівок сприятиме підвищенню ефективності та якості надання спеціалізованої медичної допомоги.*

**Ключові слова.** Переломи, довгі кістки, кінцівки, наслідки, ускладнення, інвалідність

## Вступ

Актуальність дослідження обумовлена значною частотою розвитку різноманітних ускладнень після хірургічного лікування хворих із переломами довгих кісток та їхнім негативним впливом на функціональну придатність ушкодженої кінцівки [1–4].

Останніми десятиріччями швидко розвиваються технології лікування травматичних ушкоджень опорно-рухової системи. Це стосується як розроблення нових фіксувальних систем, пристроїв (блокувальний інтрамедулярний остеосинтез, пластики з певним кутом гвинтів), так і удосконалення загальних підходів до діагностики та лікування. Уточнюють показання до хірургічного втручання, використовують малоінвазивні оперативні доступи тощо [5–9]. Проте виникнення різних типів ускладнень спостерігають від 3 до 54 % [10–13]. Майже кожна клінічна ситуація з ускладненнями супроводжується, зазвичай, значним обмеженням функціональних можливостей ушкодженої кінцівки та розвитком інвалідності постраждалих [10–17]. Натепер ми не зустріли наукові публікації, які б детально аналізували результати лікування хворих із травматичними ушкодженнями довгих кісток кінцівок з урахуванням помилок, ускладнень і стану інвалідності.

*Мета роботи:* проаналізувати різні типи травматичних ушкоджень у хворих із наслідками переломів довгих кісток кінцівок (НПДКК), оцінити ефективність діагностики, методів лікування, а також стан інвалідності й основні причинні фактори її розвитку.

## Матеріал і методи

Проведено ретроспективний медико-соціальний аналіз результатів лікування 333 пацієнтів із НПДКК за матеріалами Харківського обласного центру медико-соціальної експертизи № 2 у період 2018–2019 рр. Хворі отримали лікування в травматологічних відділеннях 15 районних лікарень Харківської області та Харкова. Більшу частину пацієнтів направлено до МСЕК № 2 із Харкова та Харківського району — 97 осіб (29,2 %), з Балаклійського — 19 (5,7 %), Красноградського — 26 (7,8 %), Куп'янського — 21 (6,3 %), Ново-Водолажського — 20 (6,0 %).

Серед постраждалих чоловіків було 232 (69,6 %), жінок — 101 (30,4 %), співвідношення 2:1 (табл. 1).

Розподіл пацієнтів за віком наведено в табл. 2. Визначено, що більшість хворих, які отримали ушкодження верхніх і нижніх кінцівок, були в працездатному віці — 87,7 %.

Разом із цим проаналізовано вид травми та виявлено, що переважала побутова — 94,1 % (313 хворих). Водночас спостерігали тенденцію до зростання кількості таких травм: у 2018 році — 152 постраждалих (94,4 %), 2019 — 161 (93,6 %) (табл. 3).

Для подальшого аналізу медичної документації відібрано пацієнтів із наслідками переломів верхніх і нижніх кінцівок (табл. 4).

Установлено, що частка переломів верхніх кінцівок становила 31 випадок (9,3 %), окремо плече та передпліччя — 15 (4,5 %) і 16 (4,8 %) відповідно.

Таблиця 1  
Розподіл досліджуваних хворих із НПДКК за статтю 2018–2019 рр.

Рік огляду		Стать хворих		Усього
		чоловіча	жіноча	
2018	абс.	108	53	161
	%	67,0	33,0	100,0
2019	абс.	124	48	172
	%	72,0	28,0	100,0
Усього	абс.	232	101	333
	%	69,6	30,4	100,0

Таблиця 2  
Розподіл хворих за віком

Рік огляду		Вік, роки		Усього
		до 60	понад 60	
2018	абс.	132	29	161
	%	86,1	13,9	100,0
2019	абс.	154	18	172
	%	89,5	10,5	100,0
Усього	абс.	286	47	333
	%	87,7	12,3	100,0

Таблиця 3  
Розподіл хворих із НПДКК за видами травм

Рік огляду		Вид травми			Усього
		виробнича	дорожньо-транспортна	побутова	
2018	абс.	8	1	152	161
	%	5,0	0,6	94,4	100,0
2019	абс.	10	1	161	172
	%	5,8	0,6	93,6	100,0
Усього	абс.	18	2	313	333
	%	4,7	1,2	94,1	100,0

## Результати та їх обговорення

Проаналізовано протоколи експертизи хворих із травматичними переломами довгих кісток кінцівок і виявлено, що серед 333 постраждалих домінували чоловіки — 232 (69,6 %), більшість із них були працездатного віку — 286 (87,7 %).

За видом травми переважала побутова — 313 випадків (94,1 %), серед них більше було постраждалих із ізольованою травмою — 290 осіб (88,7 %). За локалізацією переломів довгих кісток кінцівок більшість склали особи з травмою нижніх кінцівок — 302 пацієнти (90,7 %) проти 31 (9,3 %) верхніх.

Більшість серед ушкоджень нижніх кінцівок склали переломи кісток гомілки — 205 хворих (61,6 %).

Усі ці дані мали важливе значення під час подальшого розгляду застосованих методів лікування й оцінювання ефективності реабілітаційних заходів.

Для аналізу хірургічного лікування досліджуваних хворих із травматичними переломами довгих кісток кінцівок (ТПДКК) визначали такий важливий показник, як термін надання спеціалізованої хірургічної допомоги постраждалим із моменту отримання травми. Відомо, що від нього значно залежать якість лікування й ефективність реабілітації постраждалих [6, 9, 13, 15].

Розподіл пацієнтів із ТПДКК за терміном надання спеціалізованої хірургічної допомоги з моменту травми в умовах травматологічних стаціонарів за 2018–2019 рр. подано в табл. 5.

Виявлено, що спеціалізовану хірургічну допомогу надано всім 333 постраждалим. У загальній кількості хірургічні втручання частіше проводили в день травми — 171 (51,3 %) пацієнт, у перші 10 днів — 110 (33,2 %). При цьому у 2018 році в 1-шу добу після травми операцію виконано 80 (46,9 %) постраждалим, а у 2019 — 91 (52,9 %), тобто визначено тенденцію до позитивного зростання.

Таблиця 4

**Розподіл хворих за ушкодженнями верхніх і нижніх кінцівок**

Рік огляду		Ушкоджений сегмент				Усього
		плече	передпліччя	стегно	гомілка	
2018	абс.	10	11	46	94	161
	%	6,2	6,8	28,6	58,4	100,0
2019	абс.	5	5	51	111	172
	%	2,9	2,9	29,6	64,6	100,0
Усього	абс.	15	16	97	205	333
	%	4,5	4,8	29,1	61,6	100,0

Хірургічну допомогу в перші 10 днів після травми у 2018 році отримали 56 (34,8 %) хворих, у 2019 — 54 (32,3 %). Важливо підкреслити, що 52 (15,6 %) пацієнтам спеціалізовану медичну допомогу надано не своєчасно, а протягом 30 днів і більше після травми. Це свідчить, що сьогодні ще існують проблемні не вирішені питання щодо терміну надання спеціалізованої медичної допомоги постраждалим на госпітальному етапі. Це досить значний негативний показник, який певною мірою пов'язаний із недоліками надання медичної допомоги постраждалим ще на догоспітальному етапі.

*Методи лікування хворих із ТПДКК.* Для порівняльного аналізу за даними медичної документації МСЕК № 2 обрано три основні методики хірургічного лікування: накістковий остеосинтез (НО), блокувальний інтрамедулярний (БЮС) і накладання апаратів зовнішньої фіксації (АЗФ). Оцінювання проводили посегментно для верхніх і нижніх кінцівок.

Розподіл хворих із травматичними ушкодженнями довгих кісток кінцівок за методами лікування за період 2018–2019 рр. наведено в табл. 6.

Визначено, що для лікування хворих із переломами кісток верхніх кінцівок найчастіше використаний НО — 23 особи (74,2 %) та БЮС — 7 (22,6 %), АЗФ накладений в 1 (3,2 %).

У разі переломів нижніх кінцівок частіше застосовували НО та БЮС — за 2 роки виконано 179 (59,4 %) операцій. Другим за частотою використання став НО — 93 (30,7 %) операції. АЗФ застосовано в 30 (9,9 %) випадках.

Слід зазначити, що загалом у групі домінували такі методики лікування постраждалих із ТПДКК, як НО — 204 (61,3 %) випадки та БЮС — 98 (29,4 %). АЗФ встановлено 31 (9,3 %) пацієнтам.

Таблиця 5

**Розподіл хворих із ТПДКК за термінами надання спеціалізованої хірургічної допомоги з моменту отримання травми**

Рік огляду		Термін надання хірургічної допомоги з моменту травми, доба				Усього
		1-ша	протягом 10	протягом 30	понад 30	
2018	абс.	80	56	20	5	161
	%	46,9	34,8	12,4	3,2	100,0
2019	абс.	91	54	15	12	172
	%	52,9	31,3	8,8	7,0	100,0
Усього	абс.	171	110	35	17	333
	%	51,3	33,2	10,5	5,0	100,0

Ми також проаналізували найбільш типові ускладнення, які виникали у хворих із НПДКК у період стаціонарного лікування, а саме: за характером зрощення відламків, невропатії сегментів кінцівок, контрактури суглобів, деформівний артроз суміжних суглобів, осьові деформації сегментів кінцівок (випадки неправильного зрощення переломів) та остеомієліт.

Для детального аналізу характеру зрощення переломів у 333 обстежуваних і визначення ефективності лікувального процесу окремо оцінено результати зрощення переломів кісток у 31 хворого з ушкодженнями верхніх кінцівок та 302 — нижніх (табл. 7).

Визначено, що серед постраждалих із ушкодженнями верхніх кінцівок у 15 (48,4 %) переломи повністю зрослися, уповільнене зрощення зареєстровано у 14 (45,2 %), незрощення, у тому числі несправжні суглоби, — 2 (6,4 %).

Для нижніх кінцівок ці показники були такими: 155 (51,3 %) і 130 (43,0 %) випадків —

уповільнене зрощення, незрощення та несправжні суглоби — 17 (13,7 %).

Таким чином, загалом у 170 (51,0 %) хворих переломи повністю зрослися, уповільнене зрощення відмічено у 144 (43,2 %), а у 16 (4,8 %) у зв'язку з порушенням процесу остеорепації були незрощення та несправжні суглоби.

Інші ускладнення подані в табл. 8.

Визначено ускладнення в зоні верхніх кінцівок у вигляді невропатії — 45 (30,2 %) випадків, а окремо плече та передпліччя — 27 (34,2 %) і 18 (25,8 %) відповідно. Контрактури суміжних суглобів виявлено загалом у 42 (28,1 %) випадках, плече та передпліччя — 30 (37,0 %) і 12 (17,2 %) відповідно.

Другу за частотою групу ускладнень склали осьові деформації травмованих сегментів кінцівок — 34 (22,9 %) випадки та деформівний артроз — 27 (18,0 %). Запальний процес у вигляді остеомієліту відмічений у одного хворого з переломом кісток передпліччя (1,4 %).

Таблиця 6

Розподіл хворих із ТПДКК за методами лікування за період 2018–2019 рр.

Рік огляду		Кількість хворих								Загалом
		верхня кінцівка				нижня кінцівка				
		НО	БЮС	АЗФ	усього	НО	БЮС	АЗФ	усього	
2018	абс.	17	4	0	21	83	43	14	144	161
	%	80,9	19,1	0,0	100,0	59,3	30,7	10,0	100,0	—
2019	абс.	60	30	10	100	98	48	16	162	172
	%					60,5	29,6	9,9	100,0	—
Усього	абс.	23	7	1	31	181	91	30	302	333
	%	74,2	22,6	3,2	100,0	59,9	30,1	10,0	100,0	—

Таблиця 7

Розподіл хворих із наслідками ТПДКК за типом зрощення переломів

Тип зрощення переломів		Кількість хворих						Загалом
		верхня кінцівка			нижня кінцівка			
		плече	передпліччя	усього	стегно	гомилка	усього	
Повністю зрісся	абс.	7	8	15	73	82	155	170
	%	22,6	25,8	48,4	24,2	27,1	51,3	51,0
Уповільнене	абс.	8	6	14	16	114	130	144
	%	25,8	19,4	45,2	5,3	37,1	43,0	43,2
Незрощення	абс.	0	1	1	6	6	12	13
	%	0,0	3,2	3,2	6,0	6,0	12,0	3,9
Несправжній суглоб	абс.	0	1	1	2	3	5	6
	%	0,0	3,2	3,2	0,7	1,0	1,7	1,8
Усього	абс.	15	16	31	97	205	302	333
	%	48,4	51,6	9,3	29,1	61,5	90,7	100,0

Для нижніх виявлено такі ускладнення: невропатії сегментів кінцівок загалом склали 147 (25,0 %) випадків, для стегна та гомілки — 54 (21,3 %) і 93 (27,9 %) відповідно; контрактури суглобів — 146 (24,9 %) випадків, окремо стегно та гомілка — 67 (26,5 %) і 79 (23,7 %) відповідно.

Осьові деформації травмованих сегментів кінцівок загалом діагностовано в 78 (13,4 %) пацієнтів. Посегментно: стегно — 35 (13,8 %), гомілка — 43 (12,9 %).

Деформівний артроз суміжних суглобів відмічено в 214 (36,5 %) хворих, для стегна та гомілки — 97 (38,4 %) і 117 (35,2 %) відповідно.

Остеомієліт кісток гомілки спостерігали в одному випадку (0,3 %).

Детальний аналіз результатів лікування постраждалих із НПДКК дозволив визначити основні негативні фактори, які вплинули на розвиток інвалідності.

Ми визначали стан інвалідності у хворих із наслідками ТПДКК та основні причини їх розвитку. Розподіл за групами інвалідності та локалізації ушкодження сегментів кінцівок наведено в табл. 9.

Показано, що I групу інвалідності призначено 2 хворим (0,6 % від загальної кількості).

Таблиця 8

**Види та кількість ускладнень після переломів верхніх і нижніх кінцівок у пацієнтів за даними Харківської обласної МСЕК № 2 (2018–2019 рр.)**

Ускладнення		Сегмент скелета						Загалом
		верхня кінцівка			нижня кінцівка			
		плече	передпліччя	усього	стегно	гомілка	усього	
Невропатії сегментів кінцівок	абс.	27	18	45	54	93	147	192
	%	34,2	25,8	30,2	21,3	27,9	25,0	26,1
Контрактури суміжних суглобів	абс.	30	12	42	67	79	146	188
	%	37,9	17,2	28,1	26,5	23,7	24,9	25,5
Осьові деформації кінцівок	абс.	12	22	34	35	43	78	112
	%	15,2	31,4	22,9	13,8	12,9	13,4	15,2
Деформівний артроз суміжних суглобів	абс.	10	17	27	97	117	214	241
	%	12,7	24,2	18,1	38,4	55,2	36,5	32,7
Остеомієліт	абс.	0	1	1	0	1	1	2
	%	0,00	0,40	0,67	0,00	0,30	0,20	0,20
Усього	абс.	79	70	149	253	333	586	735
	%	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
Загалом	%	10,7	9,5	20,3	34,4	45,3	79,7	100,0

Таблиця 9

**Розподіл постраждалих із наслідками ТПДКК за групами інвалідності**

Група інвалідності		Ушкоджений сегмент						Загалом
		верхня кінцівка			нижня кінцівка			
		плече	передпліччя	усього	стегно	гомілка	усього	
I	абс.	0	1	1	0	1	1	2
	%	0,0	6,3	3,2	0,0	0,4	0,3	0,6
II	абс.	2	0	2	33	29	62	64
	%	13,3	0,0	6,4	34,0	14,9	20,5	19,2
III	абс.	9	7	16	26	45	71	87
	%	60,0	43,7	51,7	26,8	21,9	23,5	26,1
Продовження лікарняного	абс.	4	8	12	38	130	168	180
	%	26,7	50,0	38,7	39,2	63,5	55,7	54,0
Усього за сегментами	абс.	15	16	31	97	205	302	333
	%	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0
Усього від загальної кількості	%	4,5	4,8	9,4	29,1	61,5	90,6	100,0

II групу — 64 (19,2 %) особам, проте ці показники для верхньої кінцівки склали 2 випадки (6,0 %), для нижньої — 62 (20,5 %). Окремо за сегментами «стегно – гомілка» — 33 (34,0 %) і 29 (14,2 %) відповідно від кількості хворих за вказаними сегментами нижніх кінцівок.

III групу інвалідності призначено 16 хворим з ушкодженнями верхніх кінцівок (51,7 %) і 71 (23,5 %) — нижніх.

Лікування пацієнтів за подовженим лікуванням, які в майбутньому не стали інвалідами, відмічено в 12 (38,7 %) випадках у разі ушкодження верхніх кінцівок і 168 (55,7 %) — нижніх (загалом 180 (54,0 %) осіб). Цей важливий показник підтверджує ефективність і доцільність застосування такої форми лікування постраждалих, як триваліший період (від 4 міс. до року).

Проведений ретроспективний аналіз історій хвороб 333 постраждалих із НПДКК за 2018–2019 рр. за матеріалами Харківської обласної МСЕК № 2 дав змогу визначити основні чинники розвитку ускладнень та інвалідності. Зокрема, у разі ушкодження верхніх кінцівок основними причинами призначення інвалідності були ускладнення, які виникали на догоспітальному етапі залежно від інтенсивності травмувального чинника або в період лікування хворих в умовах стаціонару. Серед ускладнень, пов'язаних із лікувальним процесом у стаціонарі, були такі: несправжні суглоби та переломи, які не зрослися — 2 (6,4 %) хворі, контрактури в суміжних суглобах — 42 (28,1 %), ушкодження нервів (невропатії) — 45 (30,2 %), осьові деформації кінцівок (через неправильне зрощення переломів) — 34 (22,9 %), деформівний артроз — 27 (18,1 %), запальний процес у вигляді остеомієліту — в 1 (0,67 %) після хірургічного втручання (накісткового остеосинтезу).

У 31 (9,3 %) пацієнта причинами інвалідності були декілька чинників ускладнень, а саме: контрактури, невропатії, осьові деформації кісток кінцівок, незрощення, артроз суміжних суглобів, остеомієліт.

У випадку травм нижніх кінцівок найчастіше інвалідність призначали хворим із ушкодженням кісток гомілки — 205 (61,5 %), стегна — 97 (29,2 %). Детальне вивчення медичної документації й аналіз причинно-наслідкових зв'язків, що призводять до виникнення інвалідності, показали, що тяжкість ушкодження посіла перше місце — 28,7 %; далі — ускладнення, які виникли під час лікувального процесу, — 15,5 %; потім — пов'язані з лікарськими помилками —

6,9 %. У 75 % постраждалих відмічено поєднання згаданих факторів.

Проведений аналіз показав, що із загальної кількості причин інвалідності 333 постраждалих із НПДКК 63 % склали тяжкість ушкоджень, 46 % — різні типи ускладнень, 6,5 % — лікарські помилки. Серед останніх найбільш типовими були: діагностичні — 7,1 %, неправильний вибір методу лікування — 29,7 %, порушення техніки виконання операцій (неточний вибір типорозміру фіксатора для остеосинтезу, неповна репозиція та недостатня стабілізація фрагментів в зоні перелому) — у 45 %.

Крім того, визначені організаційні причини виникнення інвалідності на етапі відновного лікування хворих і медичної реабілітації інвалідів — 2 (0,6 %) випадки.

На прикладі ретроспективного аналізу лікування хворих у 15 лікувальних закладах Харківської області та Харкова було виявлено недоліки в роботі медичних стаціонарів, поліклінік та МСЕК. У багатьох поліклініках, медичних стаціонарах, а також спеціалізованих реабілітаційних центрах установлено формальний підхід до диспансеризації та реабілітації хворих та інвалідів з наслідками травм довгих кісток кінцівок.

## Висновки

Для поліпшення системи лікування хворих із НПДКК і профілактики інвалідності вважаємо важливим і доцільним звернути увагу на удосконалення комплексу організаційних заходів, а саме:

- приділяти більшу увагу профілактиці травматизму, своєчасній якісній і в повному обсязі наданій медичній допомозі постраждалим на догоспітальному та госпітальному етапах;

- упроваджувати сучасні прогресивні технології лікування тяжких ускладнень опорно-рухової системи;

- постійно удосконалювати та підтримувати професійний рівень лікарів — ортопедів-травматологів, хірургів, анестезіологів-реаніматологів і реабілітологів;

- госпіталізацію постраждалих із тяжкими травмами опорно-рухової системи, особливо з коморбідною патологією, слід проводити в спеціалізованих відділеннях багатопрофільних лікарень;

- у разі виникнення ускладнень необхідна екстрена консультація та переведення, за показаннями, хворих у висококваліфіковані медичні центри для раннього комплексного лікування основної та суміжної патологій;

– в організаційному плані потребує удосконалення й активізації робота з диспансеризації хворих та інвалідів із наслідками травм і проведення планового реабілітаційного лікування в поліклініках, стаціонарах і спеціалізованих центрах медичної реабілітації.

Проведені нами дослідження показали, що нині існує низка актуальних невирішених питань із надання медичної допомоги постраждалим з ушкодженнями опорно-рухової системи, як на догоспітальному, так і на госпітальному етапах. Основними чинниками виникнення ускладнень та інвалідності є: тяжкість травм (63 %), розвиток різних типів ускладнень на догоспітальному етапі лікування (46 %), лікарські помилки (6,5 %), недоліки в організації диспансеризації та медичної реабілітації постраждалих.

У покращенні названих організаційних і лікувальних заходів важливе місце належить сумісним зусиллям профільних науково-дослідних інститутів, міністерства охорони здоров'я, місцевих органів влади та всіх відповідальних організацій і відомств. За умов удосконалення та постійного дотримання вказаних заходів можливо значно покращити ефективність лікування цього складного контингенту хворих, зменшити інвалідність і летальність.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Интрамедуллярный блокирующий остеосинтез в лечении больных с расстройствами репаративного остеогенеза после диафизарных переломов / Г. В. Гайко, П. В. Никитин, А. В. Калашников [и др.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2006. — № 4. — С. 5–13.
2. Козопас В. С. Лікування діафізарних переломів довгих трубчастих кісток за допомогою блокуючого інтрамедулярного металоостеосинтезу / В. С. Козопас // Травма. — 2015. — Т. 16, № 2. — С. 58–60.
3. Incidence, costs and predictors of non-union, delayed union and mal-union following long bone fracture / C. L. Ekegren, E. R. Edwards, R. de Steiger, B. J. Gabbe // International Journal of Environmental Research and Public Health. — 2018. — Vol. 15 (12). — Article ID: 2845. — DOI: 10.3390/ijerph15122845.
4. Кривенко С. Н. Сравнительная клиническая оценка внешних конструкций для остеосинтеза диафизарных переломов костей предплечья / С. Н. Кривенко, А. И. Бодня, Тарек Баккар // Травма. — 2013. — Т. 14, № 4. — С. 26–29.
5. Miniplate osteosynthesis in fracture surgeries: Case series with review of concepts / Y. C. Yoon, C. W. Oh, D. W. Lee [et al.] // Injury. — 2020. — Vol. 51 (4). — P. 878–886. — DOI: 10.1016/j.injury.2020.02.044.
6. Vallier H. A. Randomized, prospective comparison of plate versus intramedullary nail fixation for distal tibia shaft fractures / H. A. Vallier, B. A. Cureton, B. M. Patterson // Journal of Orthopaedic Trauma. — 2011. — Vol. 25 (12). — P. 736–741. — DOI: 10.1097/BOT.0b013e318213f709.
7. Интрамедуллярный блокирующий остеосинтез в лечении диафизарных оскольчатых переломов бедра / В. Г. Климовицкий, А. А. Антонов, А. В. Макаренко [и др.] // Травма. — 2009. — Т. 10, № 3. — С. 243–246.
8. Comparison of intramedullary nailing and plate fixation in distal tibial fractures with metaphyseal damage: a meta-analysis of randomized controlled trials / L. Hu, Y. Xiong, B. Mi [et al.] // Journal of Orthopaedic Surgery and Research. — 2020. — Vol. 14 (1). — Article ID: 30. — DOI: 10.1186/s13018-018-1037-1.
9. Куценко С. Н. Роль внутрикостного остеосинтеза в системе хирургического лечения переломов костей голени их последствий: международный опыт и собственные результаты / С. Н. Куценко, Д. А. Митюнин, Р. Р. Никифоров // Літопис травматології та ортопедії. — 2013. — № 1–2 (25–26). — С. 157–168.
10. Помилки та ускладнення в ортопедо-травматологічній практиці / М. О. Корж, Д. О. Яременко, Л. Д. Горідова [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2010. — № 2. — С. 5–10. — DOI: 10.15674/0030-5987201025-10.
11. Ошибки при лечении многооскольчатых переломов костей конечностей с применением интрамедуллярного блокирующего остеосинтеза / В. А. Литовченко, Н. И. Березка, Е. В. Гарячий [и др.] // Экспериментальная и клиническая медицина. — 2012. — № 4 (57). — С. 132–135.
12. Частота ускладнень лікування діафізарних переломів кінцівок за даними Харківської травматологічної МСЕК / О. К. Попсуйшапка, В. О. Литвишко, О. Є. Ужегова, О. О. Підгайська // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2020. — № 1. — С. 20–25. — DOI: 10.15674/0030-59872020120-25.
13. Causative factors of fracture nonunion: the proportions of mechanical, biological, patient-dependent, and patient-independent factors / T. Niikura, S. Y. Lee, Y. Sakai [et al.] // Journal of Orthopaedic Science. — 2014. — Vol. 19 (1). — P. 120–124. — DOI: 10.1007/s00776-013-0472-4.
14. Аль Куран Джафар Тайсір Мохаммад. Фізична реабілітація після інтрамедулярного остеосинтезу у спортсменів з діафізарними переломами кісток гомілки : автореф. дис. ... канд. наук з фіз. виховання та спорту : спец. 24.00.03 «Фізична реабілітація» / Джафар Тайсір Мохаммад Аль Куран. — Київ, 2018. — 25 с.
15. Артеменко Е. П. Двигательная реабилитация при переломах трубчатых костей : дис. ... д-ра мед. наук / Е. П. Артеменко. — СПб., 2006. — 349 с.
16. Мироманов А. М. Переломы длинных костей конечностей: прогностические критерии развития осложнений : автореф. дис. ... д-ра мед. наук : спец. 14.01.15 «Травматология и ортопедия» / А. М. Мироманов. — Курган, 2013. — 37 с.
17. Клінічне значення післятравматичних деформацій довгих кісток нижніх кінцівок / К. К. Романенко, Я. А. Долуда, Д. В. Прозоровський, В. Б. Парій // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2020. — № 4. — С. 72–79. — DOI: 10.15674/0030-59872020472-79.

---

## RETROSPECTIVE MEDICO-SOCIAL ANALISYS OF THE RESULTS OF TREATMENT PATIENTS WITH THE CONCEQUENCES OF LONG BONE FRACTURES

V. O. Tankut, I. V. Golubeva, M. D. Rykun, K. V. Berenov, V. A. Androsenkova

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

✉ Volodymyr Tankut, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: [ipps-noo@ukr.net](mailto:ipps-noo@ukr.net)

✉ Inna Golubeva: [ipps-noo@ukr.net](mailto:ipps-noo@ukr.net)

✉ Mykola Rykun, PhD in Traumatology and Orthopaedics: [riggenkiy@gmail.com](mailto:riggenkiy@gmail.com)

✉ Kostyantyn Berenov, PhD in Traumatology and Orthopaedics: [berenov@ukr.net](mailto:berenov@ukr.net)

✉ Viktoria Androsenkova: [tori2017v@gmail.com](mailto:tori2017v@gmail.com)



УДК 616.727.2-089.843:[616-073.7:004](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021151-61>

## Морфометрія плечового суглоба й обґрунтування типорозмірів нового модульного реверсивного ендопротеза на основі даних спіральної комп'ютерної томографії

М. О. Корж<sup>1</sup>, В. Б. Макаров<sup>1, 2</sup>, Н. П. Боцьва<sup>3</sup>,  
О. В. Моргун<sup>4</sup>, О. О. Підгайська<sup>1</sup>, О. В. Танькут<sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> КНП «Міська клінічна лікарня № 16» ДМР, Дніпро, Україна

<sup>3</sup> Дніпровський національний університет імені Олеся Гончара, Україна

<sup>4</sup> Клініка сімейної медицини, Дніпро, Україна

*Reverse shoulder arthroplasty is effective surgery because most of patients have positive long-term results. However, the search for the «perfect» endoprosthesis continues. Objective. To justify the dimensions of a new modular reverse shoulder endoprosthesis using additive technologies based on spiral computed tomography data. Methods. Two data sets of healthy shoulder joints (right — R, left — L) of 100 patients obtained on a spiral computed tomography AQUILION 128 sections (Toshiba, Japan) were processed. Each set consisted of 11 morphometric parameters — linear and angular values. For each of them, three data samples (combined, R and L) are calculated: minimum, maximum, mode, median, mean, standard deviation, distribution asymmetry coefficient. Pearson's correlation coefficient was calculated, cluster analysis was performed. Results. It is proved that most of the parameters of R and L data sets can be considered homogeneous and can be analyzed as a combined group of 200 cases. It was found that the width and height of the glenoid are more homogeneous data sets, and the value of the endosteal diameter of the humerus decreases in the distal direction. The cervical-diaphyseal angle averages  $137.4^\circ \pm 4.66^\circ$ . The correlation between different parameters is more pronounced within most clusters than in the sample as a whole. Conclusions. It is necessary to create different sizes of the distal part of the conical stem, to which securely fix a wide proximal part, as well as in different sizes, in the form of a cup for fixing the liner. The height of the proximal part of the reverse shoulder endoprosthesis should be not less than 20 mm, the diameter of the base of the proximal parts of the stem — 38, 40, 42 mm. It is proposed to use a conical stem of the implant with a wider proximal part, to create the angle  $135^\circ$  between the cup of the proximal part and the stem. Three standard sizes of basic glenoid plates with a diameter of 26, 30, 32 mm are defined. Key words. 3D-printing, arthroplasty of the shoulder joint, glenoid, cluster analysis, correlation analysis.*

*Реверсивне ендопротезування плечового суглоба є ефективним, оскільки більшість пацієнтів мають позитивні віддалені результати. Проте пошук «ідеального» ендопротеза триває. Мета. Обґрунтувати типорозміри нового модульного реверсивного ендопротеза (МРЕ) плечового суглоба з використанням адитивних технологій на основі даних спіральної комп'ютерної томографії. Методи. Оброблено два набори даних здорових плечових суглобів (правого — R, лівого — L) 100 пацієнтів, отриманих на спіральному комп'ютерному томографі AQUILION 128 зрізів (Toshiba, Японія). Кожен набір складався з 11 морфометричних параметрів — лінійних і кутових величин. Для кожного з них за трьома вибірками (об'єднаної, R і L) обчислено: мінімум, максимум, моду, медіану, середнє, середньоквадратичне відхилення, коефіцієнт асиметрії розподілу. Розраховано коефіцієнт кореляції Пірсона, проведено кластерний аналіз. Результати. Доведено, що більшість параметрів вибірок R і L можна вважати однорідними й аналізувати об'єднану вибірку з 200 випадків. Встановлено, що ширина та висота гленоїда є однорідними масивами даних, а значення ендостального діаметра плечової кістки зменшується в дистальному напрямку. Шийково-діафізарний кут у середньому дорівнює  $137,4^\circ \pm 4,66^\circ$ . Кореляція між різними параметрами сильніше виражена в межах більшості кластерів, ніж за вибіркою загалом. Висновки. Слід створювати різні типорозміри дистальної частини конічної ніжки, до якої надійно фіксувати широку проксимальну частину, також різних типорозмірів, у вигляді чашки для фіксації вкладиша. Висота проксимальної частини МРЕ має дорівнювати не менш ніж 20 мм, діаметр основи проксимальних частин ніжки МРЕ — 38, 40, 42 мм. Запропоновано застосовувати конічну ніжку ендопротеза з шириною проксимальною частиною, закласти кут  $135^\circ$  між чашкою проксимальної частини та нішкою. Визначено три типорозміри базових гленоїдальних пластин діаметром 26, 30, 32 мм.*

**Ключові слова.** 3D-друк, ендопротез плечового суглоба, гленоїд, кластерний аналіз, кореляційний аналіз

## Вступ

Реверсивне ендопротезування плечового суглоба останніми роками довело свою ефективність, оскільки більшість пацієнтів мають позитивні віддалені результати як після 3–4 фрагментарного перелому проксимального відділу плечової кістки, так і у випадках остеоартриту з ушкодженням ротаційної манжети [1–3]. Водночас функціональні результати залежать від правильного вибору імплантата, його розташування, підбору розмірів гленоїдальної частини та досягнення адекватного балансу м'яких тканин [4, 5]. Існує багато модулних реверсивних ендопротезів для заміщення плечового суглоба [6], а це свідчить, що пошук «ідеального» ендопротеза для відновлення рухів і поліпшення якості життя пацієнтів із травмами і захворюваннями плечового суглоба триває [7]. Проведені антропометричні дослідження на анатомічних препаратах, за показниками рентгенографії та комп'ютерної томографії (КТ) довели деякі невідповідності в обчислюванні параметрів проксимального відділу плечової кістки та лопатки [8–11]. Зокрема P. Voileau, G. Walch [12] вивчили тривимірну геометрію проксимального відділу плечової кістки на зразках тіл померлих і дійшли висновку, що суглобова поверхня головки плечової кістки має не лише різноманітні радіуси в різних напрямках та індивідуальні особливості орієнтації щодо нахилу до осі діафіза, а й відмінний кут ретроверсії. Найчастіше шийково-діафізарний кут проксимального відділу плечової кістки визначають під час планування хірургічного втручання за рентгенограмою в передньо-задній проекції. Доведено, що його значення становить у середньому  $135^\circ$  [13, 14]. Водночас більшість реверсивних систем мають кут  $145^\circ$ – $150^\circ$ , що викликає дискусію [15]. Модернізація реверсивних модулних систем ендопротезів плечового суглоба спрямована на максимальну адаптацію до кісткової структури без збільшення вартості конструкцій. Тривимірний друк пористих титанових імплантатів є перспективним напрямом адитивного виробництва в ортопедії та травматології. Проведення неінвазивної морфометрії плечового суглоба методом спіральної КТ (СКТ) на значній вибірці пацієнтів зі статистичною обробкою масиву отриманих даних дозволить з'ясувати і доповнити відомі лінійні та кутові показники проксимального відділу плечової кістки та гленоїдальної западини лопатки.

*Мета роботи:* обґрунтувати типорозміри нового модульного реверсивного ендопротеза плечового суглоба з використанням адитивних технологій на основі даних спіральної комп'ютерної томографії.

