

ОРТОПЕДІЯ І ТРАВМАТОЛОГІЯ

<https://doi.org/10.35339/ekm.2020.88.03.06>

УДК 616.718.19-001-089.22-092.9

*С.І. Ковальов¹, А.Г. Істомін², В.Б. Журавльов², Д.А. Істомін²,
М.Ю. Карпінський³, О.Д. Карпінська³*

¹КНП «Міська клінічна багатoproфільна лікарня №17», м. Харків, Україна

²Харківський національний медичний університет, Україна

³ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка
НАМН України», м. Харків, Україна

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ МІЦНОСТІ ФІКСАЦІЇ НАРІЗНИХ З'ЄДНАНЬ «СТРИЖЕНЬ – ТАЗОВА КІСТКА» ПІД ВПЛИВОМ ЦИКЛІЧНИХ ЗНАКОЗМІННИХ НАВАНТАЖЕНЬ

Результати медичної реабілітації хворих з наслідками нестабільних травм таза залежать від багатьох чинників, серед яких особливе значення має міцність фіксації фрагментів, що визначає можливість раннього відновлення статико-динамічної функції пояса нижніх кінцівок. Вивчали в експерименті міцність нарізних з'єднань «стрижень – тазова кістка» з різними типами нарізі під впливом знакозмінних циклічних навантажень. Експеримент виконували на препаратах тазових кісток свині, використовували апарати зовнішньої фіксації зі стрижнями з циліндричною односпрямованою нарізкою та стрижнями один з яких мав правобічну нарізь, інший – лівобічну. Циклічні знакозмінні навантаження здійснювали за допомогою вібростенду. Встановлено, що стрижні з односпрямованою нарізкою мають меншу стійкість до циклічних знакозмінних навантажень. Середня величина викручування стрижнів дорівнювала (824 ± 112) мкм. У апарата зі стрижнями, що мали різноспрямовану нарізь викручування не було (0 мкм). Пов'язуємо це з тим фактом, що стрижні з різноспрямованою нарізкою, з'єднані балкою, створюють взаємоблокувальну конструкцію, яка протидіє самовикручуванню стрижнів.

Ключові слова: таз, зовнішня фіксація, стрижні, самовикручування.

Вступ

Лікування пошкоджень таза залишається гострою медико-соціальною проблемою, адже попри прогрес в організації невідкладної допомоги й впровадження сучасних алгоритмів лікування цієї патології в гострому періоді травматичної хвороби, функціональні наслідки не завжди відповідають вимогам сьогодення. Значний відсоток ускладнень і інвалідності у хворих з наслідками травм таза обумовлений не тільки тяжкістю високоенергетичних пошкоджень цієї анатомо-функціональної ділянки, але й складністю медичної реабілітації.

Багаторічний досвід зовнішнього остеосинтезу таза свідчить про доцільність засто-

сування поширеної в нашій країні та за кордоном компоновки апарата з двох стрижнів, які фіксовані нарізкою в клубовій кістці та з'єднані між собою горизонтальною балкою, як під час протишоків заходів, так і на етапі відновного лікування [1]. Але сучасні технології ранньої медичної реабілітації хворих з травмами таза, які передбачають застосування постійного пасивного руху в тазостегнових суглобах, підвищують вимоги до міцності фіксації таза. Перспективним напрямом вирішення цього завдання є експериментальне обґрунтування дизайну пристроїв для остеосинтезу таза або їх конструктивних елементів, спрямоване на покращення стабільності біомеха-

нічної системи «кість – фіксатор» під впливом навантажень, які витримує пояс нижньої кінцівки в процесі відновного лікування [2].

Мета дослідження – вивчити в експерименті міцність нарізних з'єднань «стрижень – тазова кістка» з різними типами нарізі під впливом знакозмінних циклічних навантажень в експерименті.

Матеріали та методи

Експериментальні дослідження виконували на препаратах тазових кісток свині. Використовували апарати зовнішньої фіксації зі стрижнями з циліндричною односпрямованою нарізкою та стрижнями, один з яких мав правобічну нарізку, інший – лівобічну (рис. 1).



