

УДК 617.586-007.2-089.843(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018374-79>

## Напружено-деформований стан моделі плоско-вальгусної деформації стопи за умов використання імплантатів для піднадп'яткового артроскопічного артроризи

О. І. Корольков<sup>1</sup>, П. М. Рахман<sup>2</sup>, М. Ю. Карпінський<sup>2</sup>, І. В. Шишка<sup>3</sup>, О. В. Яреско<sup>2</sup>

<sup>1</sup> КЗ ЛОР Львівська обласна дитяча клінічна лікарня «ОХМАТДИТ». Україна

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

<sup>3</sup> Запорізька обласна лікарня. Україна

*The flat-valgus foot deformity is one of the most common pathologies of the bone-joints system. flat-valgus foot deformity leads to the development of hallux valgus, excessive torsion of the crus, valgus deformation at the ankle and knee joints. Objective: to analyze the stress-strain state of the foot elements in the case of the results of experimental lumbar posterior-lateral fusion with platelet rich fibrin and after its correction with screws for subtalar arthrorisis. Methods: a biomechanical (mathematical) study was made with the finite element method on the foot model in normal and with The results of experimental lumbar posterior-lateral fusion with platelet rich fibrin. We performed subtalar arthrorisis with corrective screws, implanted into the calcaneus or talus bones. Results: in case of the results of experimental lumbar posterior-lateral fusion with platelet rich fibrin increases the level of stress in all the elements of its bone model, especially on the supporting surfaces of the calcaneus and the surfaces of subtalar joint. At screws fixation there are two areas of high stresses (in the contact of the bone elements of the model with screws) with absolute values exceeding the parameters of the model with the results of experimental lumbar posterior-lateral fusion with platelet rich fibrin. Strain distribution was almost equal in cases of screw implantation in the calcaneus or talus bones. The highest stresses in the talus (12.5 MPa) were lower in the model with screws implanted into the calcaneus (11,1 MPa), so this option can be considered to be better. Conclusions: usage of screw for subtalar arthrorisis allows to reduce stresses compared to the model with implants for arthroeresis, with the exception of contact points of bone with screws. Key words: flat-valgus foot deformity, correction, arthrorisis, modeling.*

*Плоско-вальгусная деформация стопы (ПВДС) является одной из наиболее распространенных патологий опорно-двигательной системы. ПВДС приводит к развитию hallux valgus, избыточной торсии голени, вальгусной деформации на уровне голеностопного и коленного суставов. Цель: проанализировать напряженно-деформированное состояние элементов стопы в случае ПВДС и после ее коррекции с использованием винтов для подтаранного артроскопического артроризи. Методы: проведено биомеханическое (математическое) исследование с использованием метода конечных элементов на модели стопы в норме и с ПВДС. Воспроизводили подтаранный артроскопический артрориз с корригирующими винтами, установленными в пяточную или таранную кости. Результаты: при ПВДС увеличивается уровень напряжений во всех элементах ее костной системы, особенно на опорной поверхности пяточной кости и поверхностях подтаранного сустава. При использовании винтов возникают две зоны повышенных напряжений (в местах контакта костных элементов модели с корригирующими винтами) с абсолютными значениями, превышающими показатели модели с ПВДС. Случаи установления винтов в пяточную или таранную кость по распределению напряжений почти идентичны. Максимальное напряжение в таранной кости (12,5 МПа) несколько ниже в модели с винтом, установленным в пяточную кость (11,1 МПа), поэтому можно считать этот вариант лучшим. Выводы: использование винтов для подтаранного артроскопического артроризи позволяет уменьшить напряжения по сравнению с моделью с имплантатами для артроереза, за исключением точек контакта винтов с костной тканью. Ключевые слова: плоско-вальгусная деформация стопы, коррекция, артроскопический артрориз, моделирование.*

**Ключові слова:** плоско-вальгусна деформація стопи, корекція, артроскопічний артрориз, моделювання

## Вступ

Плоско-вальгусна деформація стопи (ПВДС) характеризується сплюсненням поздовжнього її склепіння [1]. Розрізняють мобільну форму, коли склепіння змінюється від патологічних показників у процесі стояння до норми за умов мануальної корекції та у випадках стояння на носках або використання Jack-тесту [6], а також ригідну форму деформації (яка не усувається як у наведених випадках). Мобільну форму ПВДС визначають у немовлят [2], її описують майже в 100 % дітей до 18 міс. [3]. Дійсну патологію важко діагностувати, оскільки немає чітких критеріїв і часто трактування клінічної картини та рентгенограм відрізняється через схожі прояви [4–5].