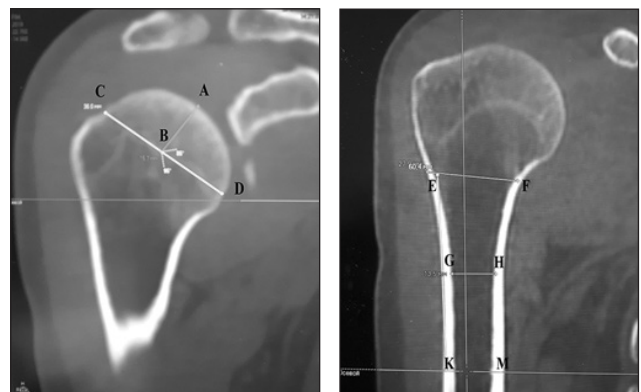
## Матеріал і методи

Використано два набори показників здорових плечових суглобів (правих і лівих), отриманих на спіральному комп'ютерному томографі AQUILION 128 зрізів (Toshiba, Японія). Обсяг вибірки — 100 пацієнтів. Кожен із наборів містить значення 11 параметрів, до яких належать лінійні та кутові величини (рис. 1–4).

*Первинна статистична обробка даних.* Оскільки вимірювання проведені окремо для правої та лівої рук, отримані показники розділено на дві вибірки: індекс R — права, L — ліва.

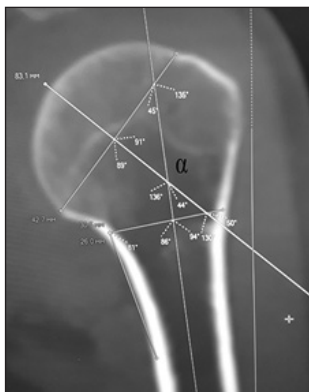
Обробка та графічне подання експериментальних показників виконані засобами пакета Mathcad (версія 15.0).

Для кожного морфометричного параметра за трьома вибірками (об'єднаної, правої та лівої рук) обчислені базові статистичні показники: мінімум (MIN), максимум (MAX), мода (Mode), медіана (Median), середнє (Mean), середньоквадратичне відхилення (stdev), коефіцієнт асиметрії розподілу (skew), який характеризує асиметрію розподілу величини щодо середнього значення. Усі величини обчислені з точністю до другого знака після коми, оскільки вимірювання виконані з точністю до першого знака.

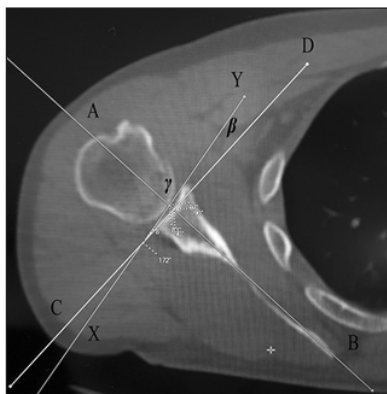


**Рис. 1.** КТ-скани проксимального відділу плечової кістки в передньо-задній проекції для вимірювання антропометричних показників: АВ — висота головки; CD — діаметр анатомічної шийки; EF — ендостальний розмір плечової кістки на рівні хірургічної шийки; ендостальний розмір діафіза плечової кістки нижче рівня хірургічної шийки на 3 см (GH) та 6 см (KM)

За кожним із морфометричних параметрів для всіх трьох вибірок (об'єднаної, правої та лівої рук) побудовано гістограми розподілу значень за діапазонами, а для всіх параметрів вибірок R і L — діаграми розсіювання.



**Рис. 2.** КТ-скан проксимального відділу плечової кістки в передньо-задній проекції для вимірювання шийково-діафізарного кута  $\alpha$



**Рис. 3.** КТ-скан проксимального відділу плечової кістки з лопатки на рівні її ості в аксіальній проекції для вимірювання нахилу гленоїдальної суглобової поверхні: АВ — лінія, яка з'єднує середню точку гленоїдальної суглобової поверхні та медіальний кут лопатки; ХУ — гленоїдна вісь, проведена через найбільш крайні точки; CD — лінія, перпендикулярна до лінії АВ, є нейтральним варіантом. Кут  $\beta$  між лініями CD і ХУ являє собою гленоїдну версію, розраховану методом Фрідмана [9], а кут  $\gamma$  між лініями АВ і ХУ — методом Ранделлі [16]

У процесі аналізу дисперсій перевірено гіпотезу про можливість об'єднання наборів даних у сукупну вибірку обсягом у 200 елементів. Проаналізовано значення вибіркової дисперсії (однофакторний одновимірний дисперсійний аналіз) кожного із параметрів за вибірками R і L на основі критерію Фішера за формулою (1):

$$F_{\text{емп}} = \frac{\sigma_1^2}{\sigma_2^2}, \quad (1)$$

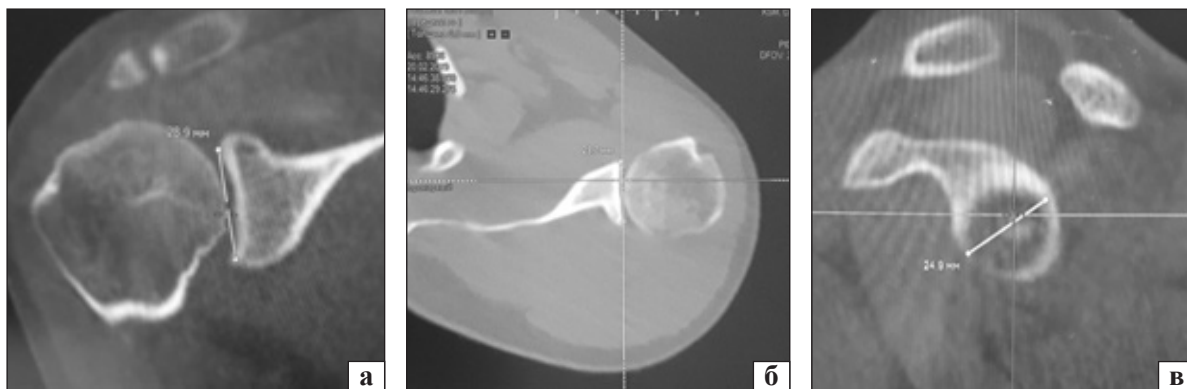
де  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  — дисперсії першої і другої вибірок відповідно.

Для перевірки гіпотези здійснено порівняння отриманого значення з табличним  $F_{\text{крит}}$  для відповідного розміру вибірки на рівні 95 %. При цьому для забезпечення порівнянності результатів подальший статистичний аналіз проведено і для об'єднаної, і для окремих вибірок.

Коефіцієнт кореляції Пірсона обчислений для кожного параметра вибірок R і L попарно та для восьми морфометричних параметрів між собою.

**Кластерний аналіз.** Кластеризація (поділ випадків на групи в такий спосіб, щоб значення в межах одного кластера були більш схожими між собою, ніж за величинами іншого кластера) полягає в обчисленні функції відстані між показниками. Кластерний аналіз морфометричних параметрів плечового суглоба реалізовано засобами Mathcad за алгоритмом, заснованим на щільності розподілу точок даних (DBSCAN clustering) [17].

Цей алгоритм групує разом випадки, відстань між якими знаходиться в межах заданого  $\varepsilon$ . У результаті такої кластеризації формується деяка, невідома заздалегідь, кількість кластерів із випадків із близькими значеннями параметрів, і те, що за термінами алгоритму називається «шумом».



**Рис. 4.** КТ-скани проксимального відділу плечової кістки з лопаткою для вимірювання розмірів гленоїдальної западини: а) HG — висота; б) WG — ширина; в) DG — діаметр

Випадки, значення параметрів для яких дуже відрізняються та не дають можливості віднести їх до будь-якого з кластерів, при цьому для них неможливо сформулювати окремий кластер, далі вони названі «окремими випадками». Значення  $\epsilon$  і мінімального розміру кластера (MINpoints) мають бути визначені до початку виконання алгоритму кластерного аналізу, виходячи зі статистичних характеристик набору даних.

Для кластерного аналізу як набори даних обрано два двовимірні масиви, сформовані парами значень AB і CD, HG і WG зі сукупної вибірки 200 показників. Оскільки величини параметрів AB і CD, HG і WG лежать у різних межах, усі значення попередньо нормовано щодо відповідних мод розподілу, наприклад:

$$ABN_i = \frac{AB_i}{mode(AB)} \quad (2)$$

Як функцію відстані обрано окремий випадок оптимальної для DBSCAN-алгоритму відстані Мінковського — евклідова відстань, яка для пари нормованих параметрів AB і CD має вигляд:

$$\Delta = \sqrt{(ABN_i - ABN_j)^2 + (CDN_i - CDN_j)^2} \quad (3)$$

Для параметрів HG і WG функція відстані визначається аналогічно.

Число MINpoints вважаємо рівним 4. Значення  $\epsilon$  обчислено за формулою відстані. При цьому прийнята гіпотеза про те, що досить близькими з практичної точки зору вважають значення лінійних величин з інтервалом 0,5 мм. Отже,  $\epsilon = 0,03$ .

За функцією відстані сформовано матрицю відстаней  $\Delta_{ij}$  між кожним  $i$ -м і  $j$ -м елементами вибірки розмірністю  $200 \times 200$ . Далі ця матриця перетворена на булеву матрицю: якщо умова  $\Delta_{ij} < \epsilon$  виконується, відстань прирівнюється до 1 і ці елементи вважаються «сусідами», в іншому випадку відстань прирівнюється до 0.

На першому кроці реалізації алгоритму вибрані та віднесені до «окремих випадків» усі елементи з менш ніж 4 «сусідами». На другому обрано рядок із максимальною кількістю елементів «1» як такий, що містить найбільше «сусідів», після обходу матриці по стовпцю та рядку рекурсивно обрані всі інші «сусіди» та віднесені до 1-го кластера. Далі так само вибрані всі елементи 2-го кластера. Згідно з логікою алгоритму, елементи, віднесені до будь-якого з кластерів, у тому числі «окремі випадки», виключаються з подальшого розгляду, а кластер, до якого вони належать, не може бути далі змінений. Вибір рядка з найбільшим числом «1» як вершини кластера

дозволяє на кожній ітерації виділяти кластер із максимально можливою кількістю елементів, які можуть бути згруповані.

Отримані в результаті роботи алгоритму кластери характеризуються кількістю елементів, межами, відсотковим співвідношенням між випадками в кластері та об'ємом набору даних.

## Результати та їх обговорення

Результати обчислень базових статистичних показників морфометричних параметрів плечового суглоба за трьома вибірками (об'єднаної, правої та лівої рук) наведені в табл. 1.

Для всіх вибірок побудовані гістограми розподілу значень за діапазонами та діаграми розсіювання відповідних параметрів вибірок R і L (для кута  $\alpha$  наведено на рис. 5).

Вигляд такого графічного подання для більшості морфометричних параметрів свідчить про неоднорідність даних. Хоча для окремих параметрів можна відзначити наявність певної кореляції між вибірками R і L (рис. 6).

Для всіх морфометричних параметрів побудовано діаграми симетрії рядів, які являють собою попарне відображення значень параметрів із вибірок R і L. Для параметрів EF і  $\gamma$  такі діаграми наочно ілюструють несиметричність (рис. 7).

Для перевірки статистичної гіпотези про однорідність вибірок R і L здійснено однофакторний одновимірний дисперсійний аналіз кожного з параметрів за двома вказаними вибірками. Результати порівняння отриманих значень критерію Фішера  $F_{emp}$  з табличним  $F_{crit} = 1,26$  для вибірок з 99 ступенями свободи на рівні 95 % дозволяють прийняти або відкинути гіпотезу про однорідність вибірок (табл. 2):

– для більшості параметрів  $F_{emp} \leq F_{crit}$ , тому вибірки R і L можна вважати однорідними й аналізувати об'єднану вибірку з 200 випадків;

– для трьох параметрів — CD, кут  $\gamma$ , HG — гіпотеза має бути відкинута, тобто вибірки R і L слід аналізуватися окремо.

Для кожного параметра обчислені коефіцієнти парної кореляції Пірсона вибірок R і L (табл. 3) та взаємної кореляції різних параметрів між собою — окремо для сукупної вибірки та вибірок R і L (табл. 4). Аналіз отриманих коефіцієнтів не виявив значущих кореляцій між параметрами, тому для таких слабо корельованих між собою даних застосовано кластерний аналіз.

Кластерний аналіз за описаною методикою проведено для двох двовимірних масивів морфометричних параметрів AB і CD, HG і WG із

Таблиця 1

## Статистичні показники морфометричних параметрів плечового суглоба

Параметр	Min	Max	Mode	Median	Mean	stdev	skew
AB, мм	14,2	26,6	18,3	18,85	19,03	1,63	1,65
ABR, мм	15,7	26,1	18,3	18,60	19,02	1,56	1,81
ABL, мм	14,2	26,6	19,1	19,00	19,05	1,69	1,53
CD, мм	38,0	49,6	43,4	42,60	42,42	2,56	0,27
CDR, мм	38,0	49,3	42,1	42,40	42,42	2,76	0,24
CDL, мм	38,3	49,6	43,4	42,65	42,42	2,33	0,31
EF, мм	21,0	38,3	29,5	29,50	30,52	3,50	0,10
EFR, мм	21,0	38,3	29,5	29,55	30,46	3,43	-0,06
EFL, мм	21,9	38,0	35,1	29,45	30,58	3,58	0,23
GH, мм	10,1	21,9	13,7	13,70	13,98	1,81	1,40
GHR, мм	10,1	21,9	15,4	13,70	13,91	1,80	1,36
GHL, мм	10,1	21,7	13,7	13,70	14,05	1,81	1,47
KM, мм	8,8	17,9	13,1	13,10	13,19	2,09	0,52
KMR, мм	8,8	17,9	13,2	13,10	13,11	2,02	0,43
KML, мм	10,0	17,9	13,1	13,10	13,27	2,16	0,59
$\alpha$ , град.	123,0	149,0	136,0	137,00	137,20	4,66	0,05
$\alpha$ R, град.	127,0	149,0	137,0	137,00	137,40	4,66	0,15
$\alpha$ L, град.	123,0	149,0	136,0	136,00	137,00	4,65	-0,06
$\beta$ , град.	3,0	6,0	3,0	4,00	3,90	0,92	0,86
$\beta$ R, град.	3,0	6,0	3,0	4,00	3,80	0,87	0,78
$\beta$ L, град.	3,0	6,0	4,0	4,00	3,90	0,99	0,90
$\gamma$ , град.	12,0	27,0	21,0	21,00	20,40	2,43	-0,65
$\gamma$ R, град.	15,0	27,0	21,0	21,00	20,60	2,63	-0,39
$\gamma$ L, град.	12,0	24,0	21,0	21,00	20,30	2,19	-1,20
HG, мм	27,3	33,4	31,4	31,35	31,12	1,38	-0,66
HGR, мм	27,3	33,3	31,3	31,30	31,08	1,46	-0,58
HGL, мм	28,1	33,4	31,4	31,40	31,17	1,29	-0,75
WG, мм	23,0	29,4	27,2	26,90	26,47	1,55	-0,32
WGR, мм	23,0	29,2	26,7	26,70	26,40	1,49	-0,27
WGL, мм	23,0	29,4	25,1	27,05	26,53	1,60	-0,38
DG, мм	20,0	31,1	23,7	25,10	25,54	2,65	0,67
DGR, мм	20,1	30,4	23,3	25,10	25,63	2,55	0,78
DGL, мм	20,0	31,1	25,3	24,90	25,46	2,75	0,60

сукупної вибірки у 200 значень. Діаграми кластерів (рис. 8, 9) ілюструють якість об'єднання в них і спільне розташування кластерів і «шуму» на площині точок даних. Результати кластеризації — число елементів, межі кластерів, відсоткове співвідношення між випадками в кластері та об'ємом набору даних — для параметрів AB і CD, HG і WG наведені відповідно у табл. 5, 6. Необхідно відзначити, що на діаграмі точок може бути візуально менше, ніж у таблиці, оскільки елементи з однаковими значеннями параметрів відображаються однією точкою.

Аналіз результатів кластеризації для параметрів AB і CD показує, що 53,5 % випадків згруповані в трьох кластерах. Натомість кластеризація для параметрів HG і WG вказує, що 66,5 % випадків зосереджені всього у двох кластерах, а в трьох кластерах (з номерами 1, 2, 5) — 77 % випадків. Таким чином, із відмінностей у кількості та розмірах кластерів можна зробити висновки, що параметри гленоїда в різних пацієнтів більш подібні між собою, іншими словами ширина та висота гленоїда є більш однорідними масивами даних.

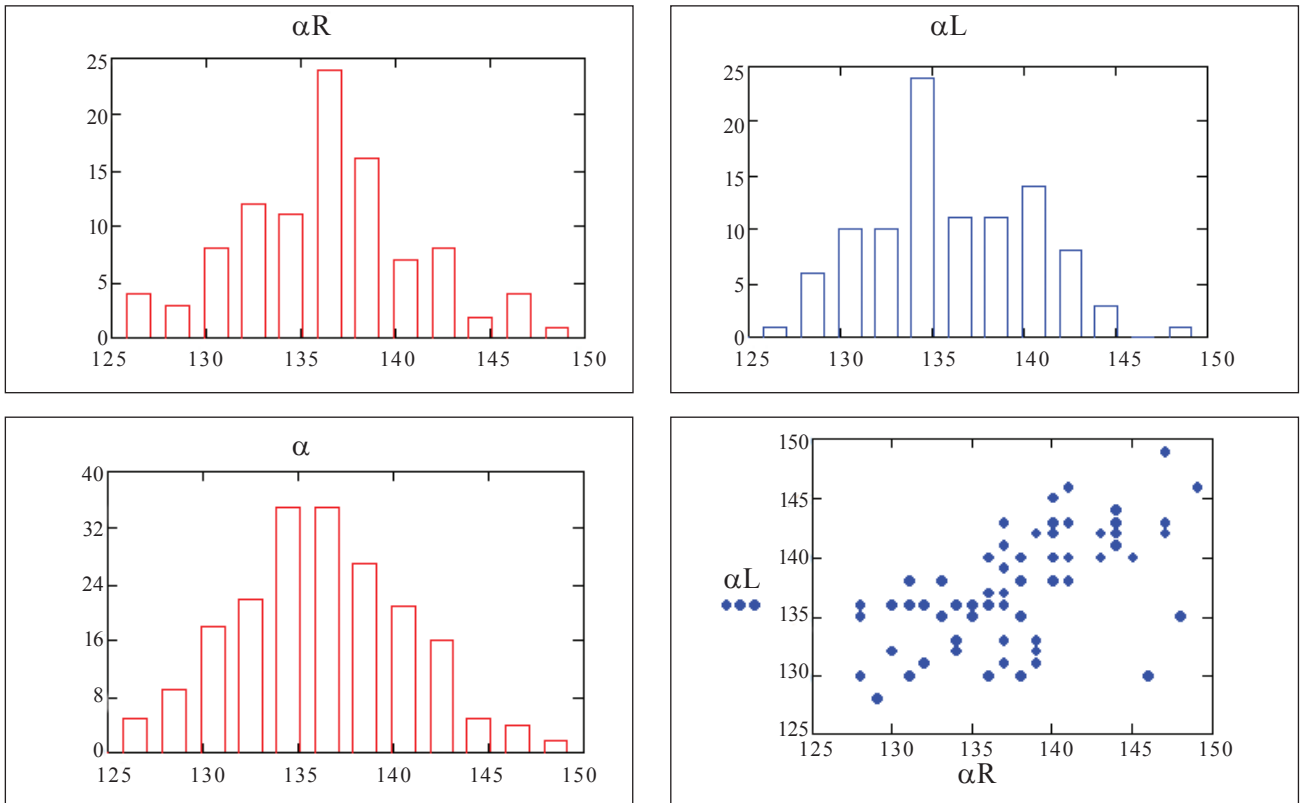


Рис. 5. Гістограми розподілу кута  $\alpha$  для вибірок R, L і об'єднаної та відповідна діаграма розсіювання

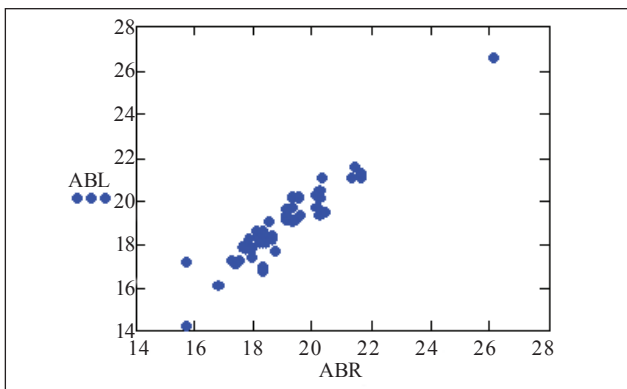


Рис. 6. Діаграма розсіювання параметра АВ вибірок R, L

У межах кожного кластера додатково сформовано масиви з АВ, CD та відповідного їм значення кута  $\alpha$  й обчислені значення коефіцієнтів кореляції між параметрами АВ і CD, а також між АВ і  $\alpha$ , CD і  $\alpha$  (табл. 7).

Таким чином, доведено, що кореляція між цими параметрами сильніше виражена в межах більшості кластерів, ніж за всією вибіркою загалом. Тому необхідно окремо створювати різні типорозміри дистальної частини кінчної ніжки, до якої слід надійно фіксувати широку проксимальну частину, також різних типорозмірів, у вигляді чашки для фіксації вкладиша.

Таблиця 2

Значення критерію Фішера для парних вибірок

Вибірки, парно	Значення $F_{\text{crit}}$	Результати перевірки гіпотези
ABR–ABL	1,18	Вибірки подібні
CDR–CDL	1,40	Вибірки різні
EFR–EFL	1,09	Вибірки подібні
GHR–GHL	1,02	
KMR–KML	1,14	
$\alpha R$ – $\alpha L$	1,01	
$\beta R$ – $\beta L$	1,04	Вибірки різні
$\gamma R$ – $\gamma L$	1,45	
HGR–HGL	1,28	Вибірки подібні
WGR–WGL	1,16	
DGR–DGL	1,16	

Згідно з отриманими результатами, висота головки плечової кістки коливається від 14,2 до 26,6 мм, середнє значення —  $(19,03 \pm 1,63)$  мм. Тому висота проксимальної частини нового модульного реверсивного ендопротеза має складати не менш ніж 20 мм з урахуванням встановленого вкладиша. Ширина проксимального відділу плечової кістки в передньо-задній проекції на рівні анатомічної шийки становить від 38,0 мм до 49,6 мм, середнє значення —  $(42,42 \pm 2,56)$  мм.

Таблиця 3

## Коефіцієнти парної кореляції вибірок R і L

Параметри, попарно		Значення коефіцієнта
ABR	ABL	0,954
CDR	CDL	0,917
EFR	EFL	0,910
GHR	GHL	0,864
KMR	KML	0,861
$\alpha$ R	$\alpha$ L	0,617
$\beta$ R	$\beta$ L	0,613
$\gamma$ R	$\gamma$ L	0,203
HGR	HGL	0,789
WGR	WGL	0,839
DGR	DGL	0,866

Таблиця 4

## Коефіцієнти взаємної кореляції різних параметрів між собою

Пара параметрів	Значення для сукупної вибірки	Значення для вибірки R	Значення для вибірки L
$\beta$ -CD	-0,02	-0,01	-0,03
$\beta$ -DG	0,03	-0,04	0,09
$\beta$ -WG	0,25	0,09	0,39
CD-EF	0,07	0,09	0,05
$\gamma$ -DG	0,05	0,20	-0,12
$\gamma$ -WD	0,11	0,20	0,02
$\alpha$ -AB	0,19	0,16	0,21
$\alpha$ -CD	0,01	0,05	-0,03
$\alpha$ -EF	-0,03	-0,02	-0,03
$\beta$ - $\gamma$	-0,06	-0,12	-0,03

Таблиця 5

## Результати кластеризації для параметрів AB-CD

Кластер	Кількість випадків	% кількості випадків	Min AB	Max AB	Min CD	Max CD
1	56	28	17,6	20,3	40,1	45,5
2	28	14	18,6	20,2	38,3	41,4
3	23	11,5	17,1	18,5	38,3	40,3
4	14	7	19,1	19,6	42,1	45,0
5	14	7	16,8	17,5	42,1	45,0
6	12	6	20,1	20,3	42,6	45,7
7	7	3,5	17,8	18,3	45,6	46,2
8	5	2,5	20,1	20,3	38,3	39,6
9	5	2,5	21,1	21,6	42,6	43,6
10	5	2,5	19,1	19,6	45,3	45,7
«Окремі випадки»	31	15,5	—	—	—	—

Таблиця 6

## Результати кластеризації для параметрів HG-WG

Кластер	Кількість випадків	% кількості випадків	Min HG	Max HG	Min WG	Max WG
1	92	46	30,0	33,2	26,1	28,4
2	41	20,5	30,3	33,1	23,4	25,8
3	15	7,5	31,8	33,3	28,4	29,2
4	13	6,5	28,1	29,5	26,6	28,3
5	21	10,5	28,2	30,4	24,0	26,2
«Окремі випадки»	18	9	—	—	—	—

Тому доцільним є виконання проксимальних частин ніжки ендопротеза не менш ніж трьох типорозмірів з основою діаметром 38, 40, 42 мм (рис. 10) та, відповідно їм, трьох типорозмірів гленноїдалних головок.

Значення ендостального діаметра EF-GH-KM поступово зменшується в середньому ( $30,52 \pm 3,50$ ) мм, ( $13,98 \pm 1,81$ ) мм, ( $13,19 \pm 2,09$ ) мм,

що свідчить про доцільність виконання кінчної ніжки ендопротеза з ширшою проксимальною частиною. Значення шийково-діафізарного кута  $\alpha$  коливаються від  $123^\circ$  до  $149^\circ$ , у середньому —  $137,4^\circ \pm 4,66^\circ$ . Відповідно до отриманих результатів і даних літератури [10–15] рекомендовано в новому реверсивному ендопротезі закласти кут  $135^\circ$ . Для стандартних ендопротезів

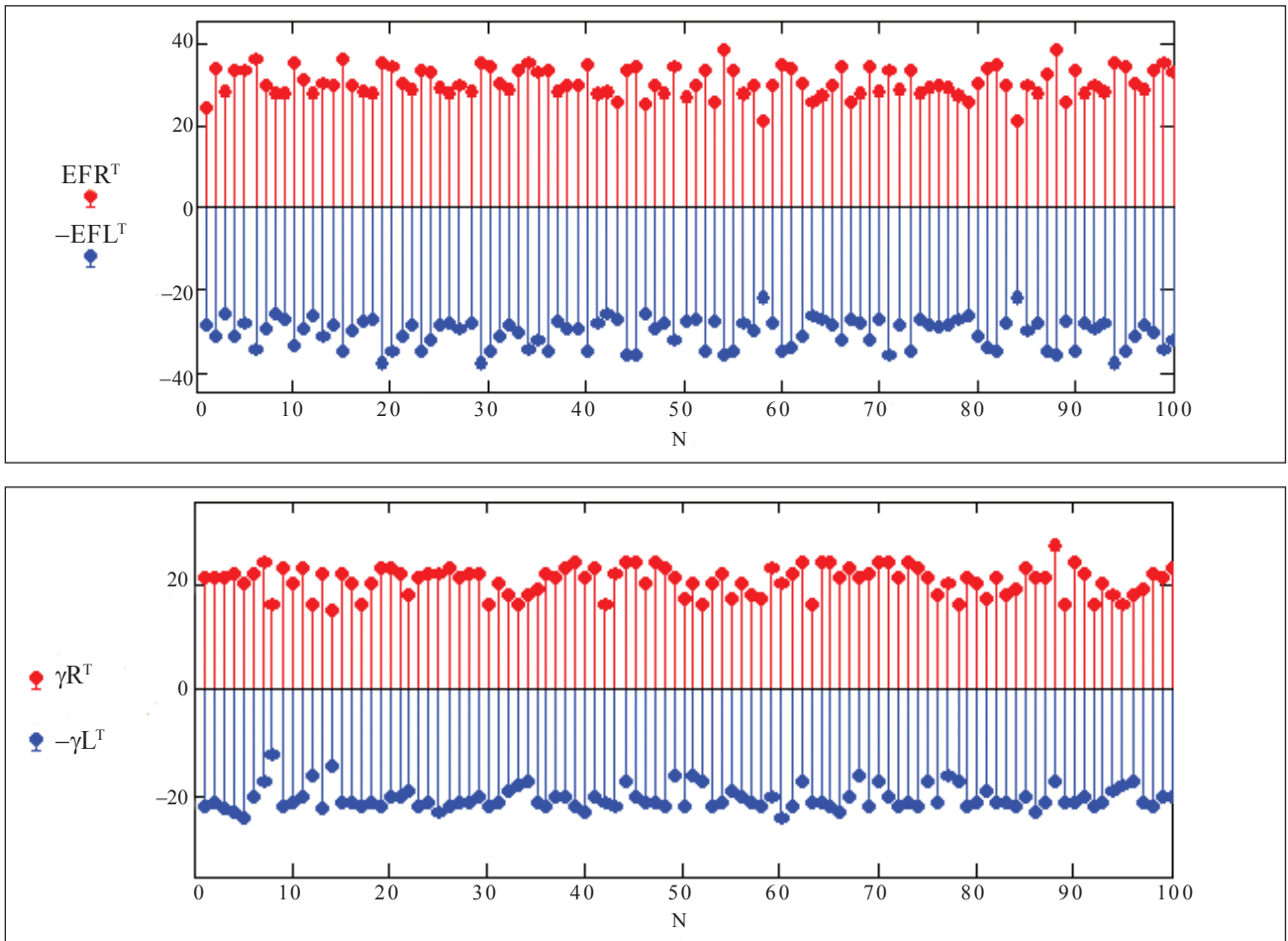


Рис. 7. Несимметричность параметров EF та  $\gamma$  для вибірок R і L

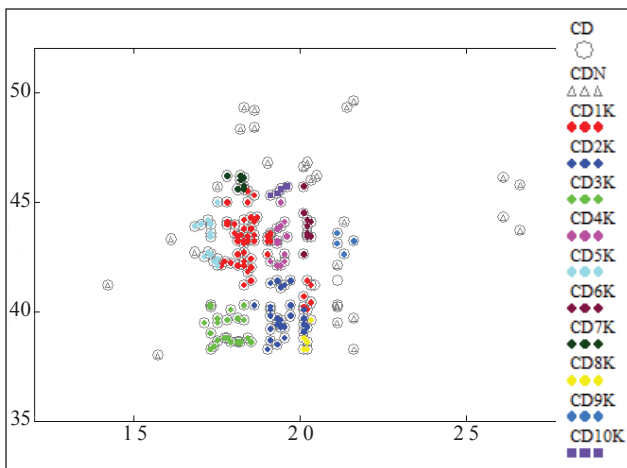


Рис. 8. Спільне розташування кластерів на площині точок даних АВ–CD. Сірим кольором позначені «окремі випадки»

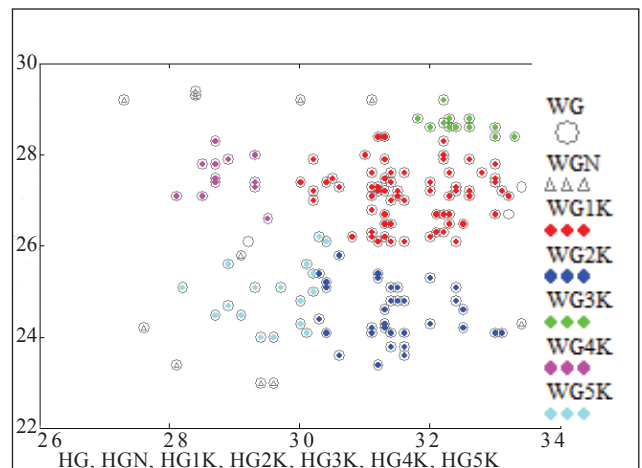
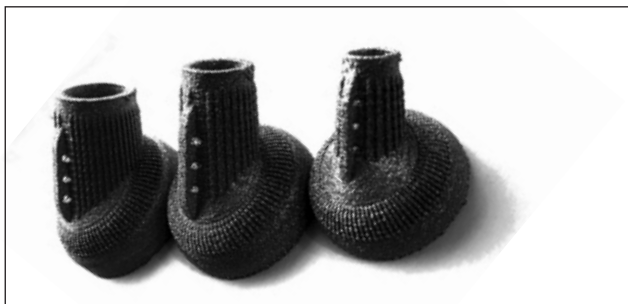


Рис. 9. Спільне розташування кластерів на площині точок даних HG–WG. Сірим кольором позначені «окремі випадки»

запропоновано використовувати плоску гленоїдальну опорну пластину, тому що кут  $\beta$  дорівнює  $3,9^\circ \pm 0,92^\circ$ , що буде доцільним під час обробки плоскими фрезами. Кут  $\gamma$  (кут Ранделлі) становить  $20,4^\circ \pm 2,43^\circ$ , що свідчить про доцільність використання посадки ніжки ендопротеза в положен-

ні ретроверсії  $20^\circ$ , що й рекомендується більшістю фірм виробників реверсивних ендопротезів. Середні значення висоти гленоїдальної западини дещо більші, ніж її ширина та діаметр гленоїдальної суглобової поверхні. Зокрема, показники висоти коливаються від 27,3 мм до 33,4 мм



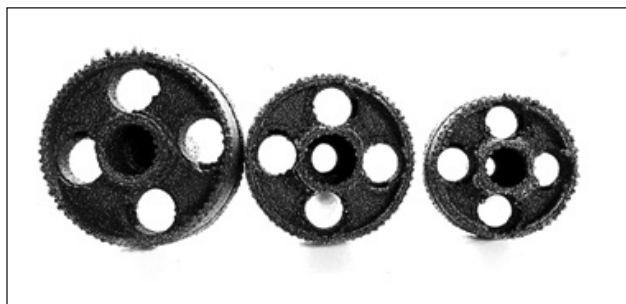


**Рис. 10.** Зовнішній вигляд проксимальних частин ніжок ендопротезів трьох типорозмірів, надрукованих на 3D-принтері

(у середньому  $(31,12 \pm 1,38)$  мм), ширини — від 23,0 до 29,4 (у середньому  $(26,47 \pm 1,55)$  мм), діаметра суглобової западини — від 20,0 мм до 31,1 мм (у середньому  $(25,54 \pm 2,65)$  мм). Отримані дані свідчать про необхідність створення не менше трьох типорозмірів базових гленоїдальних пластин, а саме 26, 30, 32 мм (рис. 11).