Рис. 1. Експериментальна модель на стенді

Використовували по три препарати з кожним типом стрижнів. Циклічні знакозмінні навантаження здійснювали за допомогою вібростенду (рис. 2) з частотою вібрації 25 Гц та амплітудою 2,5 мм [3]. Вібраційний вплив виконували упродовж 30 хв, що за тривалістю відповідає 45 000 циклів ходи. Місця контакту стрижнів з кісткою фарбували аніліновим фарбником діамантовий зелений.

Наприкінці експерименту вимірювали величину самовикручування гвинтів з кістки за допомогою мікрометру (рис. 3).



Рис. 2. Вібраційний стенд



Рис. 3. Вид препарату через оптичний мікрометр

Крім того, виконували експериментальне дослідження величини викрутного моменту при вкручуванні стрижня в кісткову тканину. Для цього використовували препарат стегнової кістки свині, який жорстко закріплювали. Стрижень, за допомогою воротка, вкручували в середину діяфізу на всю його ширину. Схема експерименту подана на рис. 4.

Довжина важеля дії сили викручування в нашому дослідженні дорівнювала: $l = 100 \text{ mm}$. Фото виконання експерименту подано на рис. 5.

До воротка прикладали викрутну силу, величину якої вимірювали за допомогою тензометричного датчика SBA-100L та пристрою реєстрації CAS типу CI-2001A (рис. 6).

Величину викрутного моменту розраховували за формулою [4]:

$$M_{\text{вигтв}} = Fl \quad (1)$$

де F – величина викрутної сили;

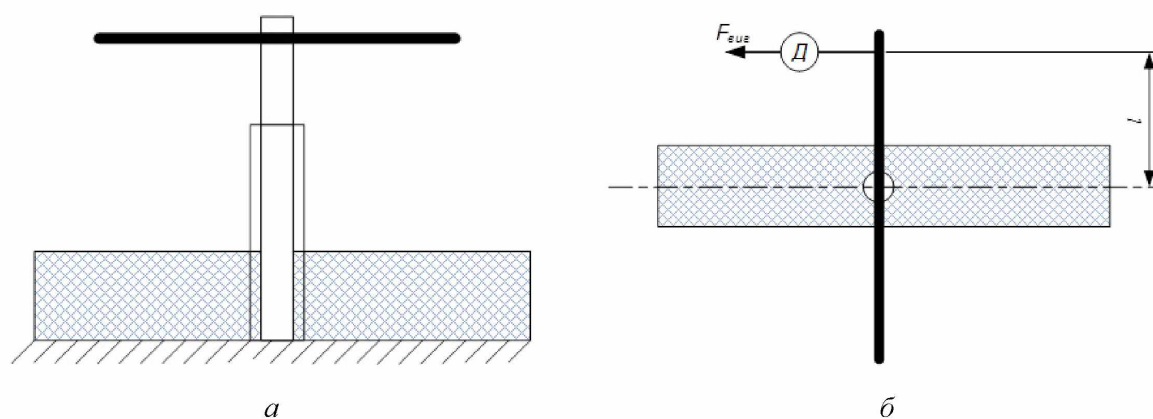
l – довжина важеля дії викрутної сили.

За результатами експерименту розраховували величину викрутного моменту та критичні значення амплітуди й частоти вібрації при яких може відбуватися викручування стрижня [5].

Дані були оброблені статистично, розраховували середнє (M), стандартне відхилення (SD), мінімальне (\min) та максимальне (\max) значення вибірки. Обробку проводили в пакеті прикладних програм IBM SPSS Statistics 20.0 [6].

Результати та їх обговорення

Для розуміння впливу знакозмінних циклічних навантажень на міцність нарізних з'єднань скористалися класичною методикою, яка наведена в технічних довідниках [7]. Геометричні характеристики нарізі та сил, що діють в нарізному з'єднанні подано на рис. 7.



D – динамометр; $F_{\text{вит}}$ – сила викручування; l – довжина важеля дії сили викручування.

Рис. 4. Схема експерименту на викручування стрижня:
а – вигляд в сагітальній площині; б – вигляд зверху.