Маємо зазначити, що ПВДС найчастіше спостерігають у хворих на дитячий церебральний параліч (ДЦП), коли це наслідок, у першу чергу, порушення балансу між м'язами та вкороченим ахілловою сухожилком, а також між малою і великою м'язами. Ця деформація за умов ДЦП впливає на порушення функції опори та ходьби, зменшує довжину та якість кроку дитини. Крім того, указана патологія стопи призводить у подальшому до розвитку *hallux valgus*, формує вальгусну деформацію на рівні надп'яtkово-гомількового та колінного суглобів, іноді — надлишкову торсію гомілки та є одним із чинників виникнення згинальних контрактур у колінних і кульшових суглобах. У таких випадках це знеможливає використання ортезів, а також формування *stoch gait*, що вимагає підвищених енергетичних витрат під час ходьби [10].

У випадках ПВДС для корекції надлишкової вальгусної установки п'ятки та поздовжнього склепіння стопи використовували різні методи. Зокрема, у 1946 році Chambers запропонував заповнювати *sinus tarsi* кістковою тканиною для запобігання надмірного вальгуса п'яткової

кістки [7]. У 1970 році J. Leleivre [8] ввів поняття «латеральний артрорез». Smith і Millar застосували поліетиленовий гвинт (STA) і повідомили про 96 % задовільних результатів. Також стали використовувати так званий метод «*calcaneo-stop*» або артрорез із введенням гвинтів із боку *sinus tarsi* в п'яtkову або надп'яtkову кістки. Зокрема В. Magnan і співавт. [9] отримали 83 % добрих результатів, застосувавши цей метод у 475 пацієнтів із середнім терміном спостереження 20 міс. (від 12 до 112).

**Мета дослідження:** провести порівняльний аналіз напружено-деформованого стану елементів стопи у випадках її плоско-вальгусної деформації та після корекції з використанням гвинтів для піднадп'яtkового артролізу.

## Матеріал і методи

На попередніх етапах досліджень у лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» визначено напружено-деформований стан (НДС) математичних моделей стопи в нормі, у випадках її ПВДС та в умовах використання імплантатів для піднадп'яtkового артролізу [16].

У поданій роботі використано скінченно-елементну модель стопи в нормі та у разі ПВДС, яка складалася з елементів великогомілкової, малоюмілкової, п'яtkової, надп'яtkової, човноподібної та клиноподібних кісток [16].

Для вивчення впливу піднадп'яtkового артролізу на НДС елементів стопи порівнювали моделі з двома варіантами введення гвинта — в п'яtkову або надп'яtkову кістки (рис. 1).

Досліджувані моделі навантажували вертикальною розподіленою силою величиною 350 Н (відповідає середній вазі дитини), яку прикладали до плато великогомілкової кістки. По опорній поверхні п'яtkової кістки та зрізу клиноподібних кісток моделі мали жорстке закріплення (рис. 2).

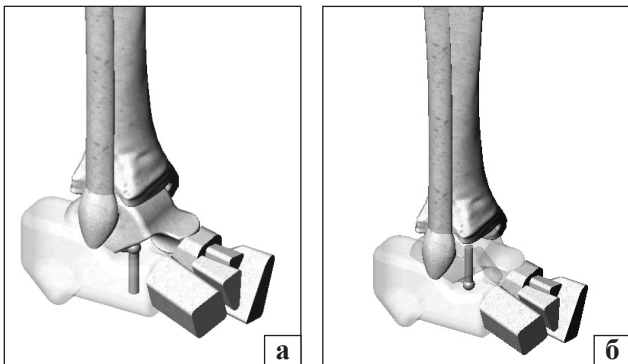


Рис. 1. Модель стопи з піднадп'яtkовим артролізом із різним встановленням гвинта: у п'яtkову (а) та надп'яtkову (б) кістки

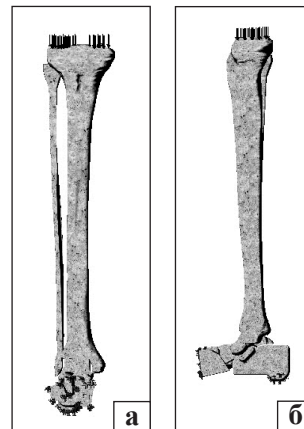


Рис. 2. Схема навантаження моделей: вигляд у фронтальній (а) і сагітальній (б) проекціях

У дослідженні матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як скінченний елемент обрано 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин і штучних матеріалів взято з літератури [11–13]. Використовували такі характеристики, як  $E$  — модуль пружності (модуль Юнга),  $\nu$  — коефіцієнт Пуассона [16].