Для правильної імплантації реверсивного ендопротеза плечового суглоба є необхідним передопераційне точне оцінювання антропометричних параметрів. Незважаючи на безліч способів визначити ретроверсію головки плечової кістки, інтраопераційно її остеотомію планують за  $20^\circ$ – $30^\circ$  щодо осі передпліччя [18]. У разі реверсивного тотального ендопротезування діаметр гленоїдальної головки визначають за розміром проксимального відділу ніжки. Цей відділ у більшості ендопротезів виконаний у вигляді чашки для фіксації в ньому вкладиша. Дуже важливо ретельно підібрати типорозмір проксимальної частини ніжки ендопротеза та діаметра основи гленоїдальної частини [10]. Передопераційна оцінка дефіциту кісткової тканини гленоїдної кістки є важливою для планування вибору типорозміру. Гленоїдальні западини частіше мають дефіцит у задньонижньому відділі, який можна виправити ексцентричним розсвердленням до  $10^\circ$ , для більших розладів перевагу надають трансплантації кістки, так званій BIO-RSA [19].

Аналізуючи отримані нами дані, ми встановили, що інші дослідники [7] вказують середнє значення діаметра головки плечової кістки  $(46,2 \pm 5,4)$  мм (від 37,1 мм до 56,9 мм), шийково-діафізарного кута —  $129,6^\circ \pm 2,9^\circ$  (від  $123,2^\circ$  до  $135,8^\circ$ ). Також встановлений діаметр на рівні анатомічної шийки —  $(47,6 \pm 4,8)$  мм, висота головки —  $(22 \pm 2,88)$  мм [11, 20, 21]. За даними багатьох авторів шийково-діафізарний кут (у нашому дослідженні кут  $\alpha$ ) має значення від  $132^\circ$  до  $141^\circ$  [19–22].



**Рис. 11.** Зовнішній вигляд базових гленоїдальних пластин трьох типорозмірів, надрукованих на 3D-принтері

Таблиця 7

**Коефіцієнти кореляції між параметрами АВ і CD,  $\alpha$  і АВ,  $\alpha$  і CD у межах кластера**

Кластер	AB-CD	$\alpha$ -AB	$\alpha$ -CD
за всією вибіркою	0,11	0,19	0,01
1	-0,56	0,22	-0,10
2	-0,07	-0,13	0,04
3	-0,10	0,06	-0,19
4	0,34	-0,27	-0,21
5	-0,25	0,36	0,05
6	-0,30	-0,14	0,49
7	-0,40	0,25	0,12
8	0,68	0,05	0,75
9	-0,22	0,62	-0,64
10	0,97	-0,25	-0,38

У наступному дослідженні, що повністю відповідає відібраним нами параметрам, отримано такі розміри: АВ —  $(22 \pm 2,88)$  мм; EF —  $(20,4 \pm 2,98)$  мм; GH —  $(14,5 \pm 2,6)$  мм; KM —  $(12,1 \pm 2,29)$  мм. Кут  $\alpha$  —  $136,4^\circ \pm 3,5^\circ$  [20]. Ендостальний діаметр кістково-мозкового каналу плечової кістки є важливим параметром, який використовують для визначення розмірів ніжки ендопротеза плечового суглоба. Вибір ендостального виміру діаметрів плечової кістки на 3 і 6 см від рівня хірургічної шийки пов'язаний з обґрунтуванням діаметра та конфігурації ніжки, а також можливістю порівняння з іншими роботами [11, 20]. Діаметри ніжки плечового ендопротеза мають різноманітні форми (конічні, циліндричні, призматичні) та діаметр від 6 до 16 мм. Довжина ніжок класичних ендопротезів коливається від 130 мм до 170 мм.

Деякі автори [23] підкреслюють, що використання СКТ 3D-реконструкції та вимірювання основних показників є сучасним малоінвазивним методом, який дає змогу проводити не лише передопераційну підготовку, а й створювати 3D-моделі для максимально точного проведення

хірургічного втручання. Дослідники [23] довели на 150 пацієнтах, що в середньому кут  $\beta$  має фіксовану ретроверсію і дорівнює  $3,4^\circ$ .

Таким чином, проведене нами дослідження методом спіральної комп'ютерної томографії на значній вибірці пацієнтів зі статистичною обробкою масиву отриманих даних дало змогу обґрунтувати типорозміри нового модульного реверсивного ендопротеза плечового суглоба з використанням адитивних технологій.

## Висновки

Результати обчислень базових статистичних показників морфометричних параметрів плечового суглоба за трьома вибірками (об'єднаної, правої і лівої рук) свідчать про неоднорідність даних і можливість визначення лише для окремих параметрів наявності певної кореляції між вибірками правої та лівої рук.

Однофакторний, одновимірний дисперсійний аналіз кожного з параметрів за вибірками правої та лівої рук довів, що для більшості параметрів їх можна вважати однорідними й аналізувати об'єднану вибірку з 200 випадків; а для трьох параметрів — CD, кут  $\gamma$ , HG — вибірки правої і лівої рук слід аналізувати окремо.

За коефіцієнтами парної кореляції Пірсона вибірок правої та лівої рук та коефіцієнтами взаємної кореляції різних параметрів між собою (окремо для сукупної вибірки і вибірок правої та лівої рук) не виявлено значущих кореляцій між параметрами, тому для таких слабко корельованих між собою даних застосовано кластерний аналіз.

Відмінності в кількості та розмірах кластерів довели, що лише параметри гленоїдальної западини в різних пацієнтів більш подібні між собою, ніж інші, тобто ширина та висота гленоїдальної западини є одноріднішими масивами даних.

Оскільки кореляція між різними параметрами сильніше виражена в межах більшості кластерів, ніж за всією вибіркою загалом, то слід окремо створювати різні типорозміри дистальної частини конічної ніжки, до якої необхідно надійно фіксувати широку проксимальну частину, також різних типорозмірів, у вигляді чашки для фіксації вкладиша.

Згідно з отриманими даними встановлено, що висота проксимальної частини нового модульного реверсивного ендопротеза у вигляді чашки має становити не менш ніж 20 мм з урахуванням встановленого вкладиша.

Доцільним є виконання проксимальних частин ніжки ендопротеза не менш ніж трьох ти-

порозмірів з основою діаметром 38, 40, 42 мм та відповідно їм трьох типорозмірів гленоїдальних головок.

Значення ендостального діаметра плечової кістки поступово зменшується в дистальному напрямку, тому доцільне виконання конічної ніжки ендопротеза з ширшою проксимальною частиною.

Значення шийково-діафізарного кута  $\alpha$  коливаються від  $123^\circ$  до  $149^\circ$  (у середньому  $137,4^\circ \pm 4,66^\circ$ ), тому запропоновано в новому реверсивному ендопротезі закласти кут  $135^\circ$  між чашкою проксимальної частини та ніжкою.

Кут  $\gamma$  (кут Ранделлі) дорівнює  $20,4^\circ \pm 2,43^\circ$ , що свідчить про доцільність використання посадки ніжки ендопротеза в положенні ретроверсії  $20^\circ$ .

Отримані дані свідчать про необхідність створення не менше трьох типорозмірів базових гленоїдальних пластин діаметром 26, 30, 32 мм.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Reverse total shoulder arthroplasty for acute head-splitting, 3- and 4-part fractures of the proximal humerus in the elderly / F. Grubhofer, K. Wieser, D. C. Meyer [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2016. — Vol. 25 (10). — P. 1690–1698. — DOI: 10.1016/j.jse.2016.02.024.
2. Reverse shoulder arthroplasty in patients younger than 65 years, minimum 5-year follow-up / J. G. Monir, D. Abeyewardene, J. J. King [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2020. — Vol. 29 (6). — P. e215–e221. — DOI: 10.1016/j.jse.2019.10.028.
3. Return to sport following reverse shoulder arthroplasty: a systematic review / M. G. Davey, M. S. Davey, E. T. Hurley [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2021. — Vol. 30 (1). — P. 216–221. — DOI: 10.1016/j.jse.2020.08.006.
4. Biomechanics of reverse shoulder arthroplasty: current concepts / A. J. Lorenzetti, G. P. Stone, P. Simon, M. A. Frankle // *Instructional Course Lectures*. — 2016. — Vol. 65. — P. 127–143.
5. The clinical and radiographic impact of center of rotation lateralization in reverse shoulder arthroplasty: a systematic review / J. K. Helmkamp, G. S. Bullock, N. R. Amilo [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2018. — Vol. 27 (11). — P. 2099–2107. — DOI: 10.1016/j.jse.2018.07.007.
6. Reverse shoulder arthroplasty. Part I: Systematic review of clinical and functional outcomes / G. Samitier, E. Alentorn-Geli, C. Torrens, T. W. Wright // *International Journal of Shoulder Surgery*. — 2015. — Vol. 9 (1). — P. 24–31. — DOI: 10.4103/0973-6042.150226.
7. The reverse shoulder arthroplasty angle: a new measurement of glenoid inclination for reverse shoulder arthroplasty / P. Boileau, M. O. Gaudi, E. R. Wagner [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2019. — Vol. 28 (7). — P. 1281–1290. — DOI: 10.1016/j.jse.2018.11.074.
8. The relevance of neutral arm positioning for true ap-view X-ray to provide true projection of the humeral head shaft angle / C. Hengg, P. Mayrhofer, S. Euler [et al.] // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. — 2016. — Vol. 136 (2). — P. 213–221. — DOI: 10.1007/s00402-015-2368-6.
9. Kadavkolan A. S. Glenohumeral joint morphometry with reference to anatomic shoulder arthroplasty / A. S. Kadavkolan, A. Jawhar // *Current Orthopaedic Practice*. — 2017. —

- Vol. 29. — P. 71–83. — DOI: 10.1097/BCO.0000000000000552.
10. Glenoid version: how to measure it? Validity of different methods in twodimensional computed tomography scans / D. M. Rouleau, J. F. Kidder, J. Pons-Villanueva [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2010. — Vol. 19 (8). — P. 1230–1237. — DOI: 10.1016/j.jse.2010.01.027.
  11. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships / E. J. McPherson, R. J. Friedman, Y. H. An [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 1997. — Vol. 6 (2). — P. 105–112. — DOI: 10.1016/s1058-2746(97)90030-6.
  12. Boileau P. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. Implications for surgical technique and prosthetic design / P. Boileau, G. Walch // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. — 1997. — Vol. 79 (5). — P. 857–865. — DOI: 10.1302/0301-620x.79b5.7579.
  13. Isokinetic evaluation of shoulder strength and endurance after reverse shoulder arthroplasty: a comparative study / A. Ersen, F. Birisik, S. Bayram [et al.] // *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. — 2019. — Vol. 53 (6). — P. 452–456. — DOI: 10.1016/j.aott.2019.08.001.
  14. Impact of shoulder rotation on neck-shaft angle: A clinical study / J. H. Assuncao, E. A. Malavolta, R. A. Beraldo [et al.] // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2017. — Vol. 103 (6). — P. 865–868. — DOI: 10.1016/j.otsr.2017.04.007.
  15. Effect of the humeral neck-shaft angle and glenosphere lateralization on stability of reverse shoulder arthroplasty: a cadaveric study / M. Ferle, M. F. Pastor, J. Hagenah [et al.] // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2019. — Vol. 28 (5). — P. 966–973. — DOI: 10.1016/j.jse.2018.10.025.
  16. Randelli M. Glenohumeral osteometry by computed tomography in normal and unstable shoulders / M. Randelli, P. L. Gambrioli // *Clin Orthop Relat Res*. 1986 Jul;(208):151-6. PMID: 3720117.
  17. A density-based algorithm for discovering clusters in large spatial databases with noise / M. Ester, H.-P. Kriegel, J. Sander [et al.] : *Proceedings of the Second International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining (KDD-96)*. — AAAI Press, 1996. — P. 226–231.
  18. Rockwood and Matsen's *The Shoulder* / Eds. F. Matsen, J. Sperling, S. Lippitt. — 5<sup>th</sup> Edition. — Elsevier, 2016. — 1304 p.
  19. Bony Increased Offset-Reversed Shoulder Arthroplasty (BIORSA) / P. Boileau, G. Moineau, Y. Roussanne, K. O'Shea // *JBJS essential surgical techniques*. — 2017. — Vol. 7 (4). — Article ID: e37. — DOI: 10.2106/JBJS.ST.17.00006.
  20. A morphometric evaluation of the humeral component in shoulder arthroplasty / C. Iyem, S. Serbest, M. Inal [et al.] // *Biomedical Research*. — 2017. — Vol. 28 (6). — 2666–2672.
  21. Pearl M. L. Postachini R. Geometric variables in anatomic replacement of the proximal humerus: how much prosthetic geometry is necessary? / M. L. Pearl, S. Kurutz, R. Postachini // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2009. — Vol. 18 (3). — P. 366–370. — DOI: 10.1016/j.jse.2009.01.011.
  22. Jeong J. Optimizing intramedullary entry location on the proximal humerus based on variations of neck-shaft angle / J. Jeong, H. W. Jung // *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. — 2015. — Vol. 24 (9). — P. 1386–1390. — DOI: 10.1016/j.jse.2015.01.016.
  23. Verstraeten T. The NORMAL 3D gleno-humeral relationship and anatomy of the glenoid planes / T. Verstraeten, L. de Wilde, J. Victor // *Journal of the Belgian Society of Radiology*. — 2018. — Vol. 102 (1). — P 1–9. — DOI: 10.5334/jbsr.1346.

Стаття надійшла до редакції 21.01.2021

## MORPHOMETRY OF THE SHOULDER JOINT AND JUSTIFICATION OF NEW MODULAR REVERSE SHOULDER ENDOPROSTHESIS SIZES USING COMPUTED TOMOGRAPHY DATA

M. O. Korzh <sup>1</sup>, V. B. Makarov <sup>2</sup>, N. P. Botsva <sup>3</sup>, O. V. Morgun <sup>4</sup>, O. O. Pidgaiska <sup>1</sup>, O. V. Tankut <sup>1</sup>

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

<sup>2</sup> Municipal non-profit enterprise «City Clinical Hospital № 16» of the Dnipro City Council. Ukraine

<sup>3</sup> Oles Honchar Dnipro National University. Ukraine

<sup>4</sup> Family Medicine Clinic, Dnipro. Ukraine

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com

✉ Vasyly Makarov, PhD in Orthopaedics and Traumatology: vasylymakarov2010@gmail.com

✉ Natalia Botsva: nbotsva@gmail.com

✉ Olga Morgun: omorgana81@gmail.com

✉ Olga Pidgaiska, PhD in Traumatology and Orthopaedics: podgayo@yahoo.com

✉ Oleksiy Tankut, PhD in Traumatology and Orthopaedics: tankutmed@gmail.com

УДК 616.741-003.8:004.94](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021162-68>

## Моделювання дегенеративних змін у паравертебральних м'язах для вивчення їхнього впливу на розвиток захворювань хребта

**В. О. Радченко, Ф. С. Леонтєва, В. О. Туляков,  
М. А. Скіданов, А. Г. Скіданов, О. А. Нікольченко**

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

*An important component of the development of degenerative changes in the spine is damage and disruption of the vital activity of the paravertebral muscles. Objective. Based on the analysis of biochemical parameters of laboratory rats serum we evaluated the suitability of the studied models of dystrophic muscle tissue lesions for further study of the development of degenerative-dystrophic disorders in the spinal motor segments. Methods. Simulated: group I (5 female rats) — alimentary obesity by keeping for 3 months on a high-calorie diet (hyperlipidemic diet); group II (5) — ischemia by ligation for 45 days of large back rectus muscles with suture material that is not absorbed. Control — 5 intact animals of the same age and sex, which were kept on a standard diet. Serum levels of glycoproteins, haptoglobin, total chondroitin sulfates (CHS), glucose, cholesterol, low-density lipoproteins, triglycerides, total lipids, activity of alanine aminotransferase (ALT), aspartate aminotransferase (AST), alkaline and acid phosphatases, creatine phosphokinase were defined, thymol test was determined. Parameters were processed by the Fisher-Student method. Results. In the I group of rats, the content of glycoproteins, total cholesterol and lipids, low-density lipoproteins, triglycerides, glucose, CHS, ALT and AST activity, thymol test values were increased and the level of creatine phosphokinase activity was decreased. In animals of group II, an increase in serum activity of creatine phosphokinase, glycoproteins and CHS was recorded. Conclusions. Changes in the serum biochemical parameters of white rats recorded on a hyperlipidemic diet indicate the development of fatty degeneration, including in muscle tissue. Biochemical signs of degenerative processes in muscle tissue have been identified as a result of simulation of paravertebral muscle ischemia. Key words. Muscle, disorders, degeneration, spine, modeling, hyperlipidemia, ligation, biochemistry.*

*Важливою складовою розвитку дегенеративних змін у хребті є ушкодження й порушення життєдіяльності м'язової тканини паравертебральних м'язів. Мета. На основі аналізу біохімічних показників сироватки крові лабораторних щурів оцінити придатність досліджуваних моделей дистрофічного ураження м'язової тканини для подальшого вивчення розвитку дегенеративно-дистрофічних порушень у хребтових рухових сегментах. Методи. Моделювали: I група (5 самиць щурів) — аліментарне ожиріння шляхом утримання упродовж 3 міс. на висококалорійному раціоні харчування (гіперліпідемічній дієті); II група (5) — ішемію шляхом перев'язування на термін 45 днів великих прямих м'язів спини шовним матеріалом, який не розсмоктується. Контроль — 5 інтактних тварин аналогічного віку та статі, яких утримували на стандартному раціоні харчування. У сироватці крові визначали вміст глікопротеїнів, гаптоглобіну, загальних хондроїтинсульфатів (ХС), глюкози, холестеролу, ліпопротеїдів низької щільності, тригліцеридів, загальних ліпідів, активність аланінамінотрансферази (АЛТ), аспаратамінотрансферази (АСТ), лужної та кислої фосфатаз, креатинфосфокінази, проводили тимолову пробу. Показники оброблені за методом Фішера-Стьюдента. Результати. У щурів I групи в сироватці крові збільшився вміст глікопротеїнів, загального холестеролу та ліпідів, ліпопротеїнів низької щільності, тригліцеридів, глюкози, ХС, активності АЛТ і АСТ, значення тимолової проби та знизилася активність креатинфосфокінази. У тварин II групи зафіксовано підвищення в сироватці крові активності креатинфосфокінази, глікопротеїнів і ХС. Висновки. Зміни біохімічних показників сироватки крові білих щурів, зафіксовані після утримання на гіперліпідемічній дієті, свідчать про розвиток жирової дистрофії, зокрема й у м'язовій тканині. Унаслідок моделювання ішемії паравертебральних м'язів визначено біохімічні ознаки перебігу дегенеративних процесів у м'язовій тканині.*

**Ключові слова.** М'яз, порушення, дегенерація, хребет, моделювання, гіперліпідемія, перев'язування, біохімія

## Вступ

Дегенеративні зміни у хребті становлять складний комплекс різноманітних пов'язаних і залежних один від одного процесів. Важливою їхньою складовою є ураження різного типу та порушення життєдіяльності м'язової тканини паравертебральних м'язів.

Паравертебральні м'язи відіграють значну роль у забезпеченні механічної стабільності хребта, захищаючи його структури від руйнування внаслідок навантаження. Зміни цих м'язів із віком, у результаті травм або дегенеративних процесів неминуче призводять до порушення функції, що може спричинити виникнення хронічного болю в поперековому відділі хребта [1].

Встановлено, що з віком у паравертебральних м'язах зменшується вміст м'язової тканини на фоні збільшення сполучної та жирової. За такої умови у хворих на дегенеративні захворювання поперекового відділу хребта ці зміни значно виражені [2, 3]. Факт зменшення м'язової маси та сили з віком констатовано, але останніми роками в цьому напрямку проводять інтенсивні дослідження [4].

Патологію попереково-крижового відділу хребта виявляють у 60–70 % населення [5]. Порушення структури паравертебральних м'язів як стабілізаторів хребтових рухових сегментів відносять до факторів ризику розвитку дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта [6]. Проте до кінця минулого століття опубліковано вкрай обмежену кількість робіт, які докладно описують роль паравертебральних м'язів в етіології болю в нижній частині спини [7]. Для розв'язання значеної проблеми доцільно використовувати методи експериментального моделювання на тваринах, обираючи відповідно до мети моделі, які адекватно відображатимуть природні процеси із переважанням катаболізму, що дасть змогу вивчати взаємозв'язок між порушеннями в паравертебральних м'язах і розвитком уражень складових хребтових рухових сегментів.

*Мета дослідження:* на основі аналізу біохімічних показників сироватки крові лабораторних щурів оцінити придатність досліджуваних моделей дистрофічного ураження м'язової тканини для подальшого вивчення розвитку дегенеративно-дистрофічних порушень у хребтових рухових сегментах.

## Матеріал і методи

Експериментальні дослідження проведено з дотриманням вимог гуманного ставлення до

піддослідних тварин [8, 9] після ухвалення плану комітетом із біоетики при ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (протокол № 191 від 22.04.2019).

У межах роботи апробовано дві моделі відтворення дегенеративних процесів у паравертебральних м'язах із використанням самиць білих лабораторних щурів (на початок експерименту вік 2 міс., маса 130–210 г) популяції експериментально-біологічної клініки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», 5 тварин у кожній групі.

У першій групі модель відтворювали шляхом аліментарного (діст-індукованого) ожиріння, утримуючи щурів упродовж 3 міс. на висококалорійному раціоні харчування, адаптованому до рецептури Teklad Custom Diet TD.10670 (22,5 г або 40–45 % ккал жиру), яка розроблена компанією Envigo для гризунів — лабораторних щурів і мишей [6, 10]. Склад продуктів харчування на 100 г: сало свиняче — 18 г, печінка свиняча — 2 г, масло соняшникове — 3 г, крупа пшенична — 45 г, сир домашній — 2 г, яєчний порошок — 10 г, молоко сухе — 6 г, цукор — 5 г, буряк — 3 г, морква — 2 г, м'ясо-кісткове борошно — 4 г.

У другій групі щурів моделювали ішемію м'язів шляхом перев'язування великих прямих м'язів спини шовним матеріалом, який не розсмоктується. Модель відтворювали протягом 45 діб.

Як контрольну групу використано 5 інтактних тварин аналогічного віку та статі, яких утримували на стандартному раціоні харчування.

Евтаназію дослідних і контрольних щурів виконували шляхом декапітації під відкритим інгаляційним наркозом діетиловим ефіром через необхідність отримання крові для біохімічних досліджень, яку після природного зсідання звільнювали від формених елементів 15 хв центрифугуванням за 3 000 об./хв. Надосадкову рідину відокремлювали та в ній вимірювали досліджувані показники.

У сироватці крові дослідних щурів визначали вміст глікопротеїнів за методом Штейнберга та Доценка [11], гаптоглобіну — за гемоглобіновим методом [12], загальних хондроїтинсульфатів — за реакцією з риванолом методом Nemeth–Csoka у модифікації Л. І. Слуцького [13].

Вміст глюкози виявляли глюкозоксидазним методом, тимолову пробу ставили за методом R. E. Shank & C. W. Hoagland із тимоловим реактивом [14]. Активність аланінамінотрансферази (АЛТ), аспартатамінотрансферази (АСТ),

лужної та кислої фосфатази, креатинфосфокінази досліджували кінетичними методами на напівавтоматичному біохімічному аналізаторі, їхнє співвідношення — розрахунковим методом [14]. Вміст загального холестеролу визначали ферментативним колориметричним методом за допомогою набору Cholesterol PAP SL Mono, «Біофарма», ліпопротеїдів низької щільності ( $\beta$ -ліпопротеїнів) — турбідиметричним методом за Бурштейн і Самай, вміст тригліцеридів — колориметричним фотометричним методом, загальних ліпідів — колориметричним методом із використанням сульфванілінового реактиву [14].

Результати біохімічних досліджень статистично оброблені за методом Фішера–Стьюдента з визначенням середньої арифметичної та середньоквадратичного відхилення. Після цього було

проведено аналіз рядів на рівномірність і визначено статистичну достовірність різниці між порівнювальними рядами за  $p < 0,05$  [15].

### Результати та їх обговорення

#### Модель аліментарного ожиріння

В умовах моделювання тотального ожиріння в експериментальних щурів виявлено комплексне порушення ліпідного обміну, що супроводжувалося суттєвим підвищенням відповідних показників порівняно з контрольними (інтактними тваринами). Зокрема, вміст у сироватці крові дослідної групи тварин загального холестеролу виявився збільшеним на 16,12 %, загальних ліпідів — на 54,30 %, ліпопротеїнів низької щільності — на 16,34 %, тригліцеридів — на 100,87 % (таблиця).

Таблиця

**Зміни біохімічних показників сироватки крові дослідних щурів із моделюванням дегенеративного процесу в м'язовій тканині ( $M \pm m$ ) ( $n = 5$ )**

Показник	Група тварин		
	контрольна	гіперліпідемічна дієта	ішемія м'язів
Холестерол загальний, ммоль/л	2,42 $\pm$ 0,03	2,81 $\pm$ 0,05 +16,12 %*	2,63 $\pm$ 0,06 +8,68 %
Загальні ліпіди, мг/дл	919,30 $\pm$ 22,80	1418,50 $\pm$ 98,60 +54,30 %*	927,80 $\pm$ 23,40 +0,92 %
Ліпопротеїни низької щільності, г/л	1,53 $\pm$ 0,01	1,78 $\pm$ 0,03 +16,34 %*	1,65 $\pm$ 0,03 +7,84 %
Тригліцериди, ммоль/л	1,15 $\pm$ 0,02	2,31 $\pm$ 0,05 +100,87 %*	1,28 $\pm$ 0,03 +11,30 %
Глюкоза, ммоль/л	4,43 $\pm$ 0,30	6,39 $\pm$ 0,49 +44,24 %*	4,64 $\pm$ 0,32 +4,74 %
Тимолова проба, од. S–H	1,03 $\pm$ 0,12	1,96 $\pm$ 0,13 +90,29 %*	0,98 $\pm$ 0,11 –4,85 %
Активність АЛТ, од./л	30,40 $\pm$ 3,40	67,60 $\pm$ 8,30 +122,37 %*	34,80 $\pm$ 4,30 +14,47 %
Активність АСТ, од./л	65,20 $\pm$ 4,20	94,40 $\pm$ 7,80 +44,79 %*	59,20 $\pm$ 4,90 –9,48 %
Активність креатинфосфокінази, од./л	567,50 $\pm$ 23,40	484,30 $\pm$ 22,10 –14,64 %*	976,80 $\pm$ 37,60 +72,12 %*
Активність лужної фосфатази, од./л	132,50 $\pm$ 5,90	141,80 $\pm$ 6,20 +6,99 %	145,70 $\pm$ 9,80 +10,00 %
Активність кислої фосфатази, ммоль/л·год	34,60 $\pm$ 1,90	38,60 $\pm$ 1,90 +11,56 %	39,80 $\pm$ 2,20 +15,03 %
Відношення активності лужної та кислої фосфатаз	3,83 $\pm$ 0,25	3,67 $\pm$ 0,27 –4,18 %	3,66 $\pm$ 0,28 –4,44 %
Гаптоглобін, г/л	0,80 $\pm$ 0,07	0,85 $\pm$ 0,12 +6,25 %	0,92 $\pm$ 0,09 +13,04 %
Глікопротеїни, ммоль/л	2,87 $\pm$ 0,06	3,29 $\pm$ 0,07 +14,78 %*	3,68 $\pm$ 0,09 +28,37 %*
Загальні хондроїтинсульфати, г/л	0,46 $\pm$ 0,04	0,56 $\pm$ 0,06 +22,64 %*	0,58 $\pm$ 0,05 +27,53 %*

\* —  $p < 0,05$

Зазначені зміни, імовірно, були пов'язані зі порушенням вуглеводного обміну, що підтверджено значущим підвищенням на 44,24 % вмісту глюкози в сироватці крові експериментальних тварин.

Крім того, визначено достовірні зміни біохімічних показників, які характеризують загальний стан організму тварин через відображення функціонування та життєдіяльності вісцеральних органів. Припущення базується на тому, що після утримання на гіперліпідемічній дієті у тварин активність АЛТ у сироватці крові була підвищеною на 122,37 % порівняно з показником контрольної групи, активність АСТ — на 44,79 %, що свідчить про активацію процесів цитолізу гепатоцитів. Імовірно, процес розвинувся внаслідок артефіціально спричиненої жирової трансформації печінки в умовах хронічної гіперліпідемії високого ступеня, що відображує підвищене значення тимолової проби у дослідних тварин порівняно з контрольними на 90,29 %. Цей факт свідчить про ускладнення захвату, інактивації та переробки печінкою дослідних тварин білково-ліпідних комплексів, які й становлять основу субстрату.

Рівень лужної та кислої фосфатази у щурів після моделювання гіперліпідемічної дистрофії м'язової тканини не демонстрував достовірних відмінностей, що, зокрема, свідчить про відсутність змін функціонування кісткової тканини. Відповідно, не змінювався і рівень відношення активності зазначених ферментів.

Водночас активність креатинфосфокінази, яка відображає рівень функціональної активності та стану м'язової тканини, у дослідних щурів була зниженою на 14,64 % порівняно з показниками в контролі, що може відображувати жирову дистрофію м'язів (таблиця).

Суттєве підвищення на 14,78 % вмісту глікопротеїнів у сироватці крові дослідних тварин після утримання на гіперліпідемічній дієті може бути ознакою розвитку синдрому інтоксикації під час реалізації дистрофічних процесів унаслідок заміщення м'язових клітин жировими.

Слід зазначити достовірне підвищення у щурів дослідної групи із відтворенням моделі гіперліпідемічної дистрофії м'язової тканини вмісту в сироватці крові загальних хондроїтинсульфатів на 22,64 %, що частково може бути пояснено руйнуванням міоцитів і заміщенням їх клітинами жирової тканини. Також підвищений вміст ліпідів у сироватці крові дослідних тварин цієї групи може призводити до підвищення каламутності

фізіологічних рідин та маскування істинного значення цього показника.

#### *Модель ішемії*

У разі моделювання дистрофічних процесів у праввертебральних м'язах шляхом перев'язування прямих м'язів спини у білих щурів шовним матеріалом, який не змінювався з часом і спричинював стійкі порушення кровообігу та постачання нервових імпульсів до міоцитів прямих м'язів спини, спостерігали достатньо виражені зміни метаболічного рельєфу. Передбачено, що через 45 діб після моделювання ішемії інтенсивні некротичні процеси в ураженій м'язовій тканині поступово затихають і наростають процеси дегенерації зі заміщенням м'язів рубцем (фіброзною тканиною) або, за більш м'яких умов припинення кровопостачання та нервових імпульсів, жировим переродженням використаних для моделювання осередків м'язів. Водночас основна частина м'язової тканини загалом в організмі без суттєвих змін.

У групі тварин із моделюванням ішемії м'язів найбільші зміни зафіксовані у значеннях показників обміну сполучної та м'язової тканин. Найвиразніше змінилася активність креатинфосфокінази, яка у тварин дослідної групи виявилася підвищеною порівняно з контролем на 72,12 % (таблиця), що свідчить про руйнування частини м'язових клітин і вихід цього внутрішньоклітинного ферменту в системний кровообіг.

Ознаки загальної інтоксикації, які виникли у щурів дослідної групи через дегенеративні процеси в ділянці з порушеним кровообігом, відображує суттєве підвищення на 28,37 % вмісту в сироватці крові глікопротеїнів, що свідчить про руйнування лейкоцитів унаслідок їхньої діяльності в процесі переробки детриту та уражених дистрофією тканин (таблиця).

За такої умови виявлено порушення метаболізму сполучної тканини, зокрема, достовірне перевищення вмісту загальних хондроїтинсульфатів на 27,53 % у сироватці крові дослідних тварин порівняно з показниками контрольної групи.

#### **Обговорення**

Таким чином, дані біохімічного дослідження сироватки крові дослідних щурів, у яких відтворювали модель ліпідно-жирової дистрофії м'язової тканини, підтвердили імовірність розвитку дистрофічних процесів в організмі тварин, зокрема, у м'язовій тканині, що супроводжувалося спотворенням ліпідного обміну.

У більшості робіт щодо вивчення моделей гіперліпідемічних дієт контроль формування патологічного стану проводять за обмеженою кількістю метаболічних параметрів. Найчастіше використовують рівень тригліцеридів, глюкози, інсуліну, тригліцеридів у сироватці, а також тести на толерантність до глюкози для аналізу інсулінорезистентності [1, 16, 17]. У нашому дослідженні застосовано ширшу палітру біохімічних показників, із акцентом не лише на енергетичний обмін, що дозволило отримати більше інформації про макромолекулярні метаболічні процеси. Проте отримані нами результати у тій частині спектра досліджених параметрів, яка перетинається з раніше опублікованими, корелюють значним чином, що підтверджує коректність виконання моделювання.

Слід зазначити, що в разі ожиріння надмірна кількість жирової тканини сприяє збільшенню активності в сироватці крові прозапальних цитокінів, таких як фактор некрозу пухлини- $\alpha$ , інтерлейкіни ІЛ-1 і ІЛ-6. За цих обставин вони накопичуються в тканинах, у тому числі й в скелетних м'язах [18]. Продукція прозапальних цитокінів пов'язана з інфільтрацією макрофагів у цих м'язах, що призводить до інсулінорезистентності [10, 17]. Прозапальні цитокіни модулюють мембранний потенціал і переміщення іонів  $\text{Ca}^{2+}$ . Наприклад, ІЛ- $1\beta$  і TNF- $\alpha$  викликають аномалії рівня  $\text{Ca}^{2+}$  в саркоплазмі та порушення скоротливості м'язової тканини [19]. У нашому дослідженні також зафіксовано перевищення рівня маркерів запалення у випадку моделювання ожиріння, що знаходиться в мейнстрімі сучасних уявлень про механізм жирової дистрофії тканин через гіперліпідемічну дієту.

Наведене вказує, що в разі моделювання дистрофічних процесів у м'язовій тканині шляхом перев'язування ділянки прямих м'язів спини в білих щурів нерозчинним шовним матеріалом дійсно виникають очікувані зміни метаболічного рельєфу м'язів із акцентом на активізацію прогресування на локальних дистрофічних напрямках.

Відсутність достовірних змін показників ліпідного обміну в сироватці крові білих щурів із перев'язуванням прямих м'язів спини резидентним шовним матеріалом може бути пояснена тим фактом, що однакова (або подібна) кінцева точка стану м'язів у випадку відтворення досліджуваних моделей була досягнута за рахунок різних механізмів. За умов використання гіперліпідемічної дієти до м'язових тканин надійшла надлишкова кількість ліпідів, яку клітини не могли

повністю перетравлювати, ліпіди накопичувалися у вакуолях, що потім порушувало нормальні процеси метаболізму та життєдіяльності міоцитів і супроводжувалося тотальним підвищенням усіх оцінених показників ліпідного обміну, які характеризували їхню надлишкову кількість у фізіологічних рідинах і нездатність їхньої інактивації на організменному рівні.