Рис. 5. Експериментальне дослідження величини викрутного моменту при викручуванні стрижня в кісткову тканину



Рис. 6. Пристрій для реєстрації величини навантаження з тензометричним датчиком

Моменти, що необхідні для викручування нарізного з'єднання, визначали за формулою [8]:

$$M_{\text{вгв}} = M_{\text{вгв}} \frac{\left[\tan(\phi + \psi) + f_T \frac{d_{cp}}{d_2} \right]}{\left[\tan(\phi - \psi) + f_T \frac{d_{cp}}{d_2} \right]} \quad (2)$$

де $M_{\text{вгв}}$, $M_{\text{вгв}}$ – моменти, що необхідні для викручування/викручування нарізного з'єднання;

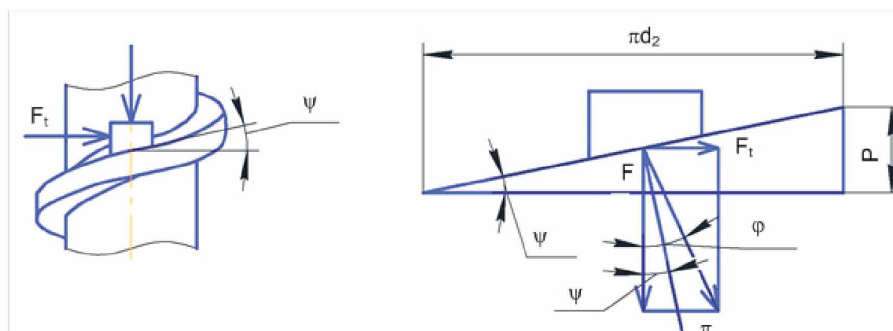


Рис. 7. Сили взаємодії в нарізному з'єднанні: де F_t – рухова окружна сила; F – осьова сила на гвинті; ψ – кут підйому гвинтової лінії нарізі; ϕ – кут тертя; d_2 – середній діаметр нарізі; P – крок нарізі

f_T – коефіцієнт тертя на торці нарізі;
 d_{cp} – середній діаметр кільця контакту;
 d_2 – середній діаметр нарізі.

Результати експериментального дослідження величини крутного моменту для стрижня, що закручений в діафізарну частину стегнової кістки свині наведені в *табл. 1*.

Таблиця 1. Величини крутного моменту для стрижня, що закручений в діафізарну частину стегнової кістки свині

№ випробування	Крутий момент $M_{вигв}$, Нм		
	$M_{вигв}$	$M \pm SD$	min+max
1	2,80	3,3 \pm 0,32	2,80+3,60
2	3,50		
3	3,40		
4	3,20		
5	3,60		

Відповідно до результатів проведеного експериментального дослідження середня величина крутного моменту склала (3,30 \pm 0,32) Нм. Тому для розрахунку обираємо середнє значення:

$M_{вигв} = 3,30$ Нм.

Згідно з довідковими даними [8] обираємо величину коефіцієнта тертя для пари метал – кістка: $f_T = 0,30$.

Останні параметри обираємо відповідно до конструкції стрижня, який був задіяний в експерименті: $d_{cp} = 5$ мм; $d_2 = 6$ мм; $\psi = 10^\circ$; $\phi = 30^\circ$; $P = 3$ мм.

Якщо підставити зазначені величини до рівняння (2), отримуємо величину крутного моменту нашого стрижня: $M_{вгв} = 4,9$ Нм.

Як бачимо, основними факторами, що впливають на зусилля, необхідні для викручування різьбового з'єднання, є момент попередньої затяжки та сила тертя на витках і торцях нарізі. Отже, зниження моменту викручування напряму пов'язане зі зміною сили тертя на витках і торцях нарізі. В роботі [8] розглянуто вплив вібрації на коефіцієнт тертя, показано, що основною причиною є продовжна вібрація. Умови відсутності проковзування:

$$\frac{2M_{ггв} \left[\tan(\phi - \psi) + f_T \frac{d_{cp}}{d_2} \right]}{d_2 \left[\tan(\phi + \psi) + f_T \frac{d_{cp}}{d_2} \right]} > mA\omega^2 \quad (3)$$

де m – маса стрижня, в нашому випадку $m = 20$ г;

A – амплітуда вібрації;

ω – частота вібрації.