У випадку перев'язування прямих м'язів спини резидентним шовним матеріалом тривалий час спостерігалось стійке пригнічення локального кровообігу, а також проходу стимулюючих нервових імпульсів із вищих відділів нервової системи (гангліїв симпатичної та парасимпатичної систем, а також вищих нервових центрів кори та підкоркових структур головного мозку експериментальних щурів). При цьому за умов нормального рівня різного роду метаболітів ліпідного обміну в тканинній рідині в умовах енергетичного дефіциту спостерігали часткове переключення механізму отримання енергетичних ресурсів із використанням вуглеводів на переважно ліпідні шляхи отримання енергії (зокрема, пентозофосфатний шунт). Також, імовірно, спотворювалися нормальні шляхи метаболізації ліпідних речовин і накопичення їх і недоокислених продуктів їх обміну у внутрішньоклітинному просторі обмежених у кровопостачанні, можливості звільнитися від шлаків і необхідній для функціонування нервовій стимуляції міоцитів. Насамкінець це також, як і в моделі жирової дистрофії м'язів за умов гіперліпідемічної дієти, призводило до жирового переродження уражених м'язів.

Особливістю моделі ішемії є локальність ураження м'язової системи в зоні порушення кровообігу та перебігу нормальних стимулюючих нервових імпульсів. Водночас у разі відтворення моделі жирової дистрофії м'язів шляхом утримання щурів на гіперліпідемічній дієті жирове переродження м'язової тканини може розвиватися у будь-якому локусі організму залежно від додаткових обставин, до яких слід віднести, зокрема, особливості кровопостачання, фізичне навантаження, розвиток колатералей судин, співвідношення швидких і повільних м'язових волокон у відповідній порції м'язової тканини із переважанням аеробного й анаеробного шляхів засвоєння енергетичних субстратів.

Моделювання ішемії м'язової тканини, за даними літератури, в основному виконують шляхом висічення магістральної судини або її емболізації. При цьому точкою докладання даних моделей, звичай, служать нижні кінцівки або серцевий м'яз.



Дослідження ефективності моделювання здебільшого проводять за допомогою доплерографії та гістології [20–22].

## Висновки

Зміни біохімічних показників сироватки крові білих щурів, зафіксовані після утримання на гіперліпідемічній дієті протягом 3 міс., свідчать про розвиток жирової дистрофії, зокрема й у м'язовій тканині, що підтверджено підвищенням порівняно з контролем вмісту ліпопротеїдів низької щільності, загального холестерину, тригліцеридів, активності креатинфосфокінази, аланінамінотрансферази та аспартатамінотрансферази, а також результати тимолової проби.

Унаслідок моделювання ішемії паравертебральних м'язів шляхом перев'язування шовним матеріалом визначено біохімічні ознаки перебігу дегенеративних процесів у м'язовій тканині, що відображено підвищенням вмісту в сироватці крові щурів дослідної групи глікопротеїнів та активності креатинфосфокінази.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Proinflammatory cytokines are soluble mediators linked with ventricular arrhythmias and contractile dysfunction in a rat model of metabolic syndrome / E. Fernandez-Sada, A. Torres-Quintanilla, C. Silva-Platas [et al.] // *Oxidative Medicine and Cellular Longevity*. — 2017. — Vol. 2017. — Article ID:768256. — DOI: 10.1155/2017/7682569.
2. Відносний вміст різних тканин у паравертебральних м'язах поперекового відділу хребта за умов дегенеративних захворювань та у здорових залежно від віку / В. О. Радченко, А. Г. Скіданов, Д. В. Морозенко [та ін.] // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2017. — № 1 (606). — С. 80–86. — DOI: 10.15674/0030-59872017180-86.
3. Радченко В. О. Динаміка біохімічних маркерів крові у пацієнтів після оперативного лікування дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта / В. О. Радченко, А. Г. Скіданов, Д. В. Морозенко // *Український журнал медицини, біології та спорту*. — 2018. — № 7 (16). — С. 140–145. — DOI: 10.26693/jmbs03.07.140.
4. Isolated compounds from *Cuscuta pedicellata* ameliorate oxidative stress and upregulate expression of some energy regulatory genes in high fat diet induced obesity in rats / E. T. Mehanna, N. M. El-Sayed, A. K. Ibrahim [et al.] // *Biomedicine & Pharmacotherapy*. — Vol. 108. — P. 253–1258. — DOI: 10.1016/j.biopha.2018.09.126.
5. Rate of lumbar paravertebral muscle fat infiltration versus spinal degeneration in asymptomatic populations: an age aggregated cross-sectional simulation study / R. J. Crawford, T. Volken, S. Valentin [et al.] // *Scoliosis and Spinal Disorders*. — 2016. — Vol. 11. — Article ID: 21. — DOI: 10.1186/s13013-016-0080-0.
6. Chronic low-back pain-associated paraspinal muscle dysfunction is not the result of a constitutionally determined «adverse» fiber-type composition / K. Krossman, M. Mahon, P. J. Watson [et al.] // *Spine*. — 2004. — Vol. 29 (6). — P. 628–634. — DOI: 10.1097/01.brs.0000115133.97216.ec.
7. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute lowback pain / J. A. Hides, M. Saide, M. J. Stokes [et al.] // *Spine*. — 1994. — Vol. 19 (2). — P. 165–172. — DOI: 10.1097/00007632-199401001-00009.
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 до документа: [https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/994\\_137#Text](https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/994_137#Text).
9. Закон України № 3447-IV від 21.02.2006 «Про захист тварин від жорстокого поводження» (Стаття 26). <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/3447-15#Text>.
10. Kang Y. S. Effects of swimming exercise on high-fat diet-induced low bone mineral density and trabecular bone microstructure in rats / Y. S. Kang, S. H. Kim, J. C. Kim // *Journal of Exercise Nutrition & Biochemistry*. — 2017. — Vol. 21 (2). — P. 48–55. — DOI: 10.20463/jenb.2016.0063.
11. Леонтьева Ф. С. Биохимические маркеры метаболизма соединительной ткани при остеохондрозе поясничного отдела позвоночника / Ф. С. Леонтьева, Д. В. Морозенко // *Південноукраїнський медичний науковий журнал*. — 2016. — № 13. — С. 100–102.
12. Клінічна біохімія: навчальний посібник / О. П. Тимошенко, Л. М. Вороніна, В. М. Кравченко [та ін.]. — Харків : Золоті сторінки, 2003. — 239 с.
13. Лабораторні методи досліджень у біології, тваринництві та ветеринарній медицині: довідник / За ред. В. В. Влізла. — Львів : СПОЛОМ, 2012. — 764 с.
14. Камышников В. С. Клинико-биохимическая лабораторная диагностика. Справочник в 2-х т. / В. С. Камышников. — Т. 1. — Минск : Интерсервис, 2003. — 495 с.
15. Ланг Т. А. Как описывать статистику в медицине. Руководство для авторов, редакторов и рецензентов / Т. А. Ланг, М. М. Сесик. — М. : Практическая Медицина, 2011. — 480 с.
16. Insulin resistance induced by a high-fat diet is associated with the induction of genes related to leukocyte activation in rat peripheral leukocytes / S. Fujimoto, K. Mochizuki, M. Shimada [et al.] // *Life sciences*. — 2010. — Vol. 87 (23–26). — P. 679–685. — DOI: 10.1016/j.lfs.2010.10.001.
17. Increased susceptibility of post-weaning rats on high-fat diet to metabolic syndrome / H. S. Cheng, S. H. Ton, S. Phang [et al.] // *Journal of Advanced Research*. — 2017. — Vol. 8 (6). — P. 743–752. — DOI: 10.1016/j.jare.2017.10.002.
18. Mansouri A. Mitochondrial dysfunction and signaling in chronic liver disease / A. Mansouri, C. H. Gattolliat, T. Asselah // *Gastroenterology*. — 2018. — Vol. 155. — P. 629–647. — DOI: 10.1053/j.gastro.2018.06.083.
19. Rissanen A. Back muscles and intensive rehabilitation on patients with chronic low back pain. Effects on back muscle structure and function and patient disability: diss. / A. Rissanen. — Jyväskylä : University of Jyväskylä, 2004. — 90 p.
20. Трофические изменения скелетной мускулатуры крысы после фармакотерапии силденафилом и церебрализмом при моделировании ишемии нижних конечностей // А. С. Белоус, Ю. К. Бирюкова, М. А. Затолокина [и др.] // *Вестник РГМУ*. — 2016. — № 4. — С. 60–74.
21. Экспериментальное исследование коррекции хронической ишемии нижних конечностей варденафилом [Электронный ресурс] / К. И. Лавриненко, Г. С. Маль, А. Ю. Орлова [и др.] // *Современные проблемы науки и образования*. — 2015. — № 5. — Режим доступа : <http://www.science-education.ru/article/view?id=22060>.
22. Эффективность мононуклеарной фракции аутологичного костного мозга в лечении экспериментальной критической ишемии конечности / Б. С. Суковатых, А. Ю. Орлова, Е. Б. Артюшкова [и др.] // *Экспериментальная хирургия*. — 2015. — Т. 23, № 4. — С. 365–371.

## MODELLING OF DEGENERATIVE CHANGES IN PARAVERTEBRAL MUSCLES FOR STUDYING OF ITS INFLUENCE ON SPINE DISEASES

V. O. Radchenko, F. S. Leontyeva, V. O. Tuliakov, M. A. Skidanov, A. G. Skidanov, O. A. Nikolchenko

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

- ✉ Volodymyr Radchenko, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: volod56@ukr.net
- ✉ Frieda Leontyeva, PhD in Biol. Sci.: alwisia@i.ua
- ✉ Vladyslav Tuliakov, Doctor in Pharmacy: tulakov1967v@gmail.com
- ✉ Mykyta Skidanov, Intern doctor in Traumatology and Orthopaedics: skidanov.doc@gmail.com
- ✉ Artem Skidanov, Doctor in Traumatology and Orthopaedics: skidanov\_artem@ukr.net
- ✉ Olga Nikolchenko, PhD in Biol. Sci.: o\_nicolchenko@ukr.net

### ДО УВАГИ СПЕЦІАЛІСТІВ

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»  
проводить післядипломну підготовку фахівців на курсах інформації та стажування  
з актуальних питань ортопедії та травматології  
(ліцензія Міністерства освіти і науки України АЕ № 285527 від 27.11.2013)

**Курси для середнього медичного персоналу:**

**Назва**  
Лікувальний масаж

**Керівник**  
Д. м. н. Стауде В. А.

*Телефон для довідок: (057) 725-14-77*

## КОРОТКІ ПОВІДОМЛЕННЯ ТА НОТАТКИ З ПРАКТИКИ

УДК 616.718.4-001.5-089.881(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021169-72>

### Порушення консолідації стегнової кістки після несвоєчасної динамізації інтрамедулярного блокувального стрижня

Д. С. Чабаненко, О. М. Полівода

КНП «Одеська обласна клінічна лікарня» Одеської обласної ради». Україна

*Violation of femoral fracture consolidation after blocking intramedullary osteosynthesis is a fairly common pathology, and requires the attention of physicians due to its prevalence. There are several reasons for this complication: it is the instability in the system «bone-implant», and the untimely dynamization of the locking nail. Methods. This article presents a case of fracture violated consolidation after blocking intramedullary osteosynthesis caused a nonunion due to nail failure. Results. Patient was injured on 29.12.2018, as a result of a traffic accident. 01.15.2019, the surgery was performed: closed reduction, blocking intramedullary osteosynthesis of the fracture of the middle shaft of the right thigh, static fixation of the nail. Next visit to the clinic was on 02.01.2020, because of pain in the middle third of the thigh, problems with axial weight-bearing on the right leg, limitation of the flexion in the right knee joint. Control radiographs demonstrated no signs of consolidation of the femoral shaft fracture, and migration of the distal locking screw. 08.01.2020 revision surgical treatment was performed. Given the presence of 5 mutually perpendicular holes in the distal part of the nail, two of them were locked in the antero-posterior view by the free hand method, the migrated screw in the distal part of the nail was replaced, and the nail was dynamized in the proximal part taking into account its design features. Conclusions. To normalize the consolidation processes in patients with nonunion femoral fractures, bone physiology and the positive effect of autocompression should be considered. The described case demonstrates the necessity for timely dynamization of the blocking nail, which confirms our own observations and literature data. Despite the fact that the dynamization of the nail was performed 1 year after blocking intramedullary osteosynthesis, fracture consolidation occurred 5 months after its implementation. Key words. Femoral fracture, blocked intramedullary osteosynthesis, disorders consolidation, dynamization of the construction.*

*Порушення консолідації перелому стегнової кістки після блокувального інтрамедулярного остеосинтезу (БІОС) є досить частою патологією. Серед причин виникнення цього ускладнення — нестабільність у системі «кістка – імплантат», несвоєчасна динамізація блокувальних стрижнів. Методи. Наведено випадок статичної імплантації стегнового стрижня, що спричинило формування несправжнього суглоба середньої третини стегнової кістки. Результати. Пацієнт отримав травму 29.12.2018 р., внаслідок дорожньо-транспортної пригоди. Операцію виконано 15.01.2019 р.: закрита репозиція, БІОС перелому середньої третини правої стегнової кістки. Із огляду на характер перелому пацієнту застосовано статичне блокування стрижня в проксимальному та дистальному відділах. Повторне звернення до клініки сталося 02.01.2020 р. Хворий скаржився на біль у середній третині стегна під час осьового навантаження на кінцівку, обмеження згинання в правому колінному суглобі. На контрольних рентгенограмах: ознаки консолідації перелому діафіза стегнової кістки відсутні, виявлено міграцію дистального блокувального гвинта. Проведено повторне оперативне лікування 08.01.2020 р. Ураховуючи наявність у дистальній частині стрижня та п'яти взаємно перпендикулярних отворів, виконано блокування двох із них у передньо-задній проекції за методикою вільної руки, замінено гвинт, який мігрував, а також застосовано динамізацію стрижня в проксимальному відділі з огляду на його конструктивні особливості. Через 2 міс. зафіксовано ознаки консолідації, а через 5 міс. — зрощення перелому. Рухи в правому колінному та стегновому суглобах у повному обсязі, пересувається самостійно. Висновки. Для нормалізації порушених процесів репарації в пацієнтів із несправжніми суглобами стегнової кістки необхідно враховувати фізіологію кісткової тканини та позитивний вплив компресійних навантажень. Наведений випадок демонструє необхідність своєчасної динамізації блокувального стрижня.*

**Ключові слова.** Перелом стегнової кістки, блокувальний інтрамедулярний остеосинтез, порушення консолідації, динамізація конструкції

## Вступ

Загально визнаним способом лікування пацієнтів із незрощенням перелому та несправжніми суглобами стегнової кістки є блокувальний інтрамедулярний остеосинтез (БІОС) [1]. Розсвердлювання кістково-мозкового каналу для встановлення внутрішньокісткового фіксатора більшого діаметра, використання якого підвищує надійність остеосинтезу, чинить стимулювальний вплив на процес остеорегенерації [1, 2]. Джерела літератури останніх десятиліть підтверджують, що саме такий підхід до лікування наслідків травм стегнової кістки дає змогу досягти задовільних результатів лікування в більшості клінічних спостережень. Проте після раніше виконаного БІОС частка незрощення відламків стегнової кістки сягає 22 % [2, 3]. Серед причин розвитку цього ускладнення виділяють нестабільність системи «стегнова кістка – імплантат» і несвоєчасну динамізацію, що зумовлено конструктивними особливостями, закладеними в концепцію БІОС [4].

## Матеріал і методи

Наведено випадок статичної імплантації стегнового стрижня, що спричинило формування несправжнього суглоба середньої третини стегнової кістки. Динамізацію конструкції виконано через 12 міс. після травми з подальшою консолидацією перелому. Проведення роботи схвалено локальною етичною комісією КНП «Одеська обласна клінічна лікарня» Одеської обласної ради (протокол № 5 від 19.02.2021).

## Результати та їх обговорення

Пацієнт Г., 1967 року народження, звернувся до травматологічного відділення Одеської облас-

ної клінічної лікарні зі скаргами на біль і деформацію в середній третині стегна. Зі слів хворого, травму отримав 29.12.2018 р. у результаті дорожньо-транспортної пригоди (збитий автомобілем).

Хворого госпіталізовано й обстежено з використанням лабораторних, клінічних і рентгенологічних методик. Діагностовано: закритий перелом середньої третини правої стегнової кістки зі зміщенням відламків (32В за класифікацією АО). Виконано операцію 15.01.2019: закриту репозицію, БІОС перелому середньої третини правої стегнової кістки.

Із огляду на характер перелому пацієнту застосовано статичне блокування стрижня в проксимальному та дистальному відділах. Післяопераційний період перебігав без ускладнень, рани зажили первинним натягом. На 10-ту добу після хірургічного втручання хворого виписано зі стаціонару з поліпшенням. Рекомендовано виконати рентгенологічний контроль через 2–3 міс. з обов'язковою динамізацією конструкції після виявлення ознак зрощення. Відомо [5–7], що для поліпшення репаративної регенерації в місці перелому динамізацію стегнового стрижня необхідно виконувати саме в цей часовий проміжок. Проте на контрольний огляд пацієнт не з'явився, контакт із ним був втрачений.

Повторне звернення хворого до клініки сталося 02.01.2020 р., через рік після операції. Пацієнт скаржився на біль у середній третині стегна під час осьового навантаження на кінцівку, обмеження згинання в правому колінному суглобі. Усі скарги з'явилися за 1–2 тижні до звернення. Також хворий повідомив, що після операції повністю розробляв рухи в колінному суглобі, користувався милицями протягом 3 міс., а не звертався до травматологічного стаціонару через сімейні обставини.

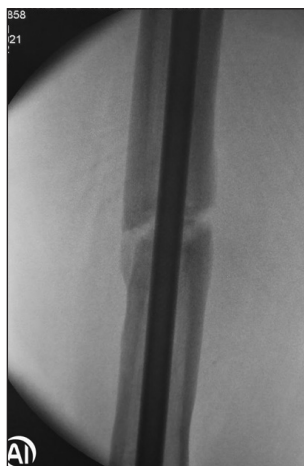


Рис. 1. Рентгенограма хворого під час повторного звернення

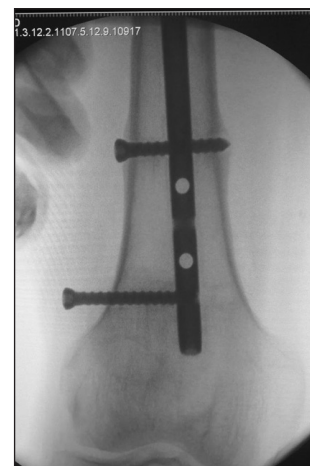


Рис. 2. Міграція дистального блокувального гвинта



Рис. 3. Рентгенограма після заміни гвинта (бічна проекція)

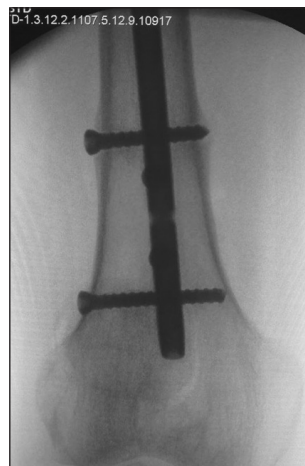


Рис. 4. Рентгенограма після заміни гвинта (пряма проекція)

Клінічно: пацієнт пересувався за допомогою милиць, осьове навантаження на праву нижню кінцівку спричинювало біль у середній нижній третині стегна, обмежене згинання в правому колінному суглобі. Під шкірою на зовнішній поверхні правого колінного суглоба пальпували округле утворення. На контрольних рентгенограмах ознаки консолидації перелому діяфіза стегнової кістки відсутні, зафіксовано міграцію дистального блокувального гвинта (рис. 1, 2).

Із низки джерел вітчизняних і зарубіжних авторів [8–11] відомо, що несправжній суглоб у місці перелому діагностують за відсутністю ознак зрощення після подвійного терміну, необхідного для його консолидації відповідно до локалізації та ступеня ушкодження м'яких тканин сегмента. Основні клінічні ознаки — біль і рухомість у місці перелому. Рентгенологічні ознаки — наявність просвітлення на лінії перелому, склероз кінців кісткових відламків, гіпертрофічне формування кісткового мозоля або атрофічна резорбція відламків. Також може бути рентгенопрозорість зони навколо імплантата, що свідчить про резорбцію кістки.

Зважаючи на ці обставини пацієнту встановлено діагноз: псевдоартроз середньої третини стегнової кістки, міграція блокувального гвинта, розгинальна контрактура в правому колінному суглобі. Від запропонованої зміни наявного стрижня на імплантат більшого діаметра з розсвердлюванням кісткомозкового каналу хворий відмовився і 08.01.2020 р. проведено повторне хірургічне втручання. З огляду на наявність у дистальній частині стрижня та 5 взаємно перпендикулярних отворів виконано блокування двох із них у передньо-задній проекції за методикою вільної руки [12] (рис. 3, 4), у дистальній частині стрижня замінено гвинт, який мігрував,



Рис. 5. Рентгенограма хворого після зрощення перелому

а також застосовано динамізацію стрижня в проксимальному відділі з огляду на його конструктивні особливості.

Післяопераційний період перебігав без ускладнень, больовий синдром регресував, рух у правому колінному суглобі відновлено в повному обсязі. Пацієнт виписаний із рекомендаціями: ходити за допомогою милиць, дозовано навантажувати праву нижню кінцівку до 30 % ваги тіла. На контрольному огляді через 2 міс. виявлено ознаки консолидації, а через 5 міс. — зрощення перелому (рис. 5). Рухи в правому колінному та стегновому суглобах у повному обсязі, пересувається самостійно.

## Висновок

Для нормалізації порушених процесів репарації в пацієнтів із несправжніми суглобами стегнової кістки необхідно враховувати

фізіологію кісткової тканини та позитивний вплив компресійних навантажень. Наведений випадок демонструє необхідність своєчасної динамізації блокувального стрижня, чим підтверджує наші спостереження та літературні дані. Незважаючи на те, що динамізацію стрижня проведено через рік після виконання БЮС, через 5 міс. зафіксовано консолідацію перелому.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

### Список літератури

1. Ricci W. M. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures: current concepts / W. M. Ricci, B. Gallagher, G. J. Haidukewych // *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. — 2009. — Vol. 17 (5). — P. 296–305. — DOI: 10.5435/00124635-200905000-00004.
2. Results of a systematic approach to exchange nailing for the treatment of aseptic femoral nonunions / E. A. Swanson, E. C. Garrard, D. T. Bernstein [et al.] // *Journal of Orthopaedic Trauma*. — 2015. — Vol. 29 (1). — P. 21–27. — DOI: 10.1097/BOT.0000000000000166.
3. The incidence of non-union following undreamed intramedullary nailing of femoral shaft fractures / M. el Moumni, P. A. Leenhouts, H. J. Duis, K. W. Wendt // *Injury*. — 2009. — Vol. 40 (2). — P. 205–208. — DOI: 10.1016/j.injury.2008.06.022.
4. Рубленик И. М. 30-летний опыт применения блокирующего интрамедуллярного металлополимерного остеосинтеза в лечении переломов длинных костей у 1200 пациентов / И. М. Рубленик, В. Л. Васюк, П. Е. Ковальчук // *Бюллетень ВСНЦ СО РАМН*. — 2011. — № 4 (80), Ч. 1. — С. 162.
5. Nail dynamization for delayed union and nonunion in femur and tibia fractures / J. Vaughn, H. Gotha, E. Cohen [et al.] // *Orthopedics*. — 2016. — Vol. 39 (6). — P. e1117–e1123. — DOI: 10.3928/01477447-20160819-01.
6. Is nail dynamization beneficial after twelve weeks — An analysis of 37 cases / R. Perumal, V. Shankar, R. Basha [et al.] // *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. — 2018. — Vol. 9 (4). — P. 322–326. — DOI: 10.1016/j.jcot.2017.12.007.
7. The ideal timing for nail dynamization in femoral shaft delayed union and non-union / G. Vicenti, D. Bizzoca, M. Carrozzo [et al.] // *International Orthopaedics*. — 2019. — Vol. 43 (1). — P. 217–222. — DOI: 10.1007/s00264-018-4129-y.
8. Климовицький В. Г. Переломи, що не зрослися, та псевдоартрози. [Електронний ресурс] / В. Г. Климовицький, В. Ю. Черниш, О. В. Борзих. — Режим доступа: <http://www.mif-ua.com/education/symposium/perelomi-scho-nezroslysiyata-psevdoartrozi>.
9. Балакина В. С. Ложные суставы длинных трубчатых костей и их лечение / В. С. Балакина // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 1973. — № 3. — С. 9–14.
10. Романенко К. К. Несросшиеся диафизарные переломы длинных костей (факторы риска, диагностика, лечение) : автореф. дис. ... канд. мед. наук / К. К. Романенко. — Харьков, 2002. — 22 с.
11. Somford M. P. Operative treatment for femoral shaft nonunions, a systematic review of the literature / M. P. Somford, van den M. P. J. Bekerom, P. Kloen // *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*. — 2013. — Vol. 8 (2). — P. 77–88. — DOI: 10.1007/s11751-013-0168-5.
12. Distal inter-locking screw placement in the femur: free-hand versus electromagnetic assisted technique / S. Maqungo, A. Horn, B. Bernstein [et al.] // *Journal of Orthopaedic Trauma*. — 2014. — Vol. 28 (12). — P. e281–e283. — DOI: 10.1097/BOT.0000000000000125.

Стаття надійшла до редакції 03.02.2021

## VIOLATION OF CONSOLIDATION OF THE FEMUR AFTER UNTIMELY DYNAMIZATION OF THE INTRAMEDULLARY BLOCKING ROD

D. S. Chabanenko, O. M. Polivoda

MI «Odessa Regional Clinical Hospital». Ukraine

✉ Diomyd Chabanenko, Doctor of Traumatology and Orthopaedics: [raisaozz@gmail.com](mailto:raisaozz@gmail.com)

✉ Oleksandr Polivoda, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: [polendos73@gmail.com](mailto:polendos73@gmail.com)

## ОГЛЯДИ ТА РЕЦЕНЗІЇ

УДК 616.728.2-089.843:616-001.6](048.8)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021173-79>**The impact of hip-spine relations on the results of total hip arthroplasty (literature review)****M. O. Korzh, V. O. Radchenko, V. A. Filipenko, K. O. Popsuishapka, O. O. Pidgaiska**

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

*Spine balance can alter THA outcomes, but the exact mechanism is not yet well recognized. We aimed at bridging the gap between hip and spine surgeons with an up-to-date analysis of the best available literature review concerning to data as for total hip arthroplasty results of those patient with concomitant spine disorders. In total hip arthroplasty accurate acetabular cup placement is essential for impingement free and stable range of motion. For decades, hip surgeons have relied on traditional safe acetabular zones to reduce prosthetic instability. Nevertheless, hip dislocation is one of the most common complications following total hip arthroplasty. Numerous studies have shown that patients with abnormal spinopelvic mobility due to degenerative spinal diseases and after spinal fusion surgery had an increased rate of dislocations after THA. In our review we described the main spine-pelvic parameters, such as pelvic tilt, sacral slope, pelvic incidence, lumbar lordosis etc. and spinopelvic motions and how they can change in standing and sitting postures. Measurements of these parameters are necessary for presurgical planning before hip arthroplasty especially those patients who had previously made spine fusion. A review of literature shows that sagittal pelvic kinematics, but not the pelvic incidence, influences the risk of prosthetic impingement or dislocation. Pelvic position is dynamic during gait and other daily living activities. Variations in anteroposterior pelvic tilt affects the resulting spatial orientation of the acetabulum. Recommendations for cup positioning are switching from a classic Lewin-neck safe zone to a patient-specific approach, with the standing cup orientation giving way to a new parameter of interest: the functional orientation of the cup. Thus, functional cup antever-sion should be taken into consideration. Abnormal spinopelvic mobility is a risk factor for THA dislocation. Thus patients with combined spine and hip pathology are at higher risk for further complications and they should be identified and screened more carefully.*

*Хребтовий баланс може змінити результати тотального ендопротезування кульшового суглоба (ТЕКС), але точний механізм впливу недостатньо вивчений. Мета. Об'єднати працю хірургів-ортопедів і вертебрологів шляхом аналізу сучасної літератури щодо загальних результатів ТЕКС у пацієнтів зі супутніми захворюваннями хребта. ТЕКС має важливе значення для вільного та стабільного руху. Протягом десятиліть ортопеди орієнтуються на традиційні безпечні параметри ацетабулярної зони, щоб зменшити нестабільність ендопротезів. Проте вивих головки ендопротеза є одним із найпоширеніших ускладнень після ТЕКС. Визначено підвищений рівень вивихів у пацієнтів з аномальною рухомістю у хребтово-тазовому сегменті внаслідок дегенеративних захворювань і після спондилодезу хребта. У роботі описано основні хребтово-тазові параметри (нахил таза, крижовий нахил, поперековий лордоз тощо), рухи у хребті та суглобах і їхні зміни в положенні стоячи та сидячи. Вимірювання цих параметрів необхідне для хірургічного планування перед ТЕКС, особливо тим пацієнтам, яким раніше виконали спондилодез. Встановлено, що сагітальна кінематика таза впливає на ризик виникнення імпроджменту або вивиху ендопротеза. Положення таза є динамічним під час ходьби й інших повсякденних дій. Варіації передньо-заднього нахилу таза впливають на отриману просторову орієнтацію кульшової западини. Рекомендації щодо позиціонування чашки — це перехід від класичної безпечної зони Левінека до індивідуального підходу для пацієнта з урахуванням орієнтації кульшової западини в положенні стоячи, що поступається місцем новому параметру — функціональній орієнтації чашки. Слід урахувувати функціональне положення западини за ендопротезування. Аномальна рухомість хребтово-тазового сегмента є чинником ризику вивихів після ендопротезування. Тобто пацієнти з поєднаною патологією хребта та кульшового суглоба мають більший ризик ускладнень, тому рання діагностика й ретельніше обстеження для них є доцільним. Ключові слова. Хребтово-тазові взаємовідношення, сагітальний контур хребта, ендопротезування, вивих ендопротеза.*

**Key words.** Spine-pelvic relations, sagittal alignment, hip arthroplasty, dislocation

## Introduction

Spinopelvic mobility represents the complex interaction of hip, pelvis, and spine. Understanding this interaction is relevant for both arthroplasty and spine surgeons, as a predicted increasing number of patients who suffer from hip and spinal pathologies simultaneously. Spinopelvic mobility can be affected by degenerative diseases of the spine and hip and by spinal fusion surgery. In an aging society, the prevalence of degenerative musculoskeletal diseases increases. As a result, there will be more patients with concurrent degenerative spine and hip pathologies, who will require spinal fusion and total hip arthroplasty (THA) [1, 14].

THA is a very successful medical intervention. However, complications such as THA dislocations may occur. The incidence of this complication after primary THA is reported to be approximately 1.5 % to 4.8 % [3–5]. Approximately 50 % of dislocations occur within the first 3 months after the primary procedure [6].

Within the first 2 years postoperatively, dislocation is the most common cause for revision surgery [7]. Unfortunately, revision surgery to treat hip instability, ranging from «simple» head and liner exchange to all-component revision or use of constrained devices, has met with variable success [8, 9].

Thus, spine disease can decrease motion, through degenerative disease or surgical fusion, and cause abnormal spinopelvic posture due to compensatory pelvic rotation in order to maintain sagittal balance with efficient posture. The lack of proper spinopelvic motion may jeopardize the functional position of the acetabulum. Techniques and physiologic markers normally used by the hip surgeon to access relative safe zone cup placement may not be ideal for degenerative spine patients. Numerous studies have demonstrated that THA patients with concomitant spinal deformity experience episodes of instability and dislocation at disproportionately high rates despite traditional, safe zone cup placement [2, 10–12].

As a result, there has been a recent increase in interest to characterize spinopelvic motion abnormalities and elucidate their impact on total hip arthroplasty outcomes.

*Studies data as for THA outcomes at combined spine and hip pathology*

A considerable number of THA dislocations without known cause awakened an increased attention to abnormal spinopelvic mobility at THA, especially on cup positioning. Focusing on patients with suspected abnormal spinopelvic mobility due to degenerative

spinal diseases and after spinal fusion surgery, an increased incidence of dislocations in THA of 7.4 % to 8.3 % was reported. Malkani found hip instability to be the most common reason for failure leading to revision surgery in patients with lumbar fusion before THA. In this study, the risk of THA dislocation in patients with lumbar fusion before THA was found to be 7.4 %, compared to 4.8 % in those without fusion [13–15].

One study to date has described increased THA prosthetic-related complications and revision in patients with prior lumbar spinal fusion, from 6 months to 2 years following THA when compared to the general Medicare database [16]. Buckland and Sing et al. proved the correlation of an increased dislocation rate after THA with a larger number of spinal fusion levels. D. J. Blizzard et al. [17]. using the same Medicare database but selecting for lumbar spine disease rather than lumbar fusion procedures similarly found an increase in prosthetic joint dislocation and revision THA at 2 years when compared to the general Medicare patient data. Gausden reported history of spinal fusion as the strongest independent predictor of dislocation in THA [18]. A meta-analysis including six studies revealed a twofold increased risk of dislocation and a threefold increased risk for revision surgery in patients with spinal fusion [19]. Whereas D. O. Perfetti et al. reported spinal fusion patients to be seven times more likely to experience THA dislocation [11].

The impact of spinopelvic imbalance is particularly profound in THA late dislocations. N. Heckmann et al., reported that 90 % of their late dislocations (defined as > 1 year) in patients who had spinopelvic imbalance [20].

In summary, restricted spinopelvic mobility, regardless of whether it is due to spinal fusion or degenerative, has an influence on the alignment of the acetabulum and is considered to increase risk for dislocations in THA. It should be mentioned that spinopelvic imbalance does not necessarily lead to dislocation, as the majority of THA patients remain without complications despite progressive spine degeneration, as it was shown in 10 year follow up study on THA patients which found 62 % had abnormal spinopelvic motion [21].

### *Spinopelvic parameters*

Spinopelvic parameters are dynamic and change in different positions to ensure movement and posture. In order to understand and define the spine — hip relationship (SHR), it is important to understand the significance of the spino-pelvic parameters, such as sacral slope (SS), pelvic tilt (PT), pelvic inci-



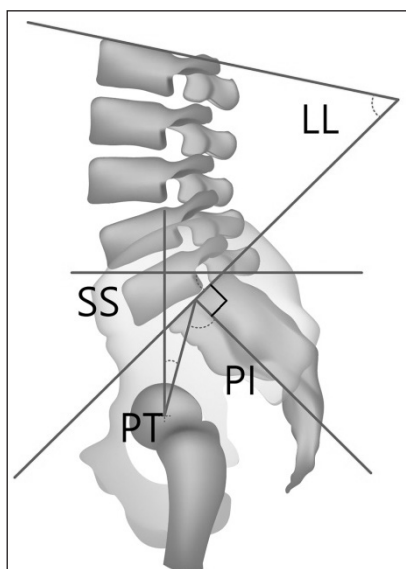
dence (PI), lumbar lordosis (LL) and the C7 plumb line (C7pl) (fig. 1). SS, PT and LL are «functional parameters», as their value varies with body position; PI is a «morphological parameter» as it is constant for an individual.

H. Ike et al. provided an excellent list of many of the common terms that are used in the literature and defined them [22]. The authors of this review have chosen additional terms that are used.

The term pelvic tilt (PT) used in arthroplasty literature for hip navigation is the rotation of the pelvis in the sagittal plane as measured by the angle formed between the coronal plane and the anterior pelvic plane (APP) which is defined by a line from the anterior superior iliac spine (ASIS) to pubic symphysis. APPt can be performed both anteriorly and posteriorly. Posterior APPt describes a backward motion of the pelvis and is the equivalent motion to pelvic retroversion. With posterior pelvic tilt, or pelvic retroversion, the functional position of the acetabular cup becomes more anteverted. Pelvic tilt varies according to posture, age, and other factors and posterior pelvic tilt typically increases with age. This progression is usually gradual, due to the loss of lumbar lordosis, weakness of the back muscles, flexion contracture of the knee, and other factors [23].

Sacral Slope is an angle between a horizontal line and the sacral endplate.

The sum of pelvic tilt and sacral slope SS is the pelvic incidence (PI), a position-independent interindividual different anatomical parameter ( $PI = SS + (s)PT$ ). When changing position, the change in pelvic tilt (APPt and (s)PT) correlates inversely with the change



**Fig. 1.** The main spino-pelvic parameters: the sacral slope SS; the pelvic tilt PT; the pelvic incidence PI; lumbar lordosis LL

in sacral slope, and this correlates directly with lumbar lordosis to maintain an upright posture. Pelvic incidence (PI) determines the degree of femoral flexion required to sit. The lower the PI, the less the pelvis will tilt so greater femoral flexion is required and thus higher risk for bony impingement and dislocation [24].

#### *Normal spinopelvic motion*

A normal SHR occurs when a healthy flexible lumbar-pelvis complex interacts with healthy flexible hips. Normal standing posture consists of slight anterior pelvic tilt with a mean sacral slope of  $40^\circ$  and adequate physiologic lumbar lordosis (LL) to achieve sagittal balance. Normally, from standing to sitting, adaptation processes are performed: the sacrum moves posteriorly (pelvis is retroverted), the lumbar lordosis decreases, and the acetabular anteversion increases. The posterior tilt of the pelvis reduces the sacral slope to the same amount. So, as it was mentioned for each degree  $1.0^\circ$  of posterior pelvic movement, there is an increase of  $0.7^\circ$  to  $0.8^\circ$  in acetabular anteversion. With  $20^\circ$  of posterior pelvic tilt, the hip needs to only flex  $55^\circ$  to  $70^\circ$  to achieve proper sitting posture (fig. 2) [25].

When changing position from standing to supine, the pelvis moves anteriorly and leads to a reduction in acetabular anteversion. The anterior tilt of the pelvis is performed to a smaller extent than the posterior tilt.

#### *Abnormal spinopelvic motion*

Degenerative spinal changes can lead to a sagittal imbalance.



**Fig. 2.** Normal spinopelvic motion with an increase in posterior pelvic tilt (APPt line) and decrease of sacral slope (SS) and lumbar lordosis (LL) in lateral standing (a) and sitting (b) radiographs [26]

Spine mobility is limited by spinal fusion or degenerative changes (lumbar stiffness) is associated with loss of posterior tilt. The normal spine can accommodate a mean posterior APpt of  $20^\circ$  ( $\Delta$ APpt or  $\Delta$ SS of  $20^\circ$ ) when transitioning from standing to sitting. Spinal stiffness is defined as  $\Delta$ SS less than  $10^\circ$  [27]. Patients with spinal stiffness cannot increase their functional acetabular anteversion when changing position for sitting, instead trying to compensate with femoral hyperflexion at the risk of anterior impingement and consequent posterior dislocation (fig. 3).

Spinal sagittal imbalance occurs as the aging spine becomes progressive more kyphotic due to degenerative disease. In order to regain sagittal balance compensatory mechanisms are employed which include obligatory posterior APpt. The limit of posterior APpt is dependent on individual PI and hip extension reserve [29]. Especially, hip extension can be affected by hip osteoarthritis. So, while standing, the acetabulum is functionally anteverted so there is a risk for posterior impingement and subsequent anterior dislocation with hip extension [30].

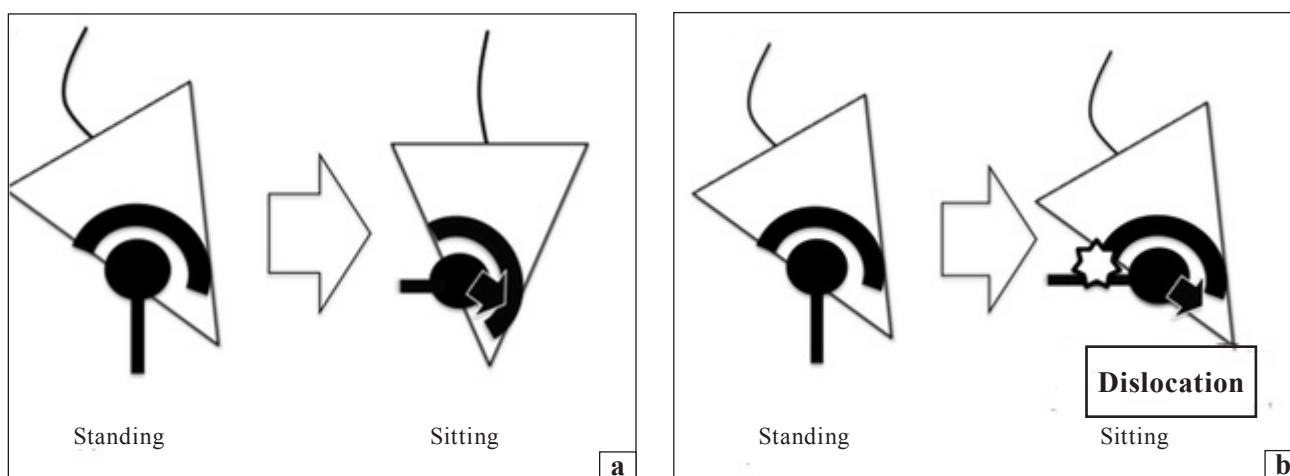
#### *Pelvic tilt and cup orientation*

So, it is likely that most of the atraumatic dislocations that happen with modern implants are the result of atypical pelvic kinematics. In total hip replacement, achieving ideal orientation of the cup is essential in reducing edge loading and articular impingement, which would otherwise lead to accelerated wear, squeaking, and increased dislocation risk [24, 31]. Lazenec et al. pioneered the study of the hip and spine relationship in 2004 has introduced the idea of a «functional» acetabular cup position in the sagittal plane [25]. This parameter allows us to understand

the pathophysiology of prosthetic dislocation and to explain why patients with normal standing cup orientation sometime dislocate, while other patients with abnormal ones do not. The fact that functional cup orientation is likely related to pelvic kinematics, which in turn is mostly influenced by lumbar mobility [32].

When considering dynamic spinopelvic motion that changes with position, static versus functional position also needs to be understood. Various guidelines have been proposed for the orientation of the acetabular component in total hip arthroplasty. The most commonly cited guidelines date back to 1978. When arthroplasty surgeons still focus on placing components into the ideal Lewinnek Safe Zones (LSZ) as determined by inclination of  $40^\circ \pm 10^\circ$  and anteversion of  $15^\circ \pm 10^\circ$  in the static intraoperative supine or lateral position [33]. However, various authors have challenged the relevance of these zones and highlighted the lack of consensus between various guidelines. In a series of more than 9 000 THAs, M. P. Abdel et al. showed that more than half of the dislocations occurred with acetabular components which were placed within the safe-zone [10]. Stability of hip implant is likely multifactorial and the ideal cup position for some patients may lie outside the Lewinnek safe zone. However, dislocation, edge-loading and impingement more commonly occur during activities when the position of the pelvis, and thus the acetabular component, could be significantly different to that seen with static, non-functional imaging.

There is a lack of data as for the dynamic postural changes that happen when the patient is standing or sitting. And the focus should be placed on the «functional» position of the components that takes into



**Fig. 3.** In the healthy person, pelvis shifts to retroversion in sitting position (a). On the other hand, in the patients with spinal fusion with pelvic fixation, pelvis cannot shift to retroversion and stays anteverted. In this case the neck impingement occurs at the anterior edge of the cup, then femoral head is dislocated posteriorly (b) [28]

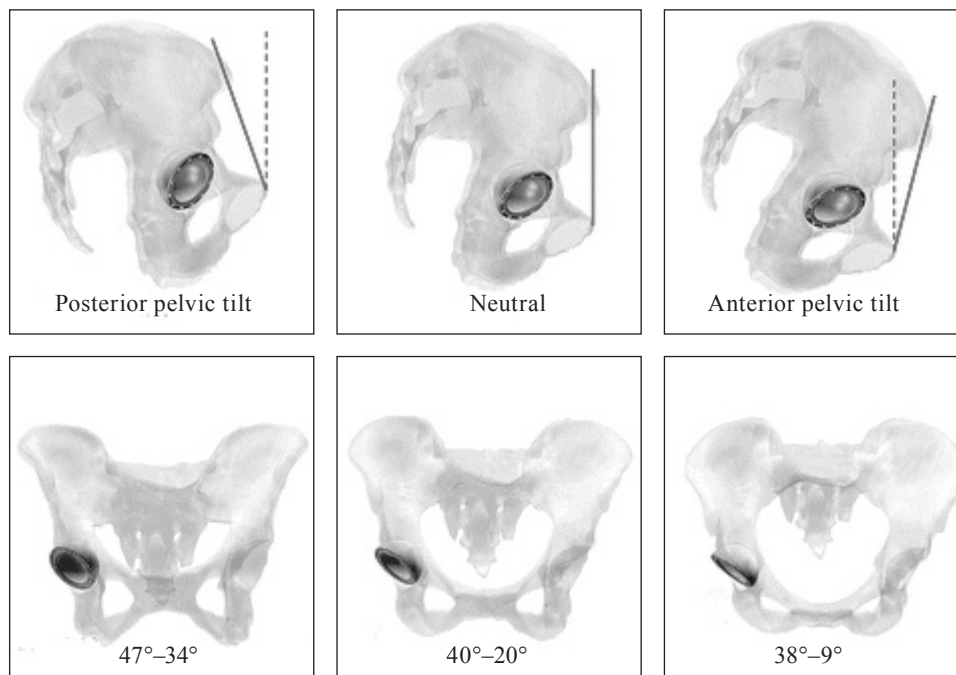


Fig. 4. Pelvic tilt and its effect on functional orientation of the cup at total hip arthroplasty [37]

account the functional motion of the pelvis. Pelvic position is not static, but rather dynamic during gait and other daily living activities. Variations in anteroposterior pelvic tilt will affect the resulting spatial orientation measurement of the cup (fig. 4). In one of the studies the authors studied the effect of anteroposterior pelvic tilt on acetabular component position in THA. Anteroposterior pelvic tilt was measured in 619 hips. The hips were divided into five groups. Of the 619 hips measured, 8.6 % had no anteroposterior pelvic tilt, 40.4 % had posterior pelvic tilt of 1° to 9°, 12.6 % had posterior pelvic tilt of 10° to 25°, 33.6 % had anterior pelvic tilt of 1° to 9°, and 4.8 % had anterior pelvic tilt of 10° to 20°. An anteroposterior pelvic tilt of 1° led to an approximate 0.8° change of functional cup anteversion [34, 35]. These data confirmed previously published study by B. Lembeck et al. [36]. It is important to note that, with every 1° of posterior tilt, patients show an increase in acetabular anteversion of 0.7° to 0.8° and, thus, functional anteversion changes.

## Conclusions

Spinopelvic mobility is a substantial factor to be assessed when performing THA. Abnormal spinopelvic mobility is a risk factor for THA dislocation. This is relevant not only for arthroplasty surgeons, but also for spine surgeons, as the combination of osteoarthritis and spinal pathologies are increased.

THA positioning according to LSZ will be adequate for most people. Patients with combined spine

and hip pathology at high risk should be identified and screened more carefully, especially in patients with suspected limited spinopelvic mobility, such as history of lumbosacral fusion, kyphotic standing posture, severe spinal degenerative disease, hip flexion contractures, and history of THA dislocation and revision surgery. Spinopelvic measurements should be done in both sitting and standing positions.

Most arthroplasty surgeons focus on the acetabular component positioning according to the static position of the pelvis. However, the functional position should be used instead.

**Conflict of interest.** The authors declare the absence of conflict of interest.

## References

1. Does degenerative lumbar spine disease influence femoroacetabular flexion in patients undergoing total hip arthroplasty? / C. I. Esposito, T. T. Miller, H. J. Kim [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2016. — Vol. 474 (8). — P. 1788–1797. — DOI: 10.1007/s11999-016-4787-2.
2. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty / C. I. Esposito, B. P. Gladnick, Y. Y. Lee [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2015. — Vol. 30 (1). — P. 109–113. — DOI: 10.1016/j.arth.2014.07.009.
3. Brooks P. J. Dislocation following total hip replacement: causes and cures / P. J. Brooks // *The Bone & Joint Journal*. — 2013. — Vol. 95-B (11 Suppl A). — P. 67–69. — DOI: 10.1302/0301-620X.95B11.32645.
4. What are the causes for failures of primary hip arthroplasties in France? / C. Delaunay, M. Hamadouche, J. Girard, A. Duhamel; SoFCOT Group // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2013. — Vol. 471 (12). — P. 3863–3869. — DOI: 10.1007/s11999-013-2935-5.
5. The impact of total hip arthroplasty on pelvic motion and functional component position is highly variable / D. Nam,

- V. Riegler, J. C. Clohisy [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2017. — Vol. 32 (4). — P. 1200–1205. — DOI: 10.1016/j.arth.2016.11.008
6. Bolland B. J. Indications for early hip revision surgery in the UK — a reanalysis of NJR data / B. J. Bolland, S. L. Whitehouse, A. J. Timperley // *Hip International*. — 2012. — Vol. 22 (2). — P. 145–152. — DOI: 10.5301/HIP.2012.9184.
  7. Risk of complication and revision total hip arthroplasty among Medicare patients with different bearing surfaces / K. J. Bozic, K. Ong, E. Lau [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2010. — Vol. 468 (9). — P. 2357–2362. — DOI: 10.1007/s11999-010-1262-3.
  8. Padgett D. E. The unstable total hip replacement / D. E. Padgett, H. Warashina // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2004. — Vol. 420. — P. 72–79. — DOI: 10.1097/00003086-200403000-00011.
  9. Patel P. D. The dislocating hip arthroplasty: prevention and treatment / P. D. Patel, A. Potts, M. I. Froimson // *The Journal of Arthroplasty*. — 2007. — Vol. 22 (4 Suppl 1). — P. 86–90. — DOI: 10.1016/j.arth.2006.12.111.
  10. What safe zone? The vast majority of dislocated THAs are within the Lewinnek Safe Zone for acetabular component position / M. P. Abdel, P. von Roth, M. T. Jennings [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2016. — Vol. 474. — P. 386–391. — DOI: 10.1007/s11999-015-4432-5.
  11. Prosthetic dislocation and revision after primary total hip arthroplasty in lumbar fusion patients: a propensity score matched-pair analysis / D. C. Perfetti, R. Schwarzkopf, A. J. Buckland [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2017. — Vol. 32 (2). — P. 1635–1640.e1. — DOI: 10.1016/j.arth.2016.11.029.
  12. Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty / K. G. Seagrave, A. Troelsen, H. Malchau [et al.] // *Acta Orthopaedica*. — 2017. — Vol. 88 (1). — P. 10–17. — DOI: 10.1080/17453674.2016.1251255.
  13. Abnormally high dislocation rates of total hip arthroplasty after spinal deformity surgery / N. A. Bedard, C. T. Martin, S. Slaven [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2016. — Vol. 31 (12). — P. 2884–2885. — DOI: 10.1016/j.arth.2016.07.049.
  14. Total hip arthroplasty in patients with previous lumbar fusion surgery: are there more dislocations and revisions? / A. L. Malkani, A. T. Garber, K. L. Ong [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2018. — Vol. 33 (4). — P. 1189–1193. — DOI: 10.1016/j.arth.2017.10.041.
  15. The impact of spino-pelvic alignment on total hip arthroplasty outcomes: a critical analysis of current evidence / A. A. Sultan, A. Khlopas, N. S. Piuze [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2018. — Vol. 33. — P. 1606–1616. — DOI: 10.1016/j.arth.2017.11.021.
  16. Prior lumbar spinal arthrodesis increases risk of prosthetic-related complication in total hip arthroplasty / D. C. Sing, J. J. Barry, T. U. Aguilar [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2016. — Vol. 31 (9 Suppl). — P. 227–232.e1. — DOI: 10.1016/j.arth.2016.02.069.
  17. The impact of lumbar spine disease and deformity on total hip arthroplasty outcomes / D. J. Blizzard, B. T. Nickel, T. M. Seyler, M. P. Bolognesi // *The Orthopedic Clinics of North America*. — 2016. — Vol. 47 (1). — P. 19–28. — DOI: 10.1016/j.ocl.2015.08.005.
  18. Risk factors for early dislocation following primary elective total hip arthroplasty / E. B. Gausden, H. S. Parhar, J. E. Popper [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2018. — Vol. 33 (5). — P. 1567–1571. — DOI: 10.1016/j.arth.2017.12.034.
  19. Prior lumbar spinal fusion is associated with an increased risk of dislocation and revision in total hip arthroplasty: a meta-analysis / V. V. An, K. Phan, B. S. Sivakumar [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2018. — Vol. 33 (1). — P. 297–300. — DOI: 10.1016/j.arth.2017.08.040.
  20. Late dislocation following total hip arthroplasty / N. Heckmann, B. McKnight, M. Steff [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 2018. — Vol. 100 (21). — P. 1845–1853. — DOI: 10.2106/JBJS.18.00078.
  21. Posterior mini-incision with primary total hip arthroplasty: a nine to ten year follow up study / Y. Yukizawa, L. D. Dorr, J. A. Ward, Z. Wan // *The Journal of Arthroplasty*. — 2016. — Vol. 31. — P. 168–171. — DOI: 10.1016/j.arth.2015.07.023.
  22. Spine-pelvis-hip relationship in the functioning of a total hip replacement / H. Ike, L. D. Dorr, N. Trasolini [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 2018. — Vol. 100 (18). — P. 1606–1615. — DOI: 10.2106/JBJS.17.00403.
  23. Sagittal lumbar and pelvic alignment in the standing and sitting positions / K. Endo, H. Suzuki, H. Nishimura [et al.] // *Journal of Orthopaedic Science*. — 2012. — Vol. 17 (6). — P. 682–686. — DOI: 10.1007/s00776-012-0281-1.
  24. Functional safe zone is superior to the Lewinnek safe zone for total hip arthroplasty: why the Lewinnek safe zone is not always predictive of stability / T. Tezuka, N. D. Heckmann, R. J. Bodner, L. D. Dorr // *The Journal of Arthroplasty*. — 2019. — Vol. 34 (1). — P. 3–8. — DOI: 10.1016/j.arth.2018.10.034.
  25. Acetabular anteversion with CT in supine, simulated standing, and sitting positions in a THA patient population / J. Y. Lazennec, P. Boyer, M. Gorin [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2011. — Vol. 469 (4). — P. 1103–1109. — DOI: 10.1007/s11999-010-1732-7.
  26. The impact of spinopelvic mobility on arthroplasty: implications for hip and spine surgeons / H. Haffer, D. A. Amini, C. Perka, M. Pumberger // *Journal of Clinical Medicine*. — 2020. — Vol. 9 (8). — Article ID: 2569. — DOI: 10.3390/jcm9082569.
  27. Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty / M. Steff, W. Lundergan, N. Heckmann [et al.] // *The Bone & Joint Journal*. — 2017. — Vol. 99-B (1 Supple A). — P. 37–45. — DOI: 10.1302/0301-620X.99B1.BJJ-2016-0415.R1.
  28. Repeated posterior dislocation of total hip arthroplasty after spinal corrective long fusion with pelvic fixation / H. Furuhashi, D. Togawa, H. Koyama [et al.] // *European Spine Journal*. — 2016. — Vol. 26. — P. 100–106. — DOI: 10.1007/s00586-016-4880-y.
  29. Adult spinal deformity-postoperative standing imbalance: how much can you tolerate? An overview of key parameters in assessing alignment and planning corrective surgery / F. Schwab, A. Patel, B. Ungar [et al.] // *Spine*. — 2010. — Vol. 35 (25). — P. 2224–2231. — DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181ee6bd4.
  30. Extension reserve of the hip in relation to the spine: Comparative study of two radiographic methods / I. Hovorka, P. Rousseau, N. Bronsard [et al.] // *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de L'appareil Moteur*. — 2008. — Vol. 94 (8). — P. 771–776. — DOI: 10.1016/j.rco.2008.03.033.
  31. Functional orientation of the acetabular component in ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty and its relevance to squeaking / J. W. Pierrepont, H. Feyen, B. P. Miles [et al.] // *The Bone & Joint Journal*. — 2016. — Vol. 98-B (7). — P. 910–916. — DOI: 10.1302/0301-620X.98B7.37062.
  32. Acetabular cup anteversion and inclination in hip range of motion to impingement / T. F. McCarthy, V. Alipit, J. Nevelos [et al.] // *The Journal of Arthroplasty*. — 2016. — Vol. 31 (Suppl. 9). — P. 264–268. — DOI: 10.1016/j.arth.2016.01.067.
  33. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties / G. E. Lewinnek, J. L. Lewis, R. Tarr [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 1978. — Vol. 60 (2). — P. 217–220.
  34. Development of imageless computer navigation for acetabular component position in total hip replacement / L. D. Dorr, Y. Hishiki, Z. Wan [et al.] // *The Iowa Orthopaedic Journal*. — 2005. — Vol. 25. — P. 1–9.

35. Precision and bias of imageless computer navigation and surgeon estimates for acetabular component position / L. D. Dorr, A. Malik, Z. Wan [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2007. — Vol. 465. — P. 92–99. — DOI: 10.1097/BLO.0b013e3181560c51.
36. Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate / B. Lembeck, O. Mueller, P. Reize, N. Wuelker // *Acta Orthopædica*. — 2005. — Vol. 76 (4). — P. 517–523. — DOI: 10.1080/17453670510041501.
37. Variation in functional pelvic tilt in patients undergoing total hip arthroplasty / J. Pierrepont, G. Hawdon, B. P. Miles [et al.] // *The Bone & Joint Journal*. — 2017. — Vol. 99-B (2). — P. 184–191. — DOI: 10.1302/0301-620X.99B2.BJJ-2016-0098.R1.

Стаття надійшла до редакції 22.02.2021

---

## ВПЛИВ ХРЕБТОВО-ТАЗОВИХ ВЗАЄМОВІДНОШЕНЬ НА РЕЗУЛЬТАТИ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

М. О. Корж, В. О. Радченко, В. А. Філіпенко, К. О. Попсуйшапка, О. О. Підгайська  
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

✉ Mykola Korzh, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: mykola.korzh47@gmail.com

✉ Volodymyr Radchenko, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: volod56@ukr.net

✉ Volodymyr Filipenko, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: filipenko1957@gmail.com

✉ Kostiantyn Popsuishapka, Doctor in Orthopaedics and Traumatology: konstantin.popsuy@gmail.com

✉ Olga Pidgaiska, PhD in Traumatology and Orthopaedics: podgayo@yahoo.com

УДК 616.728.3-007(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021180-85>

## Нестабільність колінного суглоба за умов уроджених вад розвитку нижніх кінцівок (огляд літератури)

С. О. Хмизов, Є. С. Якушкін, Є. С. Кацалап

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

*It is impossible to find out the number of patients with knee joint instability (KJI) in case of congenital malformations of the lower extremities (CMLE). Children, adolescents and young people usually adapt well to this abnormality, so they rarely present with symptoms of instability, even with positive tests. The main reasons for the manifestation of KJI in CMLE are inadequate loading, injuries of the lower extremity and surgical correction. Objective. Based on the assessment of the scientific literature to define the KJI terminology, to identify the main causes of its development and clinical manifestations in conditions of CMLE, to identify trends in the treatment tactics. Methods. More than 500 articles from international libraries PubMed, NCBI, Google Scholar, Medscape, MedlinePlus were searched and analyzed. Taken into account the rarity of the abnormality and the small amount of research in recent years, the depth of the search was 25 years. Results. KJI in children with CMLE may be a consequence of congenital structural features of the lower extremity (isolated malformation in the form of agenesis of the cruciate ligaments or inferiority of the ligament of the knee joint in complex abnormality) and complication of surgical correction of longitudinal defects of the extremities. As the abnormality is not well studied, the tactics for such patients still remain the topic of discussion. The expediency of surgical stabilization of the knee joint has not been conclusively proven due to the fact that in the case of its anomalies certain adaptive mechanisms are formed, which on the one hand are not appropriate to violate, and on the other hand, the current level of medicine allows to promote patients' functional capabilities, inducing KJI progressing. Conclusions. Children with CMLE adapt well to the concomitant KJI, so in everyday life and prior to surgical correction of CMLE, it does not bother patients. Particular attention should be paid to the stability of the knee joint both before and during prolongation and correction of deformity. The variability and severity of CMLE determines the implementation of multi-stage surgical treatment and surgical stabilization of the knee joint to improve extremity function may be one of them. Key words. Children, knee joint instability, congenital malformations, lower extremities, surgical treatment.*

*З'ясувати кількість хворих із нестабільністю колінного суглоба (НКС) у разі вроджених вад розвитку нижніх кінцівок (ВВРНК) неможливо. Діти, підлітки та молоді люди здебільшого добре адаптуються до цієї патології, тому рідко скаржаться на симптоми нестабільності, навіть у разі позитивних клінічних тестів. Основними причинами прояву НКС за ВВРНК є неадекватне навантаження, травми нижньої кінцівки та хірургічна корекція. Мета. На підставі аналізу наукової літератури дати визначення НКС, виділити основні причини її розвитку та клінічні прояви за умов ВВРНК, виявити тенденції щодо лікувальної тактики. Методи. Проведено пошук і проаналізовано понад 500 статей із міжнародних бібліотек PubMed, NCBI, Google Scholar, Medscape, MedlinePlus. Ураховуючи рідкість патології та незначний обсяг досліджень останніми роками, глибина пошуку склала 25 років. Результати. НКС у дітей у разі ВВРНК може бути наслідком уроджених особливостей будови нижньої кінцівки (ізолювана вада розвитку у вигляді агенезії схрещених зв'язок або неповноцінність зв'язкового апарату колінного суглоба в складі комплексної патології) та ускладненням хірургічної корекції поздовжніх дефектів кінцівок. Оскільки патологія мало вивчена, то тактика ведення таких пацієнтів дотепер залишається предметом дискусій. Остаточо не доведено доцільність хірургічної стабілізації колінного суглоба через те, що в разі його аномалій формуються певні адаптивні механізми, які, з одного боку, не доречно порушувати, а з іншого — сучасний рівень розвитку медицини дозволяє збільшити функціональні можливості пацієнтів, провокуючи прогресування НКС. Висновки. Діти з ВВРНК добре адаптуються до супутньої НКС, тому в повсякденному житті та до хірургічної корекції ВВРНК вона не турбує пацієнтів. Особливу увагу необхідно приділяти стабільності колінного суглоба як до, так і під час подовження та корекції деформації. Варіабельність і складність ВВРНК обумовлює виконання багатовікового хірургічного лікування й одним із них може бути хірургічна стабілізація колінного суглоба для покращення функції кінцівки.*

**Ключові слова.** Діти, нестабільність колінного суглоба, уроджені вади розвитку, нижні кінцівки, хірургічне лікування

## Вступ

Об'єктивно з'ясувати кількість хворих із нестабільністю колінного суглоба (НКС) за умов уроджених вад розвитку нижніх кінцівок (УВРНК) неможливо. Діти і підлітки, а також молоді люди, зазвичай, добре адаптуються до цієї патології, тому не часто скаржаться на симптоми нестабільності, навіть у разі позитивних результатів клінічних тестів [1]. Інформації про функціональні можливості в повсякденній активності або заняттях спортом у пацієнтів із УВРНК в літературі недостатньо.

На думку фахівців, основними причинами розвитку НКС за УВРНК є неадекватне навантаження, травматизація нижньої кінцівки та хірургічна корекція [2–5].

*Мета:* на підставі аналізу наукової літератури дати визначення нестабільності колінного суглоба, виділити основні причини її виникнення та клінічні прояви за умов уроджених вад розвитку нижніх кінцівок, виявити тенденції щодо вибору лікувальної тактики.

## Матеріал і методи

Проведено пошук за ключовими словами щодо НКС за УВРНК: етіологія розвитку, онтогенез анатомічних структур колінного суглоба, діагностика НКС, лікувальна тактика. Проаналізовано понад 500 статей із міжнародних бібліотек PubMed, NCBI, Google Scholar, Medscape, MedlinePlus. Зважаючи на рідкість патології та малий обсяг досліджень в обраному напрямку останніми роками, глибина пошуку склала 25 років.

## Результати та їх обговорення

### *Нестабільність колінного суглоба*

Термін «нестабільність колінного суглоба» має багато схожих значень. Наприклад, Н. В. Фаткуллін і Г. Ф. Жигаєв [6] трактують його як «гостре або хронічне порушення опорної функції колінного зчленування, що формується вна-

слідок різноманітних захворювань і ушкоджень. Воно проявляється у вигляді нестійкості (надлишкової амплітуди рухів) та звихів у суглобі». D. S. Logerstedt і співавт. [7] вважають, що це «стан, за якого елементи суглоба надлишково рухомі відносно свого нормального положення». У підручнику з травматології та ортопедії під редакцією Г. Г. Голки [8] «НКС — патологія, за якої відмічають надмірну рухомість або, навпаки, недостатню амплітуду рухів, що виникає через зміщення суглобових поверхонь».

НКС унаслідок УВРНК є відносно рідкісним станом. Основними причинами вважають:

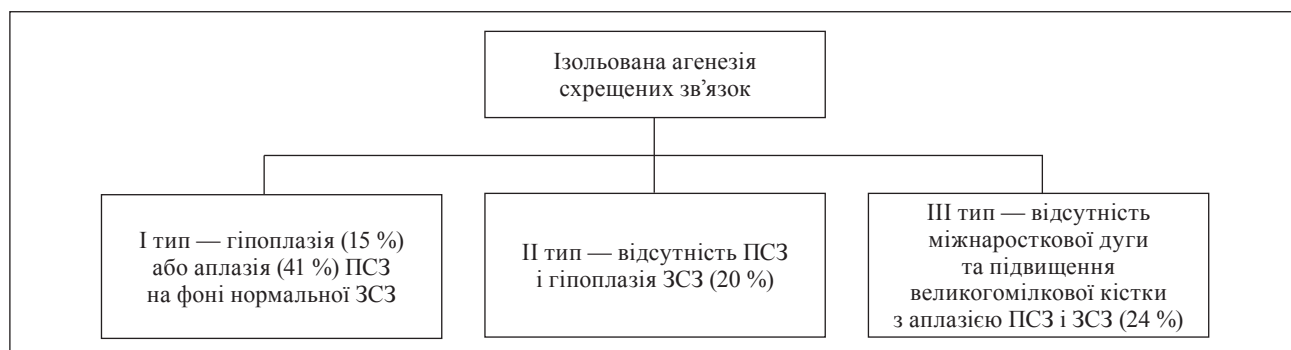
1. Ізольовану агенезію схрещених зв'язок — патологію нижньої кінцівки, за якої спостерігають уроджену відсутність схрещених зв'язок за умови відсутності комплексних опорно-рухових аномалій. За класифікацією Н. М. Mapper поділяється на три типи (рисунок);

2. У складі комплексних опорно-рухових аномалій нижньої кінцівки [9]: клишоногість [10], синдром Ларсена [11], артрогрипоз [12], TAR (Thrombocytopenia-absent radius)-синдром [13], аномалії розвитку менісків [14, 15], вади розвитку наколінка [16], уроджені поздовжні дефекти нижньої кінцівки — гіпоплазія стегнової кістки, малогомілкової та великогомілкової геміметалії [2, 9–11, 17–25];

3. Уроджений вивих гомілки, який проявляється з частотою 1 на 100 000 новонароджених, але є думка, що аномалії ПСЗ у цьому випадку мають вторинне значення, а головна причина — фіброз чотириголового м'яза стегна або облітерація наколінка [21].

### *Онтогенез структур колінного суглоба*

Незважаючи на численні дослідження, розвиток схрещених зв'язок ще не повністю зрозумілий. Доведено, що закладання всіх органів тіла відбувається в перші вісім тижнів постовуляторного періоду ембріонального розвитку плода [27–29]. У наукових роботах R. O'Rahilly [29, 30] цей період розділено на 23 стадії.



**Рисунок.** Типи ізольованої агенезії схрещених зв'язок. ПСЗ — передня схрещена зв'язка, ЗСЗ — задня схрещена зв'язка

Позрізово досліджено закладання та розвиток органів ембріона. Доведено, що між сьомим і десятим тижнями внутрішньоутробного розвитку плода утворюються структури колінного суглоба в результаті прямої конденсації та диференціації тканини міжхондрального диска [31]. Згідно з R. O'Rahilly схрещені зв'язки можуть з'являтися на 20-й стадії, але частіше — на 21-й. Меніски, капсула колінного суглоба і схрещені зв'язки виникають зі спільної бластими, що пояснює звичайне поєднання аномалій цих структур [4]. На 22 і 23-й схрещені зв'язки виявлені у вигляді конденсації клітин із кровеносними судинами навколо них. Проте тривають дискусії, чи є зміна контурів міжвиросткової ямки стегнової кістки та міжвиросткового підвищення великогомілкової вродженими явищами або вторинною реакцією на недорозвинення схрещених зв'язок [32]. У 1967 році В. Giorgi [33] висунув теорію, що розвиток міжвиросткового підвищення великогомілкової кістки залежить від напруження схрещених зв'язок, тому їхня вроджена відсутність, відповідно, призводить до дисплазії цієї структури.