Перетворивши нерівність (3) можна отримати рівняння для визначення критичних

значень частоти вібрації залежно від її амплітуди:

$$\omega < \frac{2M_{ггв} \left[\tan(\phi - \psi) + f_T \frac{d_{cp}}{d_2} \right]}{mA d_2 \left[\tan(\phi + \psi) + f_T \frac{d_{cp}}{d_2} \right]} \quad (4)$$

Підставимо необхідні значення до нерівності (4) та розрахуємо критичні значення частоти вібрації для її амплітуди в діапазоні від 1,0 мм до 5,0 мм з кроком 0,5 мм. Результати розрахунків наведені в *табл. 2*.

Таблиця 2. Критичні значення частоти вібрації залежно від її амплітуди для викручування стрижня з кістки

Амплітуда, мм	Частота, Гц
0	681
0,5	305
1,0	215
1,5	176
2,0	152
2,5	136
3,0	124
3,5	115
4,0	108
4,5	102
5,0	96

Отримати більш наочне уявлення про критичні значення частоти вібрації залежно від її амплітуди для викручування стрижня з кістки можна за допомогою графіку, який наведений на *рис. 8*.

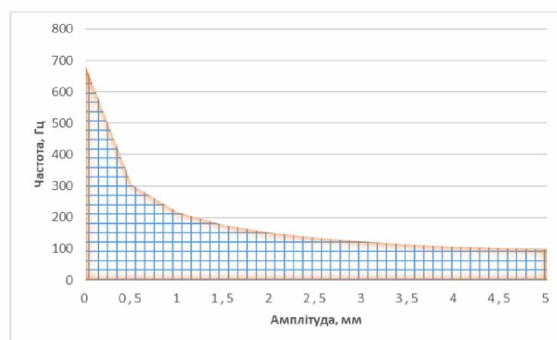


Рис. 8. Графік залежності частоти вібрації залежно від її амплітуди, критичної до викручування стрижня з кісткової тканини

Приведений графік наочно показує, що область, що розташована вище заштрихованої зони, є особливо небезпечною з точки зору можливості самовикручування стрижнів.

В *табл. 3* наведені результати випробувань препаратів тазових кісток свині з'єднаних апаратом зовнішньої фіксації в варіантах зі стрижнями з односпрямованою та різноспрямованою нарізкою на вібраційний вплив.

Таблиця 3. Величини викручування стрижнів під вібраційним впливом

№ п/п	Величини викручування стрижнів, мкм	
	односпрямовані нарізи	різноспрямовані нарізи
1	713	0
2	823	0
3	936	0
M±SD	824±112	0
min+max	713+936	0

В результаті проведених досліджень встановлено, що стрижні з односпрямованою нарізю мають меншу стійкість до циклічних знакозмінних навантажень. Середня величина викручування стрижнів склала (824±112) мкм.

Література

1. Kanakaris N. K. Treatment and outcomes of pelvic malunions and nonunions: a systematic review / N. K. Kanakaris // Clin Orthop Relat Res. – 2009. – Vol. 467 (8). – P. 2112–2124. – DOI: 10.1007/s11999-009-0712-2.
2. Mechanical testing of a device for subcutaneous internal anterior pelvic ring fixation versus external pelvic ring fixation / G. Osterhoff, S. Tiziani, S. J. Ferguson [et al.] // BMC Musculoskeletal Disorders. – 2014. – Vol. 15. – Article 111. – DOI: 10.1186/1471-2474-15-111.
3. Разработка, создание и исследование управляемого вибромассажного устройства / А. И. Сердюк, З. М. Мителева, А.И. Касьянов [и др.] // Тез. докл. 45-й науч. конф. Полт. ИСИ. – Полтава. – 1994. – Ч. 2. – С. 214.
4. Александров А. В. Сопротивление материалов / Александров А. В., Потапов В. Д., Державин Б. П. – М.: Высшая школа, 2000. – 560 с.
5. Математическое исследование механических колебательных свойств длинных костей / М. Ю. Карпинский, С. С. Зубатый, Д. В. Лавинский [и др.] // Медицина и ... – 2000. – № 1. – С. 47–50.
6. Наследов А. SPSS 19: профессиональный статистический анализ данных / А. Наследов. – СПб: Питер, 2011. – 400 с.
7. Биргер И. А. Резьбовые и фланцевые соединения / И. А. Биргер, Г. Б. Иосилевич. – М: Машиностроение, 1990. – 367 с.
8. Об износе оборудования в условиях вибрации и ударных нагрузок / И. И. Блехман, Л. И. Блехман, В. Б. Васильков [и др.] // Вестник научно-технического развития. – 2018. – № 11 (135). – С. 3–14. – DOI: 10.18411/vntr2018-135-1.