#### *Патогенез розвитку НКС і компенсаторних механізмів стабілізації*

Як було зазначено, основними причинами прояву НКС є провокація суглоба надмірними фізичними навантаженнями, травми та хірургічна корекція УВРНК [2–5]. Через те, що вплинути на навантаження та частоту травм неможливо, необхідно звернути увагу на так звані «суглобові ускладнення» — один із найважчих типів у разі подовження сегментів кінцівки. У 1960–1990 рр., на початку епохи використання апаратів зовнішньої фіксації (АЗФ), корекція вад опорно-рухової системи за їхньою допомогою супроводжувалась значною кількістю ускладнень, 30 % з яких становили вивихи в суміжних суглобах [10, 34, 35]. Їхню появу пов'язували з недосконалістю методики та власне пристроїв. Тому надалі були докладені зусилля для покращення фіксаторів, що привело до створення таких конструкцій, як модифікований апарат Ілізарова (Smith and Nephew, Memphis, TN, USA) або Orthofix (Orthofix, Verona, Italy), системи Hexapod для рами Тейлора (TSF, Smith and Nephew, Memphis, TN, USA) або рама Ortho-SUV (Ortho-SUV Ltd., Санкт-Петербург, Російська Федерація), що дало змогу зменшити частоту суглобових ускладнень. Для збільшення комфорту та зниження кількості негативних наслідків лікування УВРНК було запропоновано методики подовження кінцівок за допомогою моторизованих зростаючих стрижнів, які в теорії

дозволяли контролювати стабільність колінного суглоба. Але й у разі використання стрижнів FITBONE (Wittenstein Intens GmbH, Igersheim, Німеччина), PRECICE (NuVasive, Сан-Дієго, Каліфорнія, США) та Phenix (Phenix Medical, Париж, Франція) спостерігали ускладнення у вигляді розвитку НКС та вивиху гомілки [36–39]. Аналізуючи статистичні дані можна припустити, що причиною ускладнень були не лише недосконалі фіксатори та методики, а й вади стабілізуювальних структур суглоба.

У літературі не описано точних компенсаторних механізмів, які дозволяють клінічно замаскувати вроджений дефект колінного суглоба. Одним із можливих пояснень є нервово-м'язовий механізм, тобто здатність керувати зміною напруження в м'язах і, відповідно, силою натягнення через тонко налаштовані рефлекторні ланцюги й активний відклик м'язових волокон. Уважають, що цей фізіологічний механізм — основний і критичний чинник динамічної стабільності колінного суглоба [25, 40–44], що знайшло відображення в роботі Т. S. Buchanan і D. G. Lloyd на тему м'язової адаптації після травми ПСЗ [45]. У літературі ми не знайшли детальних досліджень щодо змін у м'язах у разі їхньої тривалої дистракції, хоча й відмічені порушення у фізіології м'язів сегмента, який подовжують. Наприклад, проф. С. О. Хмизов експериментально довів, що в разі подовження стегнової кістки за допомогою АЗФ тонус та напруження м'язів змінювалися непропорційно, а наприкінці дистракції напруження передньої групи м'язів перевищувало показники задньої більш ніж у три рази [46].

#### *Особливості діагностики НКС у дітей із УВРНК*

Діагностика НКС у дітей із УВРНК не відрізняється від загальноприйнятих стандартів і складається зі збору анамнезу, огляду, функціональних проб та інструментальних досліджень (УЗД, за необхідності МРТ) [8, 47–50].

За допомогою рентгенографії можна опосередковано діагностувати агенезію схрещених зв'язок, оскільки за цих умов не розвивається міжвиросткове підвищення великогомілкової кістки та відмічається гіпоплазія дистального відділу стегнової (зменшення розмірів виростків, міжвиросткової ямки або її відсутність). Це дозволяє диференціювати вроджену та травматичну НКС [11, 19, 51].

Найбільш точним способом діагностики НКС вважають артроскопію, хоча вона не є методом вибору через інвазивність і необхідність у технічному забезпеченні [52].



### Лікування НКС за УВРНК

Ураховуючи рідкісний характер патології, спеціалісти дотепер не дійшли єдиної думки щодо вибору оптимального алгоритму лікування НКС за УВРНК.

Деякі автори вважають, що показань до хірургічної стабілізації колінного суглоба немає з кількох причин: патологія, зазвичай, не обмежує можливості пацієнтів у повсякденному житті, а операція є технічно складною та супроводжується значним відсотком негативних результатів. Анатомія суглоба за УВРНК є аномальною, але вроджено функціонально скомпенсованою, тому основну увагу слід приділяти консервативному лікуванню (фізіотерапія та ЛФК) [52, 53].

Інші фахівці, навпаки, наполягають на хірургічній стабілізації НКС за УВРНК. Корекція деформацій і різниці довжини нижніх кінцівок за УВРНК дозволяє збільшити функціональні можливості дітей, що призводить до підвищення навантаження на нестабільний колінний суглоб. У подальшому це спричинює передчасне руйнування суглобових поверхонь і розвиток артрозо-дистрофічних змін. Важливо враховувати, що часто спеціалісти та батьки в процесі лікування дітей із УВРНК у першу чергу виконують корекцію осьової деформації або довжини кінцівок, які легко діагностувати й отримати видимий ефект хірургії, проте мінімальну увагу приділяють супутній НКС [18, 21, 22, 54–56]. Тому доволі частим ускладненням після подовження нижніх кінцівок є вивих або підвивих гомілки. Для захисту кульшового суглоба від подальшого ушкодження під час корекції УВРНК використовують фіксацію шарнірними монолатеральними або круговими системами, інтенсивну фізичну підготовку терапію, зміну швидкості дистракції до повної зупинки, короткочасну компресію у фіксаторі, за допомогою якого виконують корекцію. Є повідомлення про сприятливі результати реконструкції схрещених зв'язок, але віддалені не описано. Артроскопічну стабілізацію колінного суглоба у випадках УВРНК виконують рідко, лише за ізольованої агенезії ПСЗ. У разі патології обох схрещених зв'язок, або загальної НКС артроскопічне відновлення зв'язок недоцільне через те, що для створення правильної ізометрії трансплантатів і відтворення фізіологічного обсягу рухів і стабільності суглоба необхідне анатомічне розташування трансплантатів обох зв'язок, що неможливо за наявності гіпопластичних виростків стегнової кістки. Також важко, а іноді й неможливо виконати артроскопічно значну пластику міжвиростко-

вої ямки стегнової кістки, або її часткову резекцію [57–60].

З огляду на анатомічні особливості колінного суглоба за умов УВРНК для хірургічного лікування НКС більш доречно використовувати методики позасуглобової стабілізації, які не порушують внутрішньосуглобові адаптивні механізми. Найбільш комплексною процедурою позасуглобової стабілізації колінного суглоба є методика SUPER knee (Systematic Utilitarian Procedure for Extremity Reconstruction) за D. Paley [22], яка дає змогу за допомогою зв'язок, утворених із широкої фасції стегна, позасуглобово відтворити функціональні аналоги ПСЗ і ЗСЗ та зміцнити обидві зв'язки.

### Висновки

Діти з УВРНК добре адаптуються до супутньої НКС, тому в повсякденному житті вона мало привертає увагу пацієнтів та їх батьків. Проте необхідно пам'ятати про ризик розвитку НКС до початку подовження та корекції деформації, оскільки УВРНК є варіабельними та складними й обумовлюють проведення багатоетапного хірургічного лікування.

Хороший функціональний результат корекції поздовжніх дефектів нижніх кінцівок може бути досягнуто лише в разі дотримання загальних правил корекції вад кінцівок із урахуванням профілактики НКС та, за необхідності, її хірургічної корекції. Основні показання до такого типу оперативного лікування — симптоматична НКС, яка не компенсується, незважаючи на консервативне лікування, підвивих/вивих під час або до процедури подовження, хірургічне лікування вродженого вивиху гомілки.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

### Список літератури

1. Indelicato P. A. Isolated medial collateral ligament injuries in the knee / P. A. Indelicato // *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. — 1995. — Vol. 3 (1). — P. 9–14. — DOI: 10.5435/00124635-199501000-00002.
2. Knee trauma: cruciate ligament dysplasia associated with fibular hemimelia / M. Chelli-Bouaziz, N. Bouaziz, M. P. Bianchi-Zamorani [et al.] // *European Radiology*. — 2003. — Vol. 13 (10). — P. 2402–2404. — DOI: 10.1007/s00330-003-1892-x.
3. De Ponti A. Bilateral absence of the anterior cruciate ligament / A. De Ponti, V. Sansone, M. De Gama Malcher // *Arthroscopy*. — 2001. — Vol. 17 (6). — Article ID: e26. — DOI: 10.1053/jars.2001.22411.
4. Dysplasia of the cruciate ligaments: radiographic assessment and classification / H. M. Manner, C. Radler, R. Ganger, F. Grill // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 2006. — Vol. 88 (1). — P. 130–137. — DOI: 10.2106/JBJS.E.00146.
5. Knee deformity in congenital longitudinal deficiencies of the lower

- extremity / H. M. Manner, C. Radler, R. Ganger, F. Grill // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — Vol. 448. — P. 185–192. — DOI: 10.1097/01.blo.0000218733.38753.90.
6. Фаткуллин Н. В. Современные подходы к оперативному лечению поврежденных крестообразных связок коленного сустава (обзор литературы) / Н. В. Фаткуллин, Г. Ф. Жигаев // *Acta Biomedica Scientifica*. — 2006. — № 6. — С. 226–228.
  7. Knee stability and movement coordination impairments: knee ligament sprain / D. S. Logerstedt, D. Scalzitti, M. A. Risberg [et al.] // *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. — Vol. 47 (11). — P. A1–A47. — DOI: 10.2519/jospt.2017.0303.
  8. Травматология та ортопедія: підручник для студ. вищих мед. навч. закладів / за ред. Г. Г. Голки, О. А. Бур'янова, В. Г. Климовицького. — Вінниця : Нова книга, 2013. — 400 с.
  9. Mindler G. T. The unstable knee in congenital limb deficiency / G. T. Mindler, C. Radler, R. Ganger // *Journal of Children's Orthopaedics*. — 2016. — Vol. 10 (6). — P. 521–528. — DOI: 10.1007/s11832-016-0784-y.
  10. Outcome of limb lengthening in fibular hemimelia and a functional foot / M. Changulani, F. Ali, E. Mulgrew [et al.] // *Journal of Children's Orthopaedics*. — 2010. — Vol. 4. — P. 519–524. — DOI: 10.1007/s11832-010-0291-52981715.
  11. Johnson K. Congenital and developmental abnormalities of the knee / K. Johnson, A. M. Davies // *Imaging of the knee. Medical radiology (diagnostic imaging)* / A. M. Davies, V. Casar-pullicino (eds). — Springer, Berlin, Heidelberg, 2003.
  12. Kwan K. Arthrogryposis and congenital absence of the anterior cruciate ligament: a case report / K. Kwan, K. Ross // *Knee*. — 2009. — Vol. 16 (1). — P. 81–82. — DOI: 10.1016/j.knee.2008.08.004.
  13. Agenesis of cruciate ligaments and menisci causing severe knee dysplasia in tar syndrome / D. Heron, C. Bonnard, C. Moraine, A. Toutain // *Journal of Medical Genetics*. — 2001. — Vol. 38 (8). — Article ID: e27. — DOI: 10.1136/jmg.38.8.e27.
  14. Mitsuoka T. Osteochondritis dissecans of the medial femoral condyle associated with congenital hypoplasia of the lateral meniscus and anterior cruciate ligament / T. Mitsuoka, S. Horibe, M. Hamada // *Arthroscopy*. — 1998. — Vol. 14 (6). — P. 630–633. — DOI: 10.1016/s0749-8063(98)70063-5.
  15. Congenital absence of the anterior cruciate ligament associated with discoid meniscus / I. P. Zorli, D. Gallone, S. Guerrasio [et al.] // *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. — 2004. — Vol. 5 (2). — P. 106–109.
  16. Malumed J. Congenital absence of the anterior and posterior cruciate ligaments in the presence of bilateral absent patellae / J. Malumed, R. Hudanich, M. Collins // *The American Journal of Knee Surgery*. — 1999. — Vol. 12 (4). — P. 241–243.
  17. The long-term function of the knee in patients with fibular hemimelia and anterior cruciate ligament deficiency / D. A. Crawford, B. J. Tompkins, G. O. Baird, P. M. Caskey // *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. — 2012. — Vol. 94 (3). — P. 328–333. — DOI: 10.1302/0301-620x.94b3.27997.
  18. Congenital hypoplasia of the fibula: clinical manifestations / M. Cuervo, J. Albinana, J. Cebrian [et al.] // *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*. — 1996. — Vol. 5 (1). — P. 35–38. — DOI: 10.1097/01202412-199605010-00007 1996;5:35–38.
  19. Single time angular deformity correction and treatment of knee instability in congenital fibular hemimelia A case report / D. Figueroa, R. Calvo, I. E. Villalon [et al.] // *Knee*. — 2012. — Vol. 19. — P. 504–507. — DOI: 10.1016/j.knee.2011.07.009.
  20. Limb lengthening and deformity correction in children with abnormal bone / A. Popkov, S. Ducic, M. Lazovic [et al.] // *Injury*. — 2019. — Vol. 50 (Suppl 1). — P. S79–S86. — DOI: 10.1016/j.injury.2019.03.045.
  21. Lengthening with external fixation is effective in congenital femoral deficiency / D. E. Prince, J. E. Herzenberg, S. C. Standard, D. Paley // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2015. — Vol. 473 (10). — P. 3261–3271. — DOI: 10.1007/s11999-015-4461-04562947.
  22. Paley D. Treatment of congenital femoral deficiency. Operative techniques in orthopaedic surgery / D. Paley, S. C. Standard, S. W. Wiesel. — Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2010. — P. 1202–1223.
  23. Recurrence of axial malalignment after surgical correction in congenital femoral deficiency and fibular hemimelia / C. Radler, G. Antonietti, R. Ganger, F. Grill // *International Orthopaedics*. — 2011. — Vol. 35. — P. 1683–1688. — DOI: 10.1007/s00264-011-1266-y3193965.
  24. Roux M. O. Clinical examination and investigation of the cruciate ligaments in children with fibular hemimelia / M. O. Roux, H. Carliz // *Journal of Pediatric Orthopedics*. — 1999. — Vol. 19 (2). — P. 247–251. — DOI: 10.1097/01241398 19990300 000022.
  25. Internal lengthening device for congenital femoral deficiency and fibular hemimelia / L. Shabtai, S. C. Specht, S. C. Standard, J. E. Herzenberg // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2014. — Vol. 472. — P. 3860–3868. — DOI: 10.1007/s11999-014-3572-34397748.
  26. Buckup K. Clinical test for the musculoskeletal system: examinations – signs – phenomena / K. Buckup, J. Buckup. — 3<sup>rd</sup> ed. — Thieme, Stuttgart, 2016. — 400 p.
  27. Keith A. Human embryology and morphology / A. Keith. — William Wood & Co, Baltimore, MD, USA.
  28. Development of the human knee joint ligaments / J. A. Merida-Velasco, I. Sanchez-Montesinos, J. Espin-Ferra [et al.] // *The Anatomical Record*. — 1997. — Vol. 248 (2). — P. 259–268. — DOI: 10.1002/(SICI)1097-0185(199706)248:2<259::AID-AR13>3.0.CO;2-O.
  29. Gardner E. The early development of the knee joint in staged human embryos / E. Gardner, R. O'Rahilly // *Journal of Anatomy*. — 1968. — Vol. 102 (2). — P. 289–299.
  30. O'Rahilly R. The early prenatal development of the human knee joint / R. O'Rahilly // *Journal of Anatomy*. — 1951. — Vol. 85 (2). — P. 166–170.
  31. Ratajczak W. Early development of the cruciate ligaments in staged human embryos / W. Ratajczak // *Folia Morphologica*. — 2000. — Vol. 59 (4). — P. 285–290.
  32. Chahla J. Ligament reconstruction in congenital absence of the anterior cruciate ligament / J. Chahla, C. Pascual-Garrido, S. A. Rodeo // *HSS Journal : The Musculoskeletal Journal of Hospital for Special Surgery*. — 2015. — Vol. 11 (2). — P. 177–181. — DOI: 10.1007/s11420-015-9448-6.
  33. Giorgi B. Morphologic variations of the intercondylar eminence of the knee / B. Giorgi // *Clinical Orthopaedics*. — 1956. — Vol. 8. — P. 209–217.
  34. Accuracy of complex lower-limb deformity correction with external fixation: a comparison of the taylor spatial frame with the ilizarov ring fixator / H. M. Manner, M. Huebl, C. Radler [et al.] // *Journal of Children's Orthopaedics*. — 2007. — Vol. 1 (1). — P. 55–61. — DOI: 10.1007/s11832-006-0005-1.
  35. A comparative study of the correction of femoral deformity between the ilizarov apparatus and ortho-suv frame / D. Paley, L. N. Solomin, E. A. Shchepkina [et al.] // *International Orthopaedics*. — 2014. — Vol. 38. — P. 865–872. — DOI: 10.1007/s00264-013-2247-0.
  36. Baumgart R. A fully implantable motorized intramedullary nail for limb lengthening and bone transport / R. Baumgart, A. Betz, L. Schweiberer // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 1997. — Vol. 343. — P. 135–143. — DOI: 10.1097/00003086-199710000-00023.
  37. Femoral lengthening with a motorized intramedullary nail / J. Horn, A. H. Dagsgard, S. Huhnstock, H. Steen // *Acta Orthopædica*. — 2015. — Vol. 86. — P. 248–256. — DOI: 10.1097/17453674.2014.9606474404780.
  38. Kirane Y. M. Precision of the precise internal bone lengthen-

- ing nail / Y. M. Kirane, A. T. Fragomen, S. R. Rozbruch // *Clinical Orthopaedics AND Related Research*. — 2014. — Vol. 472 (12). — P. 3869–3878. — DOI: 10.1007/s11999-014-3575-04397804.
39. Motorized intramedullary nail for management of limb-length discrepancy and deformity / S. R. Rozbruch, J. G. Birch, M. T. Dahl, J. E. Herzenberg // *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. — 2014. — Vol. 22 (7). — P. 403–409. — DOI: 10.5435/jaaos-22-07-403.
  40. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee / K. S. Rudolph, M. J. Axe, T. S. Buchanan [et al.] // *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. — 2001. — Vol. 9 (2). — P. 62–71. — DOI: 10.1007/s001670000166.
  41. Diagnosis and treatment of injuries to the posterolateral ligament complex / J. P. Rue, C. K. Kilcoyne, C. J. Dickens, C. M. Kluk // *The Journal of Knee Surgery*. — 2011. — Vol. 24 (3). — P. 143–150. — DOI: 10.1055/s-0031-1284726.
  42. Specificity of muscle action after anterior cruciate ligament injury / G. N. Williams, P. J. Barrance, L. Snyder-Mackler [et al.] // *Journal of Orthopaedic Research*. — 2003. — Vol. 21 (6). — P. 1131–1137. — DOI: 10.1016/s0736-0266(03)00106-2.
  43. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists / G. N. Williams, T. Chmielewski, K. Rudolph // *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. — 2001. — Vol. 31 (10). — P. 546–566. — DOI: 10.2519/jospt.2001.31.10.546.
  44. Wojtyś E. M. Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities / E. M. Wojtyś, L. J. Huston // *The American Journal of Sports Medicine*. — 1994. — Vol. 22 (1). — P. 89–104. — DOI: 10.1177/0363546594022 00116.
  45. Buchanan T. S. Muscle activation at the human knee during isometric flexion-extension and varus-valgus loads / T. S. Buchanan, D. G. Lloyd // *Journal of Orthopaedic Research*. — 1997. — Vol. 5 (1). — P. 11–17. — DOI:10.1002/jor.1100150103.
  46. Хмизов С. А. Удлинение и коррекция деформаций бедра у детей и подростков компрессионно-дистракционными аппаратами на основе стержней : автореф. дисс. ... к. мед. н. / С. А. Хмизов. — Киев, 1993. — 19 с.
  47. Ортопедія і травматологія / за ред. проф. О. М. Хвисьюка. — Харків, 2013. — 656 с.
  48. Knee injury and osteoarthritis outcome score or international knee documentation committee subjective knee form: which questionnaire is most useful to monitor patients with an anterior cruciate ligament rupture in the short term? / B. I. Meer, D. E. Meuffels, M. M. Vissers [et al.] // *Arthroscopy*. — 2013. — Vol. 29 (4). — P. 701–715. — DOI: 10.1016/j.arthro.2012.12.015.2.
  49. Clinical examination of the knee: know your tools for diagnosis of knee injuries / R. Rossi, F. Dettoni, M. Bruzzone, U. Cottino // *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*. — 2011. — Vol. 3. — Article ID: 25. — DOI: 10.1186/1758-2555-3-25.
  50. Clinical examination of the knee / R. Rossi, M. Bruzzone, F. Dettoni, F. Margheritini // *Orthopedic Sports Medicine, Principles and Practice* // Ed. F. Margheritini, R. Rossi. — Milan: Springer, 2010. — P. 319–340.
  51. Dohle J. The «empty» cruciate ligament notch. Aplasia or trauma aftereffect / J. Dohle, D. A. Kumm, M. Braun // *Unfallchirurg*. — 2000. — Vol. 103. — P. 693–695. — DOI: 10.1007/s001130050604.
  52. Arthroscopically pertinent anatomy of the anterolateral and posteromedial bundles of the posterior cruciate ligament / C. J. Anderson, C. G. Ziegler, C. A. Wijdicks [et al.] // *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. — 2012. — Vol. 94 (21). — P. e1936–e1945. — DOI: 10.2106/JBJS.K.01710.
  53. Schindler O. S. Surgery for anterior cruciate ligament deficiency: a historical perspective / O. S. Schindler // *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy*. — 2012. — Vol. 20 (1). — P. 5–47. — DOI: 10.1007/s00167-011-1756-x.
  54. Custom knee device for knee contractures after internal femoral lengthening / A. Bhave, L. Shabtai, P. H. Ong [et al.] // *Orthopedics*. — 2015. — Vol. 38. — P. e567–e572. — DOI: 10.3928/01477447-20150701-53.
  55. Limb lengthening by implantable limb lengthening devices / D. Paley, M. Harris, K. Debiparshad, D. Prince // *Techniques in Orthopaedics*. — 2014. — Vol. 29. — P. 72–85. — DOI: 10.1097/bto.0000000000000072.
  56. Defining patho-anatomy of the knee in congenital longitudinal lower limb deficiencies / K. A. Saldanha, C. M. Blakey, P. Broadley, J. A. Fernandes // *Journal of Limb Lengthening & Reconstruction*. — 2016. — Vol. 2 (1). — P. 48–54. — DOI: 10.4103/24553719.182576.
  57. Unilateral aplasia of both cruciate ligaments / M. Balke, J. Mueller-Huebenthal, S. Shafizadeh [et al.] // *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. — 2010. — Vol. 5 (1). — Article ID: 11. — DOI:10.1186/1749-799x-5-11.
  58. Jackson D. W. Reconstructive knee surgery / D. W. Jackson. — Philadelphia : Lippincot William and Wilkins; 2008.
  59. Congenital absence of the anterior cruciate ligament: eight cases in the same family / R. Frikha, J. Dahmene, R. Hamida [et al.] // *Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de L'appareil Moteur*. — 2005. — Vol. 91 (7). — P. 642–648. — DOI: 10.1016/s0035-1040(05)84468-x.
  60. Gabos P. G. Knee reconstruction in syndromes with congenital absence of the anterior cruciate ligament / P. G. Gabos, G. El Rassi, J. Pahys // *Journal of Pediatric Orthopedics*. — 2005. — Vol. 25. — P. 210–214. — DOI: 10.1097/01.bpo.0000153874.74819.29.

Стаття надійшла до редакції 12.01.2021

## KNEE JOINT INSTABILITY IN CONDITIONS OF CONGENITAL MALFORMATIONS OF THE LOWER EXTREMITIES

S. O. Khmyzov, Ye. Yu. Yakushkin, Ye. S. Katsalap

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

✉ Sergij Khmyzov, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: s.khmyzov@gmail.com

✉ Yevgen Yakushkin: fregat.ya@gmail.com

✉ Yelizaveta Katsalap: lizaveta27@ukr.net

УДК 615.462:615.463]-042.2](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021186-91>

## Порівняльне оцінювання поліметилметакрилату та композитного кісткового цементу. Огляд результатів експериментальних досліджень

О. Є. Вирва<sup>1</sup>, О. В. Гончарук<sup>2</sup>, Н. С. Лисенко<sup>3</sup>

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

<sup>2</sup> КНП «Міська поліклініка № 10» Харківської міської ради. Україна

<sup>3</sup> Харківська медична академія післядипломної освіти МОЗ України

*Current article is a review of experimental studies of different bone cements types and their combinations. Providing of bone fragments stable fixation at osteosynthesis in cases of difficult multifragmental fractures, arthroplasties and other implants using especially in the osteoporosis conditions is a main task of orthopaedic surgery procedures. Polymethylmethacrylate (PMMA) is the first material that is answered to these requirements. The evolution of bone cements resulted in creation of a new composite substance — combination of PMMA and  $\beta$ -tricalciumphosphates ( $\beta$ -TCP). Combination of these two components allowed to provide high bioabsorbable, osteoconductive and osteointegrative properties along with sufficient durability. In the analyzed works the properties of composite cement CalCemex were evaluated in vivo experiment. It was found that in the case of PMMA penetration of bone tissue into the polymer structure did not occur. Under the conditions of using bone cement with  $\beta$ -TCP admixture, the formation of bone tissue was observed not only on the surface of the implant, but also in the external and internal pores. It is the presence of pores in CalCemex that the authors explain the possibility of penetration of cellular elements, blood vessels and bone formation. Moreover,  $\beta$ -TCP is included into this material and it is bioresorbed by osteoclasts. This leads to the release of calcium and phosphorus ions and, consequently, simplifies the attachment of the newly formed bone to the bone cement. We assume that composite cement like CalCemex type is a promising material for the treatment of various types of fractures and replacement of bone defects. It should be mentioned that research in this area is ongoing and intensive work is underway to synthesize and study the results of clinical application of composite bone cements with maximum bioactive properties that will not only strengthen bone tissue but also perform osteointegrative function. Key words. Bone cement, polymethylmethacrylate,  $\beta$ -tricalciumphosphates, experiment.*

*Наведено огляд експериментальних досліджень різних видів кісткових цементів, їхніх комбінацій. Забезпечення стабільної фіксації кісткових фрагментів під час остеосинтезу складних багатопламкових переломів, встановлення ендопротезів та інших імплантатів, особливо в умовах дефіциту кісткової тканини через остеопороз, — головне завдання ортопедичних втручань. Першим матеріалом, який максимально відповідав цим вимогам, виявився поліметилметакрилат (ПММА). Еволюція кісткових цементів привела до створення нової композитної речовини — комбінації ПММА і  $\beta$ -трикальційфосфату ( $\beta$ -ТКФ). Поєднання цих компонентів дозволило забезпечити високі біоабсорбтивні, остеокондуктивні й остеointегративні якості разом із достатньою міцністю. У проаналізованих роботах оцінено властивості композитного цементу CalCemex в експерименті in vivo. Виявлено, що в разі застосування ПММА проникнення кісткової тканини в структуру полімеру не відбувалося. За умов використання кісткового цементу з домішкою  $\beta$ -ТКФ спостерігали утворення кісткової тканини не лише на поверхні імплантата, а й у зовнішніх і внутрішніх порах. Саме наявністю пор у CalCemex автори пояснюють можливість проростання клітинних елементів, кровоносних судин і формування кісткової тканини. Крім того, до складу цього матеріалу входить  $\beta$ -ТКФ, який резорбується остеокластами, що приводить до вивільнення іонів кальцію та фосфору та, відповідно, спрощення прикріплення новоутвореної кістки до кісткового цементу. Припускаємо, що саме композитний цемент типу CalCemex є перспективним матеріалом для лікування різних видів переломів і заміщення кісткових дефектів. Варто зауважити, що дослідження в цьому напрямку тривають і ведеться інтенсивна робота щодо синтезу та вивчення результатів клінічного застосування різновидів композитних кісткових цементів із максимальними біоактивними властивостями, які не лише зміцнюватимуть кісткову тканину, а й виконуватимуть остеointегративну функцію.*

**Ключові слова.** Кістковий цемент, поліметилметакрилат,  $\beta$ -трикальційфосфат, експеримент

## Вступ

Стаття базується на огляді низки наукових праць, поєднаних загальною тематикою, а саме: експериментальним порівнянням різних видів кісткових цементів, їхніх комбінацій з іншими матеріалами та застосуванням в ортопедо-травматологічній практиці. Але основу нашого огляду склали матеріали трьох наукових статей з Італії, в яких наведено результати експериментальних досліджень щодо імплантації кісткового цементу на основі поліметилметакрилату (ПММА) і його комбінацій з іншими матеріалами в кісткову тканину з оцінкою їхньої біоактивності й міцності в живому організмі [1–3].

Одним із головних завдань сучасної ортопедії та травматології є забезпечення стабільної фіксації кісткових фрагментів під час остеосинтезу складних багатоуламкових переломів, створення надійної стабільності в разі встановлення ендопротезів та інших імплантатів, особливо в умовах дефіциту кісткової тканини через остеопороз. Першим матеріалом, який повною мірою відповідав зазначеним вимогам, виявився ПММА. На його основі й було розроблено кістковий цемент, який широко застосовують для фіксації ендопротезів, проведення вертебропластики, поліпшення надійності транспедикулярної фіксації під час вертебрологічних втручань за наявності остеопорозу [4–6]. ПММА зручний і простий у використанні, добре візуалізується під час проведення контрольних радіологічних досліджень і за умов подальшого динамічного спостереження пацієнтів у віддаленому післяопераційному періоді. Разом із тим, під час полімеризації ПММА завжди спостерігається підвищення місцевої температури, локальний токсичний ефект мономерного компоненту цементу на прилеглі тканини, загальний патологічний вплив на систему гомеостазу організму, розвиток гранулом у зоні контакту «кістка – ПММА». Також досить важливим моментом у разі використання саме цього матеріалу є повна відсутність проростання кісткової тканини в полімер [6, 7, 9]. Із огляду на наявність подібних ускладнень, а також у зв'язку зі збільшенням кількості встановлюваних імплантатів (наприклад, лише в США виконують понад 500 000 імплантацій на рік) учені постійно ведуть пошук якісніших матеріалів для застосування в ортопедії та травматології, які мають меншу

кількість побічних ефектів і кращу сумісність із тканинами опорно-рухової системи.

Одним із варіантів заміни ПММА є кальційфосфатний цемент (КФЦ), уперше застосований як наповнювач за умов втрати кісткової маси через травматичне ушкодження. Він показав високий рівень біологічної сумісності з кісткою, але водночас характеризувався слабкою міцністю, недостатньою рентгеноконтрастністю та виявився складним у використанні [10, 11]. Подальша еволюція кісткових цементів привела до створення нової композитної речовини — комбінації ПММА і  $\beta$ -трикальційфосфату ( $\beta$ -ТКФ) [2]. Італійська компанія Tecres SpA синтезувала і почала серійне виробництво матеріалу CalCemex, в якому поєднання компонентів ПММА і  $\beta$ -ТКФ дозволило забезпечити високі біоабсорбтивні, остеокондуктивні й остеointегративні якості разом із достатньою міцністю. Автори проаналізованих нами наукових робіт досліджували властивості цього композитного цементу в експерименті *in vivo*.

*Мета роботи:* забезпечити повніше та цілісніше сприйняття інформації про особливості кісткового цементу CalCemex для оцінки наявних результатів і розширення показань до його використання в ортопедії та травматології.

## Матеріал і методи

У наведених дослідженнях як модель *in vivo* використано новозеландських кролів, яким виконано хірургічні втручання на стегновій кістці [1, 2]. Стегнову кістку висвердлювали на глибину 6–30–40 мм (діаметр отвору від 2 до 4 мм) із подальшим заповненням отриманої порожнини кістковим цементом різного типу. У контрольній групі застосовано ПММА-цемент Mendec® Spine (Tecres SpA, Sommacampagna, Italy), в експериментальних — комбінований пористий цемент Porosectan® Tecres SpA. Останній характеризувався різною пористістю: у першій групі використано суміш із масою гранул 53 мкг (П-цемент), у другій — 53 мкг із додаванням гранул масою від 100 до 300 мкг (ПГ-цемент). Кролів першої групи виводили з експерименту через 8 тижнів після операції [1], другої — через 1, 2, 3, 6, 9, 12 міс. [2] Після відповідної обробки отриманих препаратів стегнових кісток кролів проведено макроскопію, рентгенографію, гістологічний аналіз, сканувальну електронну мікроскопію та здійснено забір мікропроб.

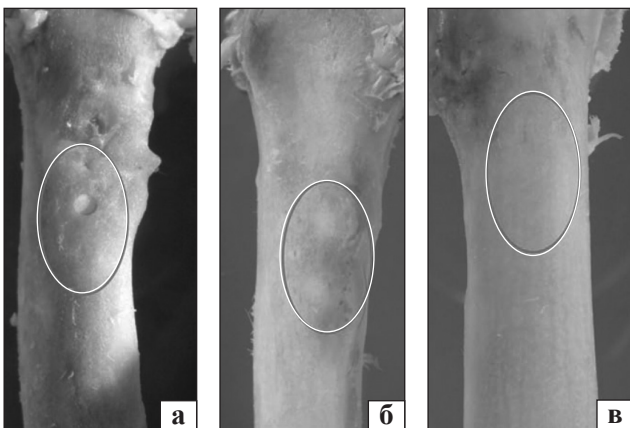
## Результати та їх обговорення

На макропрепаратах чітко візуалізували місця введення кісткового цементу з формуванням трьох типів поверхні: западини, горбку, рівної поверхні. На дотик пористий цемент був шорстким (рис. 1).

Рентгенологічне дослідження показало, що всі види цементу досить добре видно на рентгенограмах. При цьому пористий цемент візуалізувався у вигляді менш інтенсивного неоднорідного затемнення, ніж ПММА-цемент (рис. 2).

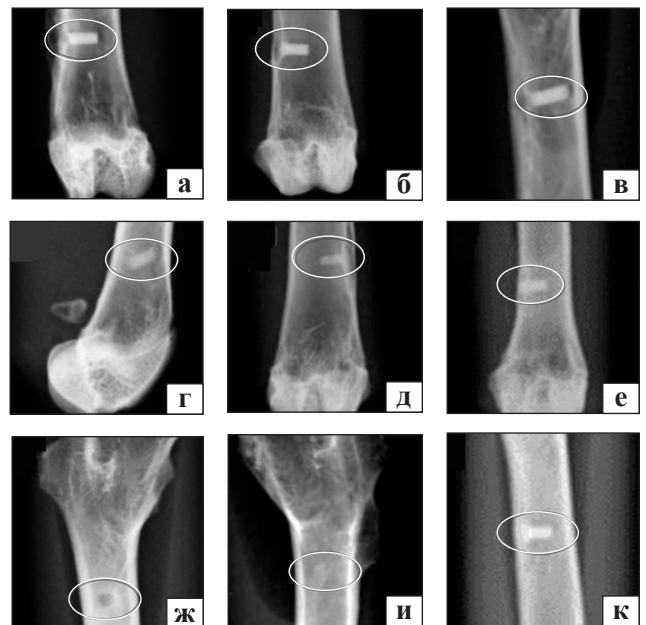
За допомогою сканувальної електронної мікроскопії в першому експерименті встановлено суцільну структуру ПММА-цементу, в якій зафіксовано поодинокі розриви, що, на думку вчених, є результатом технічного виконання маніпуляції, а не дефектом матеріалу. Під час вивчення препаратів П-цементу виявлено велику кількість пор: мікропори розміром 10–15 мкм і макропори розміром 100–250 мкм. Типовим було виникнення сферичних частинок діаметром близько 40 мкм, які розташовувалися в товщі цементу [1].

Автори другого дослідження виконали детальніший порівняльний аналіз залежно від терміну перебування імплантата в кістці [2]. Зокрема, через 1 міс. після операції навколо імплантата зафіксовано шар кісткової тканини різної товщини з низьким рівнем диференціації клітин у зразках як П-цементу, так і ПГ-цементу. У разі застосування ПММА-цементу такого процесу не спостерігали. Надалі відбувалося потовщення кістки та її перебудова. Запальної реакції не виявлено в жодному випадку. Міжклітинний матрикс визначали за позитивним забарвленням фуксином («Ф+»), а клітини остеобластичного диферону



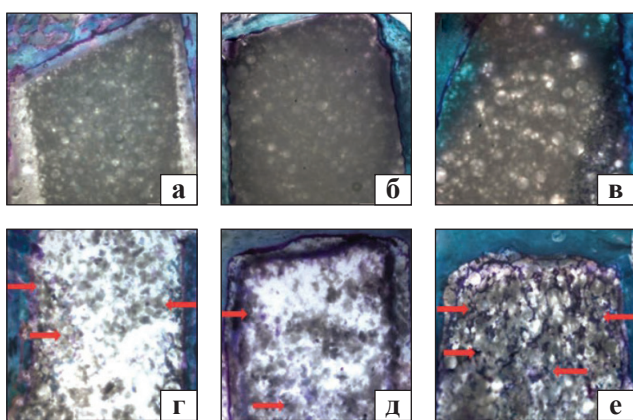
**Рис. 1.** Макроскопічне зображення стегнових кісток кролів: а) місце встановлення імплантата в вигляді поглиблення; б) горбок, як наслідок утворення кісткового мозоля; в) імплантат із гомогенною поверхнею [2]

забарвлювалися в синьо-фіолетовий колір унаслідок реакцій з толуїдиновим синім. У групі, де для пластики дефекту кістки використано ПММА-цемент не виявлено «Ф+» незалежно від терміну спостереження (рис. 3). Натомість у групі зі застосуванням П-цементу через 1 міс. визначено утворення ділянок «Ф+» тканини на периферії імплантата, а через 2 міс. вона проникала у знов сформовані порожнини на поверхні цементу і такий стан залишався незмінним до 12-го місяця. У разі використання ПГ-цементу гістологічна картина у перші 2 міс. спостереження була аналогічною, але починаючи з 3-го місяця відбулося проростання фіброblastів сполучної тканини в глибокі пори імплантата. Через 6 міс. у них визначено утворення остеодної тканини, яка до 12-го місяця набула вигляд пластинчастої кістки, в якій виявлено систему остеонів. Автори цієї статті використовували також сканувальну електронну мікроскопію та мікроаналіз, під час яких виявлено наявність рідко розташованих пор незалежно від терміну перебування цементу в кістці. Кістковий матрикс не виявлено [2]. Результати мікроаналізу були однакові для компонента ПММА-цементу як до застосування імплантата, так і після. У П-цементі виявлено пори до 100 мкм. Під час мікроаналізу зафіксовано наростання з 2-го по 6-й міс. кількості кальцію і фосфору в препараті.

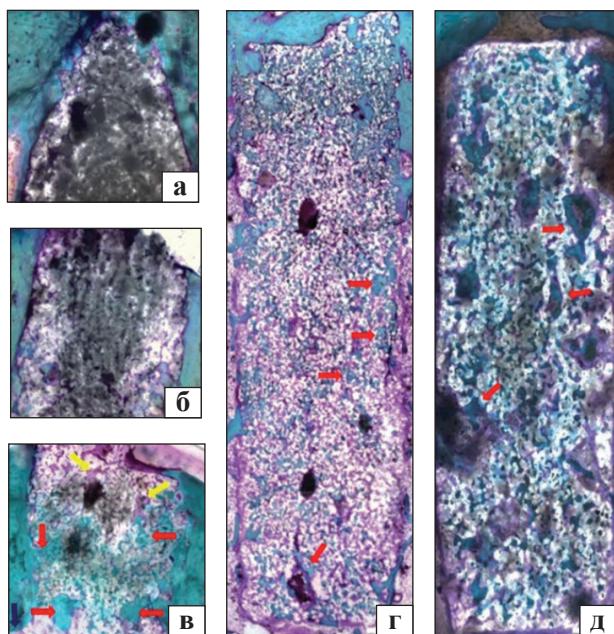


**Рис. 2.** Рентгенограми стегнових кісток кролів у трьох групах тварин: ПММА-цемент (а, б, в), П-цемент (г, д, е), ПГ-цемент (ж, и, к); 1-й (а, г, ж), 6-й (б, д, и) та 12-й місяці (в, е, к) після хірургічного втручання. На всіх рентгенограмах чітко видні місця імплантації, за виключенням 6 міс. у разі використання ПГ-цементу [2]

Поверхнєве морфологічне дослідження ПГ-цементу довело наявність пор розміром від 200 до 300 мкм. Після морфологічного аналізу визначено наявність у препаратах 1 і 2-го міс. великої кількості кальцію та фосфору у вигляді окремих гранул. На 3-й міс. зафіксовано ділянки, що нагадували за видом остеони і мали велику кількість кальцію і фосфору. На 6-й міс. відзначено зниження кількості гранулоподібних утворень і появу великої кількості ділянок із точною формою остеонів. Із 9 по 12-й міс. кількість гранулоподібних утворень продовжила зменшуватись за рахунок заміщення їх остеодними структурами.

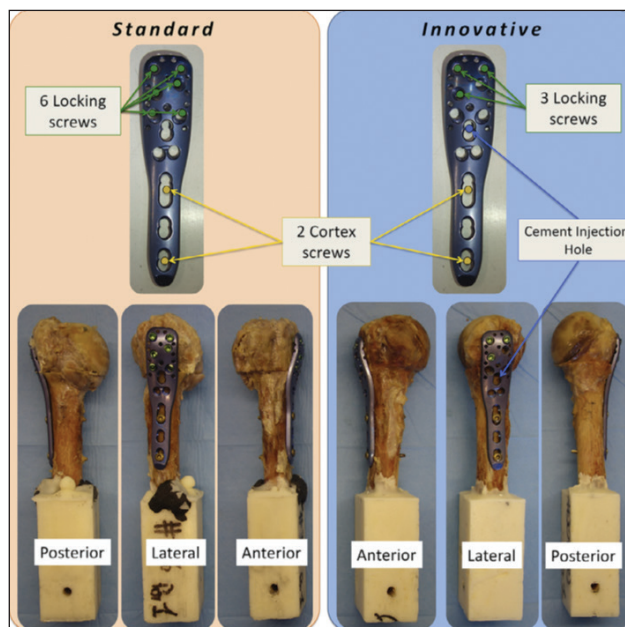


**Рис. 3.** Гістологічний препарат ПММА-цементу (а, б, в) і П-цементу (г, д, е), 1-й (а, г), 6-й (б, д) і 12-й (в, е) місяці спостереження. «Ф+» тканину видно на периферії імплантата (червоні стрілки) [2]



**Рис. 4.** Гістологічний препарат ПГ-цементу на 1-й (а), 3-й (б), 6-й (в), 9-й (г) і 12-й (д) місяці експерименту. «Ф+» тканину видно на периферії та всередині імплантата (червоні стрілки) [2]

Результати експериментальних досліджень на тваринах [1, 2] знайшли своє продовження в роботі на препаратах плечової кістки людини та були опубліковані в статті про використання комбінованого кісткового цементу на моделі переломів проксимального епіфіза плечової кістки [3]. Автори проаналізували хірургічні втручання за умов змодельованих переломів на препаратах плечової кістки зі застосуванням комбінації ПММА- і  $\beta$ -ТКФ-цементу. Вони підкреслили, що класичне лікування переломів проксимального епіметафіза плечової кістки, яке полягає у відкритій репозиції та фіксації відламків пластиною, має низку складнощів у пацієнтів віком 60 років і старше. Це пов'язано з наявністю остеопорозу, що істотно погіршує фіксацію гвинтів у кістці, знижує стабільність остеосинтезу, призводить до необхідності збільшення кількості фіксувальних елементів і, відповідно, підвищення ризику ушкодження суглобового хряща в момент виконання хірургічного втручання. Для зниження цих ризиків і підвищення міцності фіксації пластины ученими запропоновано методіку комбінованого застосування металоконструкції та кісткового цементу. Для проведення цього експерименту було відібрано шість пар кісток донорів старших за 55 років.



**Рис. 5.** Верхній рядок: пластина зі схемою розташування гвинтів за стандартної та інноваційної методик остеосинтезу. Нижній: пари плечових кісток після симуляції перелому та реконструкції за стандартною (ліві 3 зображення) й інноваційною (3 правих фото) методиками. Синьою стрілкою вказано місце введення цементу в плечову кістку [3]

Одну групу препаратів пар плечових кісток прооперовано зі застосуванням стандартної техніки фіксації пластини шістьма стопорними гвинтами в головці та двома кортикальними в діяфізі. Перелом в іншій групі препаратів пар кісток стабілізували трьома гвинтами в головці, двома — в діяфізі плечової кістки, але вже з додаванням суміші, що складається із 26 %  $\beta$ -ТКФ і 74 % ПММА-цементу (рис. 5). Симуляцію перелому проводили шляхом розпилювання кістки за шаблоном. Остеопороз на цих препаратах моделювали за допомогою висвердлювання частини губчастої речовини головки та метафіза плечової кістки зі збереженням коркового шару. Далі проводили стабілізацію й остеосинтез перелому за принципом, описаним вище, після чого кожну кістку піддавали біомеханічному тесту: до головки плечової кістки прикладали силу за допомогою спеціального приладу.

Аналізуючи результати тестів, учені дійшли висновку, що для отримання аналогічних ушкоджень плечової кістки та порушення стабільності остеосинтезу в препаратах зі застосуванням кісткового цементу було необхідно розвинути первинну силу в середньому в 3,49 разу більшу, ніж за використання стандартної методики фіксації пластини.

## Обговорення

У результаті експерименту *in vivo* за даними перших двох робіт, усі імпланти добре прижилися без ознак запального або дегенеративного процесу [1, 2]. Проте виявлено різницю між трьома видами цементу. У разі застосування ПММА проникнення кісткової тканини в структуру полімеру не відбувалося. Електронна мікроскопія та мікроаналіз виявили наявність у ньому вуглецю, кисню (у периферичній ділянці, незалежно від терміну дослідження). При цьому в разі використання двох інших типів кісткового цементу з домішкою  $\beta$ -ТКФ, типу CalCemex, виявлено утворення кісткової тканини не лише на поверхні імплантата, а й проростання її у зовнішні (П-цемент) та внутрішні пори (ПГ-цемент). Проте у групі тварин із П-цементом після 2 міс. не відмічено приросту кісткової тканини, а в групі з ПГ-цементом зафіксовано кісткоутворення всередині імплантата протягом усього періоду спостереження з формуванням пластинчастої кісткової тканини з остеонними конструкціями до 12-го місяця. Таку різницю в динаміці кісткоутворення автори пояснюють двома моментами. По-перше, наявністю пор у другому і третьому імпланта-

тах, які уможливають проростання клітинних елементів, кровоносних судин і формування кісткової тканини. По-друге, до складу П-цементу і ПГ-цементу входить  $\beta$ -ТКФ, який резорбується остеокластами, що приводить до вивільнення іонів кальцію та фосфору та, відповідно, спрощення прикріплення новоутвореної кістки до кісткового цементу. Якщо порівняти цю інформацію з матеріалами третьої статті щодо результатів дослідження міцності композитного матеріалу всередині кісткової тканини [3], то можна з високою ймовірністю припустити, що саме композитний цемент типу CalCemex є перспективним матеріалом для лікування різних видів переломів.

## Висновки

Проблема виникнення багатоуламкових переломів і їхнього лікування, особливо у людей похилого та старечого віку з остеопорозом, залишається актуальною, що пов'язано зі збільшенням середньої тривалості життя, зменшенням рухомості людей, прийомом ліків, які можуть спричинювати розвиток остеопорозу тощо. Результати експериментальних досліджень надають нам впевненості, що застосування композитних кісткових цементів типу CalCemex є одним з успішних рішень цієї проблеми. Разом із тим, варто зауважити, що дослідження в цьому напрямку тривають і ведеться інтенсивна робота щодо синтезу та вивчення результатів клінічного застосування різновидів композитних кісткових цементів із максимальними біоактивними властивостями, які не лише зміцнюватимуть кісткову тканину, а й виконуватимуть остеоінтегративну функцію.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів. Авторами цієї статті отримано схвалення на підготовку публікації з використанням ілюстративного матеріалу від керівника наукового відділу заводу-виробника матеріалу CalCemex — Tecres SpA, Sommacampagna, Italy і від авторів основних трьох експериментальних досліджень, на яких вона базується.

## Список літератури

1. The biocompatibility of porous vs non-porous bone cements: a new methodological approach / C. Dall'Oca, T. Maluta, F. Cavani [et al.] // *European Journal of Histochemistry*. — 2014. — Vol. 58 (2). — Article ID: 2255. — DOI: 10.4081/ejh.2014.2255.
2. The biocompatibility of bone cements: progress in methodological approach / C. Dall'Oca, T. Maluta, G. M. Micheloni [et al.] // *European Journal of Histochemistry*. — 2017. — Vol. 61 (2). — Article ID: 2673. — DOI: 10.4081/ejh.2017.2673.
3. Reconstruction of proximal humeral fractures with a reduced number of screws and a reinforced bone substitute / L. Cristofolini, K. Morellato, M. Cavallo, E. Guerra // *Medical Engineering & Physics*. — 2020. — Vol. 82. — P. 97–103. — DOI: 10.1016/j.medengphy.2020.06.002.
4. *In vivo* experiment of porous bioactive bone cement modified



- by bioglass and chitosan / Y. Li, W. Lei, Z. Wang [et al.] // *Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi*. — 2013. — Vol. 27 (3). — P. 320–325.
5. Heini P. F. Percutaneous transpedicular vertebroplasty with PMMA: operative technique and early results. A prospective study for the treatment of osteoporotic compression fractures / P. F. Heini, B. Walchli, U. Berlemann // *European spine journal*. — 2000. — Vol. 9 (5). — P. 445–450. — DOI: 10.1007/s005860000182.
  6. Percutaneous vertebroplasty: technique and results in 192 procedures / J. E. Cohen, P. Lylyk, R. Ceratto [et al.] // *Neurological research*. — 2004. — Vol. 26 (1). — P. 41–49. — DOI: 10.1179/016164104773026516.
  7. Bulk properties and bioactivity assessment of porous polymethylmethacrylate cement loaded with calcium phosphates under simulated physiological conditions / M. A. Lopez-Heredia, Y. Sa, P. Salmon [et al.] // *Acta Biomaterialia*. — 2012. — Vol. 8 (8). — P. 3120–3127. — DOI: 10.1016/j.actbio.2012.05.007.
  8. Biocompatibility and bone formation with porous modified PMMA in normal and irradiated mandibular tissue / K. W. Lye, H. Tideman, J. C. Wolke [et al.] // *Clinical Oral Implants Research*. — 2013. — Vol. 24 (Suppl A100). — P. 100–109. — DOI: 10.1111/j.1600-0501.2011.02388.x.
  9. Safety, osseointegration, and bone ingrowth analysis of PMMA-based porous cement on animal metaphyseal bone defect model / B. Cimatti, M. A. Santos, M. S. Brassesco [et al.] // *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied biomaterials*. — 2018. — Vol. 106 (2). — P. 649–658. — DOI: 10.1002/jbm.b.33870.
  10. Controlling antibiotic release from polymethylmethacrylate bone cement / V. Wall, T. H. Nguyen, N. Nguyen, P. A. Tran // *Biomedicines*. — 2021. — Vol. 9 (1). — Article ID: 26. — DOI: 10.3390/biomedicines9010026.
  11. Bone response to porous poly(methyl methacrylate) cement loaded with hydroxyapatite particles in a rabbit mandibular model / Y. Sa, N. Yu, J. G. Wolke [et al.] // *Mandibular Model. Tissue engineering. Part C, Methods*. — 2017. — Vol. 23 (5). — P. 262–273. — DOI: 10.1089/ten.TEC.2016.0521.

Стаття надійшла до редакції 08.02.2021

---

## COMPARATIVE EVALUATION OF POLYMETHYLMETHACRYLATE AND COMPOSITE BONE CEMENTS. REVIEW OF THE EXPERIMENTAL STUDIES RESULTS

O. Ye. Vyrva<sup>1</sup>, O. V. Goncharuk<sup>2</sup>, N. S. Lysenko<sup>3</sup><sup>1</sup> Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv<sup>2</sup> Public Unprofitable Institution «City Outpatient Clinic № 10», Kharkiv, Ukraine<sup>3</sup> Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education of the Ministry of Health of Ukraine

✉ Oleg Vyrva, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: dr.olegvyrva@gmail.com

✉ Olexii Goncharuk: goncharuka77@ukr.net

✉ Natalia Lysenko: lysenkons30@gmail.com

УДК 616.7-085:546.11](048.8)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021192-97>

## Молекулярний водень як можливий терапевтичний чинник у комплексній відновній терапії хворих із патологією органів опори та руху (огляд літератури)

**В. І. Маколінець<sup>1</sup>, Т. М. Гращенко<sup>1</sup>, Вол. І. Мосейчук<sup>2</sup>,  
К. В. Маколінець<sup>1</sup>, Вл. І. Мосейчук<sup>2</sup>**

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

<sup>2</sup> ТОВ «Хімотест Україна+», Харків

*The paper presents an analysis of foreign scientific and medical data on the therapeutic factor — molecular hydrogen. The effectiveness of its application in the complex therapy of many diseases is revealed. The effect is achieved due to the small size of the molecule, which passes through biological membranes and inhibits dangerous free radicals in the mitochondria, as well as in the nucleus, which reduces the possibility of DNA damaging. Molecular hydrogen neutralizes oxidants in the brain due to its ability to cross the blood-brain barrier. It normalizes the functions and metabolic processes in the body and, as an antioxidant, is selective: it does not affect the useful free radicals involved in important metabolic processes and selectively eliminates only the most dangerous oxidants — hydroxyl radicals. Interacting with them, hydrogen converts them into water molecules without the formation of by-products and chain reactions. Unlike other known antioxidants, molecular hydrogen does not disrupt normal metabolism, does not cause negative changes in cells, activates the body's own antioxidant systems. The possibility and expediency of the use of molecular hydrogen in the case of pathology of the musculoskeletal system has been confirmed. The peculiarities of its effect on bone and cartilage tissue in the experiment are shown. It has been determined that the use of molecular hydrogen is a new pharmacological strategy aimed at the selective removal of ONOO<sup>-</sup>, and can be an effective method in the treatment of joint diseases. Because cartilage receives nutrients through a diffusion-loading mechanism, and molecular hydrogen penetrates rapidly into tissues, it can be useful for the prevention of diseases of joints of degenerative origin. It reduces oxidative stress and slows down the reduction of matrix proteins and inhibition of proteinase degradation. Its effectiveness has been proven after injuries to the spinal cord, muscles and tendons, comorbid diseases such as hypertension, coronary heart disease, diabetes and metabolic syndrome. Key words. Molecular hydrogen, hydrogen water, hydrogen inhalations, joint diseases, consequences of musculoskeletal injuries, comorbid pathology.*

*У роботі подано аналіз закордонних науково-медичних джерел щодо терапевтичного чинника — молекулярного водню. Розкрито ефективність його використання в комплексній терапії багатьох захворювань. Дія досягається завдяки малому розміру молекули, яка проходить через біологічні мембрани та пригнічує небезпечні вільні радикали в мітохондріях, а також в ядрі, що зменшує можливість ушкодження ДНК. Молекулярний водень нейтралізує оксиданти в мозку завдяки здатності долати гематоенцефалічний бар'єр. Він нормалізує функції й обмінні процеси в організмі та, як антиоксидант, відрізняється селективністю: не впливає на корисні вільні радикали, які беруть участь у важливих для організму обмінних процесах і вибірково усуває лише найнебезпечніші оксиданти — гідроксильні радикали. Взаємодіючи з ними, водень перетворює їх на молекули води без утворення побічних продуктів і ланцюгових реакцій. На відміну від інших відомих антиоксидантів, молекулярний водень не порушує нормальний метаболізм, не спричинює негативні зміни в клітинах, активізує власні антиоксидантні системи організму. Підтверджено можливість і доцільність застосування молекулярного водню в разі патології опорно-рухової системи. Показано особливості його впливу на кісткову та хрящову тканини в експерименті. Визначено, що застосування молекулярного водню є новою фармакологічною стратегією, яка спрямована на селективне видалення ONOO<sup>-</sup>, та може стати ефективним методом у лікуванні захворювань суглобів. Оскільки хрящ отримує поживні речовини шляхом дифузійно-навантажувального механізму, молекулярний водень швидко просочується в тканини. Він може бути корисним для профілактики захворювань суглобів дегенеративного генезу, бо знижує окисний стрес і уповільнює зменшення білків матриксу й інгібування розкладання протеїназами. Доведено ефективність його використання після травм спинного мозку, м'язів і сухожилків, таких коморбідних захворювань, як гіпертонічна хвороба, ішемічна хвороба серця, цукровий діабет і метаболічний синдром.*

**Ключові слова.** Молекулярний водень, воднева вода, інгаляції водню, захворювання суглобів, наслідки травм опорно-рухової системи, коморбідна патологія

На сьогодні у медичній практиці використовують значну кількість ефективних природних чинників. Воднева вода як профілактичний і терапевтичний фактор була вивчена та описана у 2007 році групою японських учених на чолі з професором Shigeo Ohta. У цьому самому році опубліковано монографію «Hydrogen molecular biology and medicine» (перевидана у 2015 році). У цьому виданні автори розкрили механізм дії молекулярного водню ( $H_2$ ) та його переваги в разі використання в терапії. Вони довели біологічну антиоксидантну активність водню в організмі людини, що лягло в основу проведення експериментальних і клінічних досліджень терапевтичного застосування  $H_2$  за різних захворювань, які виконані в провідних країнах світу [1–3].

*Мета огляду:* висвітлити особливості впливу молекулярного водню на організм людини, вказати відомі механізми його дії та способи використання для обґрунтування можливості та доцільності застосування в комплексній відновній терапії хворих із патологією опорно-рухової системи.

Наведемо найбільш важливі, на наш погляд, закордонні джерела, в яких подано таку інформацію. Насамперед, доведено, що  $H_2$  безпечно ліквідує різні побічні продукти та руйнівні клітини нашого організму, які виникають шляхом окислення в процесі метаболізму [1–3].

Учені та фахівці з цього питання дійшли висновку, що велика кількість антиоксидантів, які використовують у медичній практиці (вітаміни, ферменти тощо), поєднані однією загальною ознакою — це джерела водню. Водночас молекулярний водень перевищує їх за ефективністю та безпечністю. Кожна молекула  $H_2$  нейтралізує два гідроксильні радикали, перетворюючи їх на дві безпечні молекули води [2].

У  $H_2$  є дуже велика перевага перед іншими антиоксидантами — він взаємодіє лише з найсильнішими з них.

Відомо, що найактивнішим природним оксидантом є гідроксильний радикал  $OH^\cdot$ . На другому місці — перексинітрон  $ONOO^\cdot$ . Решта оксидантів значно менш активні. Молекулярний водень, у першу чергу, взаємодіє з цими двома радикалами. Він допомагає організму ліквідувати їхній надлишок, не чіпаючи інших [1, 3].

Підсумовуючи сказане, слід вказати, чому молекулярний водень є таким ефективним у разі

використання в комплексній терапії багатьох захворювань:

- завдяки малому розміру молекули  $H_2$  проходять через біологічні мембрани та пригнічують небезпечні вільні радикали безпосередньо в їхньому джерелі — мітохондріях, а також в ядрі, що, у свою чергу, зменшує можливість ушкодження ДНК;

- нейтралізує оксиданти в мозку завдяки здатності долати гематоенцефалічний бар'єр. Він нормалізує функції й обмінні процеси в організмі;

- відрізняється селективністю (не впливає на корисні вільні радикали, які беруть участь у важливих для організму обмінних процесах і вибірково усуває лише найнебезпечніші — гідроксильні радикали);

- не порушує нормальний метаболізм і не спричинює негативні зміни в клітинах, на відміну від інших відомих антиоксидантів;

- не лише пригнічує небезпечні вільні радикали, а й активізує власні антиоксидантні системи організму;

- взаємодіючи з гідроксильними радикалами, перетворює їх на молекули води без формування побічних продуктів і ланцюгових реакцій, виконуючи функцію джерела додаткової енергії для організму [4].

Відсутність інформації про негативні ефекти та протипоказання пояснює можливість застосування водневої води й інгаляцій молекулярного водню в рекомендованих дозах під час терапії багатьох захворювань [1–3].

Звичайна питна вода, яка не має ані смаку, ані запаху, — неорганічна сполука бінарного типу, молекули якої містять два атоми водню й один атом кисню. Насичена газоподібним молекулярним воднем вода може створити унікальну субстанцію — водневу воду, якій притаманні особливі характеристики, а саме:

- негативний окислювально-відновний потенціал (ОВП, OPR) змінюється в межах від  $-150$  до  $-600$  mV (на відміну від звичайних продуктів харчування і води (які мають позитивний ОВП);

- стабільний показник рН, який відповідає кислотності звичайної питної води, тобто дорівнює нейтральному рН близько 7;

- велика концентрація водню, для якого характерна висока «летючість».

Тобто, воднева вода — це питна вода, збагачена  $H_2$ . Вона має селективні антиоксидантні,

протизапальні, протиалергійні властивості, стимулює енергетичний метаболізм і сприяє оздоровленню організму людини [1–3, 5].

Сьогодні відомі кілька основних технологій насичення питної води  $H_2$ : пряма сатурація (насичення газоподібним воднем), електроліз, хімічна реакція з металами (магній) або гідрідами металів. Електроліз і сатурація є найефективнішими та безпечними технологіями, які уможливають відсутність домішок і високу якість води, насиченої воднем.

Японськими, китайськими, корейськими та вітчизняними виробниками запропоновані різноманітні прилади для отримання газоподібного водню або насичення питної води  $H_2$ . Переважно ці пристрої мають побутове використання та збагачують питну воду воднем у терапевтичній концентрації [6].

Існує кілька способів застосування  $H_2$  для профілактики та лікування [2, 3]: вдихання газоподібного водню; пероральне вживання насиченої воднем води; внутрішньовенне введення або закапування в очі фізрозчину, збагаченого воднем; маски, компреси, ванни з водневою водою.

Рішенням International Molecular Hydrogen Association (IMHA) in Guangzhou, China (вересень 2017) прийнято, що терапевтична доза  $H_2$ , яка в дослідженнях показала оптимальні ефекти та результати, становить від 1,5–3 мг на добу [4, 6].

У разі інгаляцій газ  $H_2$  надходить до організму людини виключно в чистому вигляді [7]. А синергетичний вплив води, збагаченої воднем, за умови інгаляції воднем, дозволить організму відновитися ще швидше [3].

Ми знайшли близько двох тисяч публікацій про ефективність вживання молекулярного водню для лікування різних захворювань. Серед них виділили низку джерел стосовно можливості та доцільності його застосування в комплексній терапії патології опорно-рухової системи. В основному — це експериментальні наукові роботи, в яких на моделях захворювань у різних тварин показано особливості впливу  $H_2$  на кісткову та хрящову тканини. Доведено ефективність використання цього чинника після травм спинного мозку, м'язів і сухожилків. Для підтвердження зазначених постулатів наведемо як приклад деякі з них.

Т. Напаока і співавт. [8] продемонстрували, що  $H_2$  знижував рівень нітрованих білків і сповільнював загибель хондроцитів. Крім того, використання молекулярного водню підвищувало експресію генів агрекану та колагену II типу. Це свідчить, про ще одну функцію  $H_2$  — цитопротекторний ефект і транскрипційні зміни завдяки зменшенню  $ONOO^-$ .

Нова фармакологічна стратегія, спрямована на селективне видалення  $ONOO^-$ , може стати основою потужного методу профілактичного та терапевтичного використання  $H_2$  у разі захворювань суглобів. Хрящ не має кровоносних судин і поживні речовини надходять у нього через рідину за рахунок осмосу. Оскільки молекулярний водень швидко дифундує в тканини, навіть без кровотоку, він може бути корисним для запобігання й уповільнення перебігу захворювань суглобів, перш за все, дегенеративного генезу, тому що  $H_2$  знижує окисний стрес і стримує зменшення білків матриксу й інгібування розкладання протеїназами [8].

Виявлено, що  $H_2$  може бути ефективно застосований для профілактики та комплексного лікування ревматоїдного артриту: чинник приводить до зниження окисного стресу та тим самим знижував активність захворювання в пацієнтів [9]. Аналогічні результати отримали інші фахівці [10, 11].

Уживання води, насиченої воднем, може бути корисним для пригнічення прогресування пародонтита шляхом зменшення окисного стресу ясен, завдяки стримуванню підвищення рівня реактивних форм кисню у сироватці крові та зниженню експресії 8-гідроксидезоксигуанозину та нітротирозину в тканині пародонта [12]. Показано, що збагачена воднем вода може послабити резорбцію альвеолярної кістки [13].

Також відмічено користь від уживання  $H_2$  для покращення остеогенезу кісток. Його можна рекомендувати в разі профілактики та лікування остеопорозу, оскільки він прискорює швидкість мінералізації кісткової тканини [14–16]. У проведеному на щурах дослідженні встановлено, що застосування водневої води зменшує втрату кісткової тканини, спричинену мікрогравітацією [17]. Виявлено, використання молекулярного водню (внутрішньоочеревинні ін'єкції 10 мл/кг ваги тіла протягом 7 днів) знижує ризик розвитку стероїд-індуктивного остеонекрозу в кролів, пригнічуючи окислювальний стрес, ушкодження судин і апоптоз клітин [18, 19].

У дослідженнях із використанням культури клітин фібробластів ясен людини показано, що використання водневої води (розчинений водень становив  $(1460 \pm 50)$  мкг/л) збільшило внутрішньоклітинну антиоксидантну здатність і сприяло більш значному захисту клітин шляхом зниження рівня реактивних форм кисню. В умовах *in vivo*

використання водневої води покращувало загоєння ран [20].

В експерименті на самцях щурів, яким моделювали ішемію скелетних м'язів кінцівки, виявлено, що збагачений воднем фізіологічний розчин (внутрішньоочеревинне введення, 1 мл / 100 г ваги) виявився ефективним для відновлення м'язової функції, ймовірно, завдяки антиоксидантному, антиапоптозному й антиаутофагічному впливам [21]. Використання водневої води на моделі відновлення сухожилків щурів приводило до зниження адгезії цієї структури після операції та зменшення запальної реакції в них [22].

Результати лікування пацієнтів із травмами м'яких тканин, пов'язаних зі спортом, показали, що застосування молекулярного водню може бути включено в терапію як необхідний ефективний чинник [23].

Опубліковано роботи, в яких розкрито ефективність уживання збагаченого воднем фізіологічного розчину в разі ушкодження спинного мозку. Введення щурам внутрішньоочеревинно цього розчину (8 мл/кг) кожні 12 год після травми приводило на 3–7-му добу до зниження рівня прозапальних цитокінів (IL-1 $\beta$ , IL-6 і TNF- $\alpha$ ), послаблення продукування клітинами реактивних форм кисню, пригнічення активного астогліозу, покращення локомоторної функції [24]. Також експериментально показано ефективність застосування водню в терапії периферичного невропатичного больового синдрому [25, 26].

Патологія опорно-рухової системи досить часто перебігає на фоні різноманітних коморбідних захворювань. Воднева вода є ідеальним чинником для терапії пацієнтів з артеріальною гіпертензією, ішемічною хворобою серця, цукровим діабетом і метаболічним синдромом.

У 2008 році японські вчені провели дослідження, яке довело, що вживання водневої води істотно знижує рівень холестерину в крові, концентрацію модифікованих і окислених ліпопротеїнів низької щільності, вільних жирних кислот, а також підвищує рівні адипонектину і позаклітинної супероксиддисмутази (СОД) в плазмі [27].

У пацієнтів із метаболічним синдромом, які отримували водневу воду протягом 8 тижнів виявлено збільшення вмісту на 49 % антиоксидантного ферменту СОД і зниження на 43 % речовин, які реагують із тіобарбітуровою кислотою. Крім того, автори відзначали зростання вмісту ліпопротеїнів високої щільності і спад загального холестерину в порівнянні з початковими показниками [28, 29].

Зафіксовано зменшення печінкового окислювального стресу та значне скорочення вмісту жиру в печінці, зниження рівнів глюкози та тригліцеридів у плазмі крові внаслідок прийому водневої води [30].

Глікоген печінки збирає молекулярний водень після перорального введення водневої води, тому вживання навіть невеликої її кількості протягом короткого проміжку часу ефективно покращує стан, що показано на різних моделях захворювань. Автори також виявили, що за вживання водневої води зростає експресія гена печінкового гормона (FGF21), який функціонує для підвищення втрат жирних кислот і глюкози. З'ясувалося, що водень стимулює енергетичний обмін, що було визначено за рівнем споживання кисню [30].

У результаті введення насиченого воднем фізіологічного розчину морським свинкам встановлено зниження рівня реактивних форм кисню та малонового діальдегіду, підвищення концентрації СОД, що може відігравати захисну роль у послабленні алергічного запалення [31].

## Висновки

Застосування молекулярного водню в комплексній відновній терапії хворих із патологією опорно-рухової системи є ефективним, доцільним і перспективним методом.

Корисним може бути використання молекулярного водню в комплексному лікуванні хворих із патологією опорно-рухової системи на фоні таких коморбідних захворювань, як гіпертонічна хвороба, ішемічна хвороба серця, цукровий діабет і метаболічний синдром.

Отримані результати досліджень щодо можливості використання молекулярного водню в медицині свідчать про перспективність проведення подальших наукових напрацювань у цьому напрямку.