References

1. Kanakaris N.K. (2009). Treatment and outcomes of pelvic malunions and nonunions: a systematic review. *Clin Orthop Relat Res.*, vol. 467 (8), pp. 2112–2124, DOI: 10.1007/s11999-009-0712-2.
2. Osterhoff G., Tiziani S., Ferguson S.J., Spreiter G., Scheyerer M.J., Spinas G.L. et al. (2014). Mechanical testing of a device for subcutaneous internal anterior pelvic ring fixation versus external pelvic ring fixation. *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 15, article 111, DOI: 10.1186/1471-2474-15-111, PMID: 24684828, PMCID: PMC3994226.
3. Serdyuk A.I., Miteleva Z.M., Kasyanov A.I., Monko O.N., Karpinsky M.Yu. (1994). Razrabotka, sozdaniye i issledovaniye upravlyayemogo vibromassazhnogo ustroystva [Development, creation and research of a controlled vibro-massage device]. Tezisy dokladov 45-y nauch konferentsii Poltavskogo ISI – Abstracts of the 45th scientific conference of Poltava ISI, part 2, p. 214, Poltava [in Russian].
4. Aleksandrov A.V., Potapov V.D., Derzhavin B.P. (2000). *Soprotivleniye materialov [Strength of materials]*. Moscow: Vysshaya shkola, 560 p. [in Russian].
5. Karpinskiy M.Yu., Zubatyy S.S., Lavinskiy D.V., Fomin G.G. (2000). Matematicheskoye issledovaniye mekhanicheskikh kolebatelnykh svoystv dlinnykh kostey [Mathematical study of mechanical vibrational properties of long bones]. *Meditina i ... – Medicine and ...*, № 1, pp. 47–50 [in Russian].
6. Nasledov A. (2011). *SPSS 19: professionalnyy statisticheskiy analiz dannyykh [Professional Statistical Analysis of Data]*. Sankt-Peterburg: Piter, 400 p. [in Russian].

У апарата зі стрижнями, що мали різноспрямовану нарізю викручування не було (0 мкм). Це ми пов'язуємо з тим фактом, що стрижні з різноспрямованою нарізю, з'єднані балкою, створюють взаємоблокувальну конструкцію, яка протидіє самовикручуванню стрижнів.

Висновок

Стрижні з різноспрямованою нарізю, з'єднані балкою, створюють взаємоблокувальну конструкцію, яка протидіє самовикручуванню, що суттєво підвищує міцність з'єднання апарата зовнішньої фіксації з тазовою кісткою і створює умови ефективного застосування ранньої реабілітації постраждалих з нестабільними травмами таза.

7. Birger I.A., Iosilevich G.B. (1990). *Rezbovyye i flantsevyye soyedineniya* [Threaded and flange connections]. Moscow: Mashinostroyeniye, 367 p. [in Russian].

8. Blekhnman I.I., Blekhnman L.I., Vasilkov V.B., Ivanov K.S., Yakimova K.S. (2018). *Ob iznose oborudovaniya v usloviyakh vibratsii i udarnykh nagruzok* [On equipment wear under vibration and shock loads]. *Vestnik nauchno-tehnicheskogo razvitiya – Bulletin of scientific and technical development*, № 11 (135), pp. 3–14, DOI: 10.18411/vntr2018-135-1 [in Russian].

С.И. Ковалев, А.Г. Истомин, В.Б. Журавлев, Д.А. Истомин, М.Ю. Карпинский, Е.Д. Карпинская

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ ФИКСАЦИИ РЕЗЬБОВЫХ СОЕДИНЕНИЙ «СТЕРЖЕНЬ – ТАЗОВАЯ КОСТЬ» ПОД ВЛИЯНИЕМ ЦИКЛИЧЕСКИХ ЗНАКОПЕРЕМЕННЫХ НАГРУЗОК