**Конфлікт інтересів.** Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

## Список літератури

1. Sun X. Hydrogen molecular biology and medicine / X. Sun, S. Ohta, A. Nakao. — Springer Netherlands, 2015. — 117 p. — DOI: 10.1007/978-94-017-9691-0.
2. Водородная вода: ее секрет и эффективность [Електронний ресурс]. — Режим доступу : <https://www.prezidentpress.ru/news/4295-vodorodnaya-voda-ee-sekret-i-effektivnost>.
3. Molecular hydrogen: a preventive and therapeutic medical gas for various diseases / L. Ge, M. Yang, N-N. Yang [et al.] // *Oncotarget*. — 2017. — Vol. 8 (60). — P. 102653–102673. — DOI: 10.18632/oncotarget.21130.
4. Beneficial biological effects and the underlying mechanisms of molecular hydrogen — comprehensive review of 321 original articles / M. Ichihara, S. Sobue, M. Ito [et al.] // *Medical Gas*

- Research. — 2015. — Vol. 5. — Article ID: 12. — DOI: 10.1186/s13618-015-0035-1.
5. Ishibashi T. Therapeutic efficacy of molecular hydrogen: a new mechanistic insight / T. Ishibashi // *Current Pharmaceutical Design*. — 2019. — Vol. 25 (9). — P. 946–955. — DOI: 10.2174/1381612825666190506123038.
  6. Definitions and Standards on Hydrogen Measurements and Certifications [web source] / Shigeo Ohta, Gae Ho Lee, Xue Jun Sun [et al.]. — Available from: <https://jhypa.org/wp-content/uploads/2018/03/IHSA-Hydrogen-standards-2017.pdf>.
  7. A basic study on molecular hydrogen (H<sub>2</sub>) inhalation in acute cerebral ischemia patients for safety check with physiological parameters and measurement of blood H<sub>2</sub> level / H. Ono, Y. Nishijima, N. Adachi [et al.] // *Medical Gas Research*. — 2012. — Vol. 2(1). — Article ID: 21. — DOI: 10.1186/2045-9912-2-21.
  8. Molecular hydrogen protects chondrocytes from oxidative stress and indirectly alters gene expressions through reducing peroxynitrite derived from nitric oxide / T. Hanaoka, N. Kamimura, T. Yokota [et al.] // *Medical Gas Research*. — 2011. — Vol. 1 (1). — Article ID: 18. — DOI: 10.1186/2045-9912-1-18.
  9. Ishibashi T. Molecular hydrogen: new antioxidant and anti-inflammatory therapy for rheumatoid arthritis and related diseases. / T. Ishibashi // *Current Pharmaceutical Design*. — 2013. — Vol. 19 (35). — P. 6375–6381. — DOI: 10.2174/13816128113199990507.
  10. Therapeutic efficacy of infused molecular hydrogen in saline on rheumatoid arthritis: a randomized, double-blind, placebo-controlled pilot study / T. Ishibashi, B. Sato, S. Shibata [et al.] // *International Immunopharmacology*. — 2014. — Vol. 21 (2). — P. 468–473. — DOI: 10.1016/j.intimp.2014.06.001.
  11. Molecular hydrogen decelerates rheumatoid arthritis progression through inhibition of oxidative stress / J. Meng, P. Yu, H. Jiang [et al.] // *American Journal of Translational Research*. — 2016. — Vol. 8 (10). — P. 4472–4477.
  12. Hydrogen-rich water attenuates experimental periodontitis in a rat model / K. Kasuyama, T. Tomofuji, D. Ekuni [et al.] // *Journal of Clinical Periodontology*. — 2011. — Vol. 38 (12). — P. 1085–1090. — DOI: 10.1111/j.1600-051X.2011.01801.x.
  13. Preventive effects of drinking hydrogen-rich water on gingival oxidative stress and alveolar bone resorption in rats fed a high-fat diet / T. Yoneda, T. Tomofuji, M. Kunitomo [et al.] // *Nutrients*. — 2017. — Vol. 9 (1). — Article ID: 64. — DOI: 10.3390/nu9010064.
  14. Carnovali M. Molecular hydrogen enhances osteogenesis in Danio rerio embryos / M. Carnovali, M. Mariotti, G. Banfi // *The Journal of Fish Biology*. — 2021. — Online ahead of print. — DOI: 10.1111/jfb.14670.
  15. Treatment with hydrogen molecules prevents RANKL-induced osteoclast differentiation associated with inhibition of ROS formation and inactivation of MAPK, AKT and NF- $\kappa$ B pathways in murine RAW264.7 cells / D. Z. Li, Q. X. Zhang, X. X. Dong [et al.] // *Journal of Bone and Mineral Metabolism*. — 2014. — Vol. 32 (5). — P. 494–504. — DOI: 10.1007/s00774-013-0530-1 2014.
  16. Hydrogen water consumption prevents osteopenia in ovariectomized rats / J. D. Guo, L. Li, Y. M. Shi [et al.] // *British journal of Pharmacology*. — 2013. — Vol. 168 (6). — P. 1412–1420. — DOI: 10.1111/bph.12036.
  17. Treatment of hydrogen molecule abates oxidative stress and alleviates bone loss induced by modeled microgravity in rats / Y. Sun, F. Shuang, D. M. Chen, R. B. Zhou // *Osteoporosis International*. — 2013. — Vol. 24 (3). — P. 969–978. — DOI: 10.1007/s00198-012-2028-4.
  18. Protective effects of molecular hydrogen on steroid-induced osteonecrosis in rabbits via reducing oxidative stress and apoptosis / J. Li, Z. Ge, L. Fan, K. Wang // *BMC Musculoskeletal Disorders*. — 2017. — Vol. 18 (1). — Article ID: 58. — DOI: 10.1186/s12891-017-1431-6.
  19. Huang S. L. Hydrogen-rich saline attenuates steroid-associated femoral head necrosis through inhibition of oxidative stress in a rabbit model / S. L. Huang, J. Jiao, H. W. Yan / *Experimental and Therapeutic Medicine*. — 2016. — Vol. 11 (1). — P. 177–182. — DOI: 10.3892/etm.2015.2883.
  20. Xiao L. Hydrogen-rich water achieves cytoprotection from oxidative stress injury in human gingival fibroblasts in culture or 3D-tissue equivalents, and wound-healing promotion, together with ROS-scavenging and relief from glutathione diminishment / L. Xiao, N. Miwa // *Human Cell*. — 2017. — Vol. 30 (2). — P. 72–87. — DOI:10.1007/s13577-016-0150-x.
  21. Hydrogen-rich saline attenuates ischemia-reperfusion injury in skeletal muscle / T. Huang, W. Wang, C. Tu [et al.] // *The Journal of Surgical Research*. — 2015. — Vol. 194 (2). — P. 471–480. — DOI: 10.1016/j.jss.2014.12.016.
  22. Hydrogen treatment reduces tendon adhesion and inflammatory response / J. Meng, P. Yu, J. Tong [et al.] // *Journal of Cellular Biochemistry*. — 2018. — Online ahead of print. — DOI: 10.1002/jcb.27441.
  23. The effects of hydrogen-rich formulation for treatment of sport-related soft tissue injuries. — Available from: <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT01759498>.
  24. Molecular hydrogen suppresses reactive astrogliosis related to oxidative injury during spinal cord injury in rats / F. T. Liu, S. M. Xu, Z. H. Xiang [et al.] // *CNS neuroscience & therapeutics*. — 2014. — Vol. 20 (8). — P. 778–786. — DOI: 10.1111/cns.12258
  25. H<sub>2</sub> treatment attenuated pain behavior and cytokine release through the HO-1/CO pathway in a rat model of neuropathic pain / Y. Chen, K. Xie, L. Liu [et al.] // *Inflammation*. — 2015. — Vol. 38 (5). — P. 1835–1846. — DOI: 10.1007/s10753-015-0161-x.
  26. Molecular hydrogen attenuates neuropathic pain in mice / M. Kawaguchi, Y. Satoh, Y. Otsubo, T. Kazama // *PLoS One*. — 2014. — Vol. 9 (6). — Article ID: e100352. — DOI: 10.1371/journal.pone.0100352.
  27. Supplementation of hydrogen-rich water improves lipid and glucose metabolism in patients with type 2 diabetes or impaired glucose tolerance / S. Kajiyama, G. Hasegawa, M. Asano [et al.] // *Nutrition Research*. — 2008. — Vol. 28 (3). — P. 137–143. — DOI: 10.1016/j.nutres.2008.01.008.
  28. Effectiveness of hydrogen rich water on antioxidant status of subjects with potential metabolic syndrome – an open label pilot study / A. Nakao, Y. Toyoda, P. Sharma [et al.] // *Journal of Clinical Biochemistry and Nutrition*. — 2010. — Vol. 46 (2). — P. 140–149. — DOI: 10.3164/jcbn.09-100.
  29. The effects of 24-week, high-concentration hydrogen-rich water on body composition, blood lipid profiles and inflammation biomarkers in men and women with metabolic syndrome: a randomized controlled trial / T. W. LeBaron, R. B. Singh, G. Fatima [et al.] // *Diabetes, Metabolic Syndrome and Obesity: Targets and Therapy*. — 2020. — Vol. 13. — P. 889–896. — DOI: 10.2147/DMSO.S240122
  30. Molecular hydrogen improves obesity and diabetes by inducing hepatic FGF21 and stimulating energy metabolism in DB/DB mice / N. Kamimura, K. Nishimaki, I. Ohsawa, S. Ohta // *Obesity (Silver Spring)*. — 2011. — Vol. 19 (7). — P. 1396–403. — DOI: 10.1038/oby.2011.6.
  31. Hydrogen-rich saline attenuates eosinophil activation in a guinea pig model of allergic rhinitis via reducing oxidative stress / S. Yu, C. Zhao, N. Che [et al.] // *Journal of Inflammation*. — 2017. — Vol. 14. — Article ID: 1. — DOI: 10.1186/s12950-016-0148-x.

---

## MOLECULAR HYDROGEN AS A POSSIBLE THERAPEUTIC FACTOR IN COMPLEX REHABILITATION THERAPY IN PATIENTS WITH MUSCULAR SKELETAL DISORDERS (LITERATURE REVIEW)

V. I. Makolinetz <sup>1</sup>, T. M. Grashenkova <sup>1</sup>, Vol. I. Moseichuk <sup>2</sup>, K. V. Makolinetz <sup>1</sup>, Vl. I. Moseichuk <sup>2</sup>

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

<sup>2</sup> «Chemtest Ukraine+» LTD, Kharkiv

✉ Vasyl Makolinetz, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: vasylmakolinez@gmail.com

✉ Tamara Grashenkova: tamaranikitichna7@gmail.com

✉ Volodymyr Moseichuk: ot@chemtest.com.ua

✉ Kyrylo Makolinetz, PhD in Traumatology and Orthopaedics: makolinetzskv@gmail.com

✉ Vladyslav Moseichuk: eu@chemtest.com.ua

## ЮВІЛЕЇ

УДК 617.3(477)(092)Хохол(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021198-99>**Маргарита Іванівна Хохол**

Колеги, учні, друзі доктора медичних наук професора Маргарити Іванівни Хохол, цього, ювілейного для неї року, укотре переконуємося в тому, що її служіння науці й медицині не підвласне рокам.

23 січня 2021 року відсвяткувала свій 90-й рік народження Маргарита Іванівна Хохол — відомий ортопед-травматолог, доктор медичних наук, заслужений лікар України, почесна громадянка міста Новомиргород, лікар від Бога, просто чудова і мудра жінка.

Маргарита Іванівна народилась в сім'ї нащадків Запорізьких козаків, завжди пишалась своїм батьком Іваном Григоровичем і братом Аркадієм Івановичем, які були ветеранами Великої Вітчизняної. Із ранніх років Маргарита знала, що стане лікарем, наполегливо й успішно навчалась у школі та Київському медичному інституті, була гордістю курсу й інституту, за блискуче навчання отримала Ленінську стипендію та диплом із відзнакою.

Шістдесят років свого життя віддала Маргарита Іванівна служінню людям і допомозі хворим та інвалідизованим пацієнтам. Обравши ще в юності нежіночу лікарську спеціальність — травматологію, — повністю присвятила себе вирішенню найскладніших проблем охорони здоров'я — на-

*Человек, делающий других счастливыми, не может быть несчастным.*

*Гельвеций*

данню медичної допомоги та реабілітації інвалідів, у тому числі — Великої Вітчизняної війни. Талановитий науковець і винахідник, М. І. Хохол внесла неоціненний персональний внесок у розвиток і удосконалення вітчизняної системи реабілітації інвалідів із захворюваннями опорно-рухової системи, розробила низку концептуально нових підходів до покращення результатів відновного лікування таких пацієнтів, зокрема, нові методики хірургічних втручань, які успішно впроваджені в практичну роботу Київського міського клінічного госпіталю ветеранів війни, Львівського обласного госпіталю ветеранів війни та репресованих ім. Ю. Липи, Науково-дослідного інституту травматології та ортопедії.

Розуміючи важливість і необхідність постійного підтримуючого лікування для пацієнтів, які втратили кінцівки, Маргарита Іванівна розробила рекомендації щодо диспансеризації цих хворих, створила реєстр інвалідів війни внаслідок травм опорно-рухової системи. Відданість справі спасіння життя і здоров'я людей спонукала до пошуку новітніх підходів до вирішення складних медичних проблем, що вилились у власні наукові дослідження й захист кандидатської та докторської дисертацій, значну кількість наукових публікацій і рекомендацій. Результати наукових досліджень М. І. Хохол оприлюднені й обговорені на міжнародних конференціях і форумах, високо оцінені вітчизняними фахівцями та колегами.

Професорка не шкодувала ні часу, ані сил на підготовку статей і на виступи на наукових конференціях. Вона вміло зацікавлює будь-яку аудиторію. Завжди може делікатно скерувати молодого науковця на відповідну стежку, допомогти побачити якийсь ще один цікавий шлях дослідження.

Вагомі професійні досягнення М. І. Хохол відзначено званням «Заслужений винахідник УРСР» (1972), почесною грамотою Верховної Ради України (1975) та званням «Заслужений лікар України» (2003). Завдяки своєму державному підходу до вирішення складних медико-соціальних проблем, відповідальності й активній громадській позиції Маргарита Іванівна користується



повагою та довірою суспільства (тричі обиралась депутатом районної Ради м. Київ і Почесною громадянкою м. Новомиргород).

Істинна цінність Людини, вочевидь, полягає не лише в її захопленнях і вміннях щось робити, а й в особистих якостях. Маргарита Іванівна незмінно залишається люблячою і турботливою матір'ю, лагідною бабусею, а для нас усіх — колегою, учителем, порадником — людяним, чуйним, надзвичайно товариським.

Сьогодні колеги Маргарити Іванівни Хохол говорять про неї як про справжнього патріота рідного інституту травматології та ортопедії, талановитого науковця і хірурга, доброзичливого та мудрого наставника, завжди готового надати підтримку і допомогу в складних професійних і життєвих питаннях.

Тож вітаємо ще раз із славним і прекрасним ювілеєм і бажаємо Вам доброго здоров'я, життєвої наснаги та нових творчих планів!

*Редакційна колегія журналу «Ортопедия, травматология и протезирование»  
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»  
ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»*

УДК 617.3(477)(092)Анкін(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720211100-101>

## Лев Миколайович Анкін



12 січня виповнилося 85 років видатній особистості, відомому вченому в галузі травматології та ортопедії Льву Миколайовичу Анкіну.

Ювіляр народився 12 січня 1936 року в м. Камишин Сталінградської (нині Волгоградської) області Російської Федерації. Закінчив Казанський медичний інститут у 1959 році. Йому успішно вдалося поєднувати військову і лікарняну справи.

Лев Миколайович після переїзду до Києва зайняв посаду завідувача травматологічного відділення військового госпіталю (1978), у 1980 р. написав методичний лист «О металлах и имплантатах для стабильного остеосинтеза» для травматологів воєнно-медичних закладів. Більше 30 раціоналізаторських пропозицій вніс саме Анкін Л. М.

Працюючи на посаді головного травматолога Київського військового округу він приділяв багато часу й уваги підготовці кадрів, науковим конференціям, консультаціям. У 1986 начальник травматологічної служби полковник медичної служби Анкін Л. М. звільнився і перейшов до цивільної охорони здоров'я.

Лев Миколайович успішно працював на посаді керівника клініки травматології Київського НДІ травматології та ортопедії на базі лікарні швидкої медичної допомоги, директором клініки травма-

тології науково-виробничого об'єднання швидкої допомоги та медицини катастроф, головним травматологом Києва, професором кафедри військової хірургії Української військово-медичної академії. Досяг значних успіхів у наукових розробках запропонованого ним методу лікування переломів.

Як позаштатний головний травматолог Києва, у 1993 р. Л. М. Анкін запропонував реформу травматологічної служби міста, яка полягала у створенні чотирьох цілодобово працюючих травматологічних центрів.

Лев Миколайович — учасник усіх європейських з'їздів травматологів останніх десятиліть. Він сприяє впровадженню в практику вітчизняної травматології методів малоінвазивного (біологічного) остеосинтезу, хірургії таза та кульшової западини, удосконалення надання медичної допомоги хворим із політравмою. Його книги «Остеосинтез металевими пластинами», «Принципи стабільно-функціонального остеосинтезу», «Практика остеосинтезу й ендопротезування», «Політравма», «Травматологія — європейські стандарти», «Пошкодження таза і переломи кульшової западини» мали величезний попит у фахівців різних країн.

Анкін Л. М. брав активну участь у розробленні вітчизняних ендопротезів та інструментарію для операцій під час їхнього встановлення. Перше хірургічне втручання з виконанням ендопротезування кульшового суглоба в госпіталі було виконано ним разом із В. В. Новіковим. Лев Миколайович започаткував у м. Київ протезування хворих похилого віку з переломами шийки стегнової кістки за невідкладними показаннями.

Професором упроваджено в практику методу малоінвазивного біологічного остеосинтезу. Він запропонував для виконання цієї операції пластини з мінімальним (неповним) контактом, запровадив їхнє виробництво. Усе це дозволило зменшити кількість ускладнень і скоротити терміни зрощення переломів. За методикою цих операцій Л. М. Анкін підготував для лікарів методичні рекомендації (бюлетені): «Пластины з мінімальним контактом для стабільно-

функціонального остеосинтезу» (1992), «Остеосинтез і ендопротезування в разі переломів шийки стегнової кістки» (1993). Після звільнення з армії Л. М. Анкін не порвав із військово-медичною службою. Він продовжує передавати свій досвід слухачам Української військово-медичної академії, науковий керівник трьох кандидатських дисертацій і багатьох магістерських робіт. У 2000 р. Лев Миколайович отримав вчене звання професора. У 2007 р. за активну участь у дослідженні проблеми політравми, актуальної для екстремальної медицини, та плідну співпрацю з Всеросійським

центром медицини катастроф «Захист» Л. М. Анкін був нагороджений орденом М. І. Пирогова.

Ми, колеги, учні, друзі Льва Миколайовича Анкіна, пишаємося тим, що багато років навчаємося і працюємо разом із доброзичливою, порядною і простою в спілкуванні людиною, працездатним і працелюбним ученим, наукові ідеї якого знаходять продовження в дослідженнях його учнів і послідовників.

Щиро вітаємо ювіляра, бажаємо міцного здоров'я, творчої наснаги, невичерпної енергії для нових наукових пошуків і перемог!

*Редакційна колегія журналу «Ортопедия, травматология и протезирование»  
Національний університет охорони здоров'я України ім. П. Л. Шупика*

УДК 617.3(477)(092)Ашукіна(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720211102-103>

## Наталія Олександрівна Ашукіна



Ашукіна Наталія Олександрівна народилася 13 лютого 1971 року в місті Харкові у родині інженерів. Дівчинку з живим розумом батьки навчили наполегливо працювати, привили жагу до знань, навчили відповідальності. Вищу освіту за фахом «біологія, викладач біології та хімії» вона отримала в Харківському національному університеті імені В. Н. Каразіна у 1993 році. Уже на четвертому курсі почала працювати в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» у лабораторії морфології сполучної тканини під керівництвом професора Дедух Нінель Василівни. Під час роботи до закінчення університету Наталія Олександрівна написала дипломну університетську роботу. Працювала в лабораторії в 1992–2017 рр. спочатку лаборантом, а потім молодшим, старшим, провідним науковим співробітником. У 2017 році Н. О. Ашукіна очолила лабораторію морфології сполучної тканини.

Наукова діяльність Наталії Олександрівни від початку була пов'язана з оптимізацією регенерації кісткової тканини на експериментальних моделях *in vivo*. У 2002 році в Києві вона захистила кандидатську дисертацію «Регенерація кістково-хрящової рани при використанні кальцій-фосфат-

них керамік» за спеціальністю «цитологія, гістологія» під керівництвом професора Дедух Н. В.

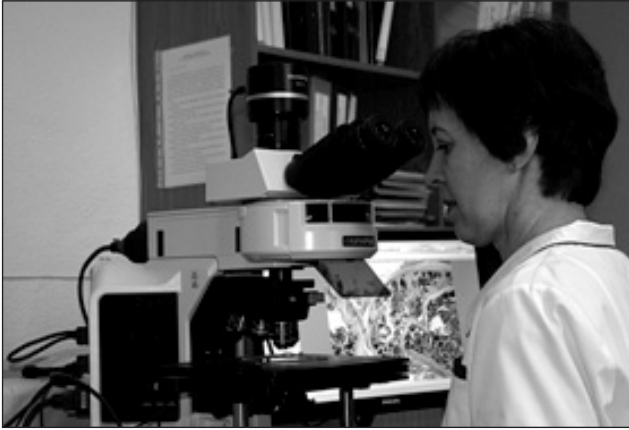
Наталія Олександрівна понад 20 років, спочатку разом із к. мед. наук Романенком К. К., потім — проф. Попсуйшапкою О. К., вивчає причини незрошення діафізарних переломів довгих кісток для покращення їхнього лікування. Один із напрямів — це дослідження ролі фібринового згустку в регенерації кістки таких пацієнтів і його практичного застосування у хірургічній практиці лікарів.

Подальша наукова діяльність Н. О. Ашукіної зосереджена на вивченні регенерації кісткової тканини як після впливу різних чинників, так і після імплантації нових біоматеріалів. Тривалий час вона досліджувала процес регенерації кістки за умов дисбалансу рівня тиреоїдних гормонів (моделі гіпо- та гіпертиреозу) та виявила характерні риси перебудови кісткової тканини за цього стану, а також відмінності в репаративному процесі на різних його стадіях для кожної з експериментальних моделей.

У співпраці з професорами Зиманом З. З. (Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна) та Дедух Н. В. провела низку досліджень щодо використання нових синтезованих видів кальцій-фосфатних керамік для остеопластики в експериментах на щурах та виявила перспективні зразки для клінічного використання.

Окремим напрямом наукової діяльності Н. О. Ашукіної (разом із д. мед. н. Скідановим А. Г.) було дослідження структурної організації паравертебральних м'язів щурів після спондилодезу, а також у пацієнтів із дегенеративними захворюваннями хребта. Результати цієї роботи дозволили встановити позитивний вплив фізичного навантаження на формування спондилодезу у щурів, а також виявити відмінності у структурі паравертебральних м'язів залежно від виду дегенеративного захворювання хребта.

Як керівник лабораторії Н. О. Ашукіна забезпечує проведення досліджень мінеральної щільності кісткової тканини та вмісту м'яких тканин у пацієнтів із використанням методу кісткової денситометрії (двоенергетичної рентгенівської



абсорбціометрії). Це є основою для призначення й аналізу ефективності лікування пацієнтів із низькою кістковою масою різного віку, а також проведення міжнародних клінічних випробувань.

Н. О. Ашукіна зробила чималий внесок у роботу профспілки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», функціонування системи внутрішнього аудиту, організацію й інформаційну підтримку профілів установи в міжнародних наукометричних базах.

За відповідальність, наполегливість, активну життєву і наукову позицію, результативність і сумлінність у праці дирекція неодноразово на-

городжувала Наталію Олександрівну преміями та подяками. Про її беззаперечний авторитет у колективі Інституту, зрештою, свідчать характеристики та відгуки співробітників.

Загалом Наталії Олександрівні належить понад 100 наукових публікацій, серед них праці в галузі медицини, біології, імунології, ортопедії, вертебрології.

З поміж аспектів наукової діяльності Н. О. Ашукіної вагомим місцем посідає також робота з редакцією журналу «Ортопедия, травматология и протезирование»: із 2012 року вона за сумісництвом є технічним редактором одного з найрейтинговіших видань України.

Серед майбутніх планів Наталії Олександрівни — подальші дослідження в галузі регенеративної медицини, а саме оптимізація регенерації кісткової тканини за допомогою введення факторів росту на різних стадіях регенерації в поєднанні з мезенхімальними клітинами, що може бути використано для покращення репарації кісток.

Сьогодні Н. О. Ашукіна є прикладом активної наукової та суспільної діяльності для працівників лабораторії та всіх колег. Вона — гарна керівниця, яка не відступає перед труднощами та надихає рухатися вперед.

Міцного Вам здоров'я, реалізації всіх творчих задумів, родинного тепла й просто людського щастя, дорога і шановна наша Ювілярко!

*ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»  
Редакція журналу «Ортопедия, травматология и протезирование»*

**Дисертаційні роботи,  
які у 2020 р. прилюдно захищені в спеціалізованій ученій раді Д 64.607.01  
ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України»,  
м. Харків**

- Омельченко  
Тарас  
Миколайович** *«Хірургічне лікування пацієнтів із наслідками ушкоджень над'яtkово-гомiлкового суглоба (експериментально-клінічне дослідження)»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 13 березня 2020 р.*
- Дибкалюк  
Сергій  
Віталійович** *«Дегенеративно-дистрофічні ураження хребта з синдромом компресії хребтової артерії. Діагностика і лікування»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 26 червня 2020 р.*
- Стауде  
Володимир  
Анатолійович** *«Артроз крижово-клубових суглобів:  
патогенез, діагностика, прогнозування та лікування»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 28 серпня 2020 р.*
- Бець  
Ірина  
Григорівна** *«Тактика лікування ушкоджень дистальних метаепіфізів довгих кісток на основі принципів біологічної фіксації»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 4 вересня 2020 р.*
- Палкін  
Олександр  
Вікторович** *«Оцінка кісткового блоку після поперекового задньобокowego міжпоперечного спондилодезу з використанням кістковопластичних матеріалів (експериментально-клінічне дослідження)»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 28 лютого 2020 р.*
- Марущак  
Олексій  
Полікарпович** *«Діагностика ранньої перипротезної інфекції після ендопротезування колінного та кульшового суглобів (клінічне дослідження)»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 28 лютого 2020 р.*
- Пашенко  
Одрій  
Віталійович** *«Лікування деформацій довгих кісток у дітей із недосконалим остеогенезом за допомогою інтрамедулярних телескопічних фіксаторів (експериментально-клінічне дослідження)»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 13 березня 2020 р.*
- Коваль  
Олександр  
Анатолійович** *«Клініко-біомеханічне обґрунтування малоінвазивних технологій остеосинтезу в разі переломів дистального метаепіфіза кісток гомілки»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 26 червня 2020 р.*
- Кальченко  
Адрій  
Вікторович** *«Хірургічне лікування вертлюгових переломів стегнової кістки в осіб похилого та старечого віку»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 9 липня 2020 р.*
- Рокутов  
Віктор  
Сергійович** *«Блокування наросткової зони довгих кісток для корекції різниці довжини нижніх кінцівок (експериментально-клінічне дослідження)»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 9 липня 2020 р.*
- Барков  
Олександр  
Олександрович** *«Удосконалення діагностики та лікування стійких розгинальних контрактур колінного суглоба, що виникли після діафізарних переломів стегнової кістки (експериментально-клінічне дослідження)»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 9 липня 2020 р.*
- Яковенко  
Світлана  
Михайлівна** *«Диференціальна діагностика больових станів у ділянці плечового суглоба (на основі ультразвукових досліджень)»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 28 серпня 2020 р.*

**Меклеш  
Юрій  
Юрійович** *«Хірургічне лікування багатоуламкових переломів довгих кісток нижніх кінцівок із додатковим використанням  $\beta$ -трикальційфосфату (клініко-експериментальне дослідження)»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 4 вересня 2020 р.*

Р. І. Дзюба

**Дисертаційні роботи,  
які у 2020 р. прилюдно захищені в спеціалізованій ученій раді Д 26.606.01  
ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ**

**Турчин  
Олена  
Андріївна** *«Діагностика та лікування підшовних ентезопатій»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 15 вересня 2020 р.*

**Марциняк  
Степан  
Михайлович** *«Комплексне ортопедичне лікування хворих на вітамін-D-залежний та вітамін-D-резистентний рахіт»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 23 грудня 2020 р.*

**Лоскутов  
Олег  
Олександрович** *«Диференційоване ендопротезування кульшового суглоба при диспластичному коксартрозі»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 15 вересня 2020 р.*

**Логай  
Вячеслав  
Артурович** *«Малоінвазивне лікування звичного вивиху плеча у хворих старших вікових груп»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 28 січня 2020 р.*

**Василенко  
Антон  
Володимирович** *«Оптимізація хірургічного лікування тяжких переломів тип С3 дистального метаепіфізу променевої кістки»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 28 січня 2020 р.*

**Оберемок  
Микола  
Петрович** *«Відновлення опозиції першого пальця кисті при наслідках травм верхньої кінцівки»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 25 лютого 2020 р.*

**Руденко  
Роман  
Ігоревич** *«Хірургічне лікування тяжких форм Hallux Valgus»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 15 вересня 2020 р.*

**Дуда  
Максим  
Сергійович** *«Комплексне ортопедичне лікування хворих на подагру»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 16 вересня 2020 р.*

**Костогрив  
Юрій  
Олегович** *«Діагностика та лікування пігментного віллонодулярного синовіту колінного суглоба»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 16 вересня 2020 р.*

**Автомєєнко  
Євгеній  
Миколайович** *«Тотальне ендопротезування колінного суглоба за наявності фронтальних деформацій у хворих на ревматоїдний артрит»  
на здобуття наукового ступеня кандидата медичних наук.  
Дата захисту 24 грудня 2020 р.*

**Дисертаційні роботи,  
які у 2020 р. прилюдно захищені в спеціалізованій ученій раді Д 08.601.03  
ДЗ «Дніпропетровська медична академія Міністерства охорони здоров'я України»,  
м. Дніпро**

**Страфун  
Олександр  
Сергійович** *«Хірургічне лікування та реабілітація хворих з ушкодженнями ліктьового суглоба та їх наслідками»  
на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дата захисту 3 грудня 2020 р.*

О. Є. Олійник

## ІНФОРМАЦІЯ ПРО З'ЇЗДИ, КОНГРЕСИ, СИМПОЗИУМИ ТА НАУКОВО-ПРАКТИЧНІ КОНФЕРЕНЦІЇ У 2021 РОЦІ

№ з/п	Назва заходу, тема	Дата, місто проведення	Контактна інформація
1	Науковий симпозиум (IV) з міжнародною участю «Захворювання кістково-язвової системи та вік»	25–26 лютого, Київ, Львів	м. Київ, вул. Вишгородська, 67. Тел. (044) 252-51-91, Тел./факс (044) 430-41-74
2	Науковий симпозиум (IX) з міжнародною участю «Актуальність та межі використання ендovasкулярних технологій у нейрохірургії»	15–16 квітня, Львів	м. Київ, вул. П. Майбороди, 32, корп. 5. Тел./факс (044) 483-32-17, 483-76-00
3	Науково-практична конференція з міжнародною участю «Ендоскопічна хірургія хребта та реабілітація».	16 квітня, Київ	м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27. Тел. (044) 486-79-44
4	Науково-практична конференція «Ревматологія XXI сторіччя»	20–21 травня, Одеса	м. Одеса, Валіховський пров., 2. Тел. (067) 58-69-085, (063) 365-98-41
5	Науково-практична конференція з міжнародною участю «Інтегративна медицина: досягнення та перспективи»	20–21 травня, Маріуполь	м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27. Тел. (044) 246-51-26
6	Науковий симпозиум (XIX) з міжнародною участю «Малоінвазивна та інструментальна хірургія хребта»	29 травня, Харків	м. Харків, вул. Пушкінська, 80. Тел/факс (057) 725-14-77, (057)725-14-00
7	Науково-практична конференція «Українська ревматологічна школа «Інноваційні технології в ревматології»	1 липня, Івано-Франківськ	м. Київ, вул. Народного Ополчення, 5. Тел. (044) 246-87-442
8	Науково-практична конференція з міжнародною участю «Нейросимпозиум»	7–9 вересня, Одеса	м. Київ, вул. Борисоглібська, 11, оф. 507. Тел. (067) 548-49-09, (050) 140-65-45
9	Науково-практична конференція «Українська ревматологічна школа «Інноваційні технології в ревматології»	10 вересня, Одеса	м. Київ, вул. Народного Ополчення, 5. Тел. (044) 246-87-44
10	Науково-практична конференція «Попередження та лікування ускладнень у нейрохірургії»	16–19 вересня, Одеса	м. Київ, вул. Борисоглібська, 11, оф. 507. Тел. (067) 548-49-09
11	VII з'їзд нейрохірургів України з міжнародною участю	22–25 вересня, Київ	м. Київ, вул. Платона Майбороди, 32. Тел. (044) 483-91-98
12	Науково-практична конференція з міжнародною участю з артроскопії	23–24 вересня, Київ	м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27. Тел. (044) 486-79-44
13	Науково-практична конференція з міжнародною участю «Перспективи розвитку медичної та фізичної реабілітації на різних рівнях надання медичної допомоги»	23–24 вересня, Тернопіль	м. Тернопіль, майдан Волі, 1. Тел. (067) 338-78-31
14	Науково-практична конференція з міжнародною участю «Сучасні методи діагностики в ортопедії та травматології» (шості наукові читання, присвячені пам'яті акад. О. О. Коржа)	7–8 жовтня, Харків	м. Харків, вул. Пушкінська, 80. Тел/факс (057) 725-14-77, (057)725-14-00
15	VIII національний конгрес ревматологів України	27–29 жовтня, Київ	м. Київ, вул. Народного Ополчення, 5. Тел. (044) 275-52-63, 501-30-84, 249-70-32
16	Науково-практична конференція «Сучасні підходи в травматології»	4–5 листопада, Київ	м. Київ, вул. Борисоглібська, 11, оф. 507. Тел. (067) 548-49-09
17	Науково-практична конференція (XXI) з міжнародною участю «Клініко-технологічні виклики в етапній та реконструктивній хірургії. Вогнепальні та побутові рани, електрозварювання та з'єднання живих тканин, діабетична стопа»	25–26 листопада, Київ	м. Київ, вул. Дорогожицька, 9. Тел. (044) 560-89-42, 292-70-68
18	Науково-практична конференція з міжнародною участю «Актуальні проблеми хірургії стопи»	25–26 листопада, Київ	м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27. Тел. (044) 486-79-44, 486-26-89
19	Науково-практична конференція «Зимова школа травматологів»	9–11 грудня, Яремче	м. Київ, вул. Борисоглібська, 11, оф. 507. Тел. (067) 548-49-09
20	II національний конгрес фізичної та реабілітаційної медицини «Фізична та реабілітаційна медицина в Україні: підготовка кадрів мультипрофесійної команди, організація реабілітаційного процесу в закладах охорони здоров'я»	15–16 грудня, Київ	м. Київ, вул. Дорогожицька, 9. Тел. (044) 777-77-77
21	Науково-практична конференція з міжнародною участю «Упровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я»	24 грудня, Київ	м. Київ, вул. Бульварно-Кудрявська, 27. Тел. (044) 246-51-26