Результаты медицинской реабилитации больных с последствиями нестабильных травм таза зависят от многих факторов, среди которых особое значение имеет прочность фиксации фрагментов, определяющая возможность раннего восстановления статико-динамической функции пояса нижних конечностей. Изучали в эксперименте прочность резьбовых соединений «стержень – тазовая кость» с различными типами резьбы под влиянием знакопеременных циклических нагрузок. Эксперимент проводили на препаратах тазовых костей свиньи, использовали аппараты внешней фиксации со стержнями с цилиндрической однонаправленной резьбой и стержнями один из которых имел правостороннюю резьбу, другой – левостороннюю. Циклические знакопеременные нагрузки осуществляли с помощью вибростенда. Установили, что стержни с однонаправленной резьбой имеют меньшую устойчивость к циклическим знакопеременным нагрузкам. Средняя величина выкручивания стержней составила (824 ± 112) мкм. У аппарата со стержнями с разнонаправленной резьбой выкручивания не было (0 мкм). Это мы связываем с тем фактом, что стержни с разнонаправленной резьбой, соединенные балкой, создают взаимноблокирующую конструкцию, которая противодействует самовыкручиванию стержней.

Ключевые слова: таз, внешняя фиксация, стержень, самовыкручивание.

S.I. Kovaliov, A.G. Istomin, V.B. Zhuravliov, D.A. Istomin, M.Yu. Karpinsky, O.D. Karpinska

AN EXPERIMENTAL STUDY OF THE STRENGTH OF THREADED CONNECTIONS OF «THE ROD – THE PELVIC BONE» UNDER THE EFFECT OF ALTERNATE CYCLIC LOADS

Results of medical rehabilitation of patients with consequences of unstable pelvic fractures depend upon many factors, among which the strength of fixation of fragments that makes possible early recovery of the staticodynamic function of the lower girdle is particularly important. An experimental study of the strength of threaded connections of different rods and the pelvic bone under the effect of alternate cyclic loads. The experimental studies were conducted on preparations of the pelvic bones of a pig. We used external fixation devices having rods with a cylindrical unidirectional thread and rods, where one had a right-handed thread and the other was with a left-handed thread. Cyclic alternate loads were performed with help of a shaker device. As a result of the conducted studies it has been revealed that screws with a unidirectional thread are less resistant to cyclic alternate loads. The mean value of screw unscrewing was (824 ± 112) μm . In the device that had rods with a differently directed thread they did not unscrew at all (0 μm). We explain it by the fact that the presence of bar-connected screws with a differently directed thread creates a reciprocally interlocking structure, which counteracts self-unscrewing.

Keywords: pelvis, external fixation, rod, self-twisting.

Відомості про авторів

Ковальов Сергій Іванович – кандидат медичних наук, лікар травматолог-ортопед КНП «Міська клінічна багатопрофільна лікарня № 17», м. Харків.

Адреса: Україна, 61037, м. Харків, просп. Московський, 195.

Тел.: +38(050)300-35-75.

E-mail: kovalev0503003575@gmail.com.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7956-9053>.

Истомин Андрей Георгиевич – доктор медичних наук, професор, в. о. завідувача кафедри

спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії Харківського національного медичного університету.

Адреса: Україна, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4.

Тел.: +38(050)984-56-96.

E-mail: ah.istomin@knmu.edu.ua.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-1510-6516>.

Журавльов Валентин Борисович – старший лаборант кафедри спортивної, фізичної та реабілітаційної медицини, фізичної терапії, ерготерапії Харківського національного медичного університету.

Адреса: Україна, 61022, м. Харків, пр. Науки 4.

Тел.: +38(067)706-75-12.

E-mail: albusreal5@com.ua.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5456-3253>.

Істомін Дмитро Андрійович – асистент кафедри травматології та ортопедії Харківського національного медичного університету.

Адреса: Україна, 61022, м. Харків, пр. Науки, 4.

Тел.: +38(050)910-03-86.

E-mail: dai_7@utlook.com.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8754-1103>.

Карпінський Михайло Юрійович – науковий співробітник лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків.

Адреса: Україна, 61024, м. Харків, вул. Пушкінська, 80.

Тел.: +38(057)704-14-71.

E-mail: korab.karpinsky9@gmail.com.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

Карпінська Олена Дмитрівна – науковий співробітник лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харків.

Адреса: Україна, 61024, м. Харків, вул. Пушкінська, 80.

Тел.: +38(057)704-14-71.

E-mail: helen.karpinska@gmail.com.

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