Для порівняння змін напружено-деформованого стану різних варіантів моделей визначено величину механічних напружень у контрольних точках, схему розташування яких подано в нашій попередній роботі [16].

На п'ятковій кістці контрольні точки були розташовані на суглобовій поверхні надп'яtkово-човноподібного суглоба, середній, задньо-медіальній, задньо-латеральній частинах суглобової поверхні надп'яtkово-п'яtkового суглоба та горбу п'яtkової кістки.

На надп'яtkовій кістці точки були розміщені на передній середній, задньо-медіальній і задньо-латеральній частинах надп'яtkово-п'яtkового суглоба; передній і задній частинах надп'яtkово-великогомілкового суглоба, а також човноподібній кістці.

Дослідження НДС моделей виконували застосовуючи метод скінченних елементів. За критерій оцінки використовували напруження за Мізесом [14]. Моделювання здійснювали за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДС виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [15].

## Результати та їх обговорення

На попередніх етапах роботи проведено порівняльний аналіз НДС моделей стопи в нормі та за наявності її плоско-вальгусної деформації. Зокрема було показано, що ПВДС призводить до підвищення загального рівня напружень в її кісткових елементах до рівня від 0,9 до 4,2 МПа [15].

Наступним кроком було вивчення НДС моделей у випадку корекції ПВДС за допомогою двох варіантів артроризи. На рис. 3 наведено картину розподілу напружень у моделі в разі встановлення гвинта в п'яtkову кістку.

Як бачимо, під час введення коригувального гвинта в п'яtkову кістку, зону підвищених напружень зафіксували у двох локальних точках, які безпосередньо контактують із гвинтом: у місці його кріплення в п'яtkовій кістці та в надп'яtkовій — у ділянці контакту з голівкою гвинта.

На рис. 4 наведено картину НДС моделі у випадку встановлення гвинта в надп'яtkову кістку.

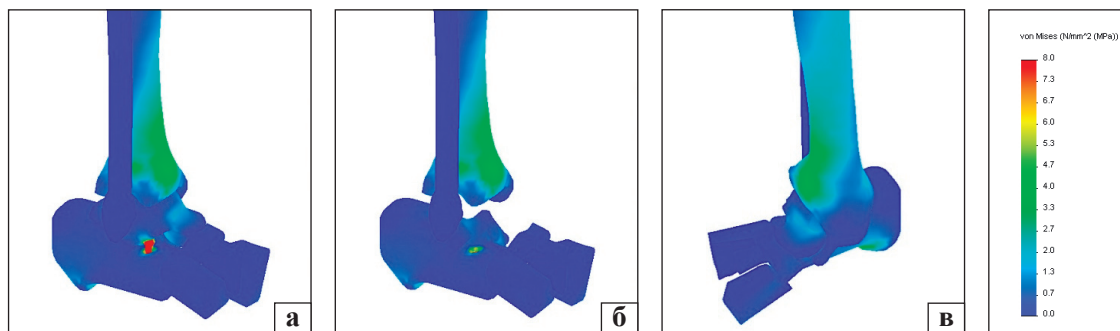
У разі встановлення коригувального гвинта в надп'яtkову кістку картина розподілу механічних напружень у моделі виявилась аналогічною випадку, коли гвинт вводили в п'яtkову кістку. Абсолютні значення величин механічних напружень у контрольних точках моделей стопи з коригувальними гвинтами надано в таблиці.

Як показали проведені дослідження, у разі використання гвинтів утворюються дві зони підвищених напружень, в яких їхні абсолютні значення перевищують аналогічні показники моделі з ПВДС. Вони виникають у місцях контакту кісткових елементів моделі з коригувальними гвинтами.

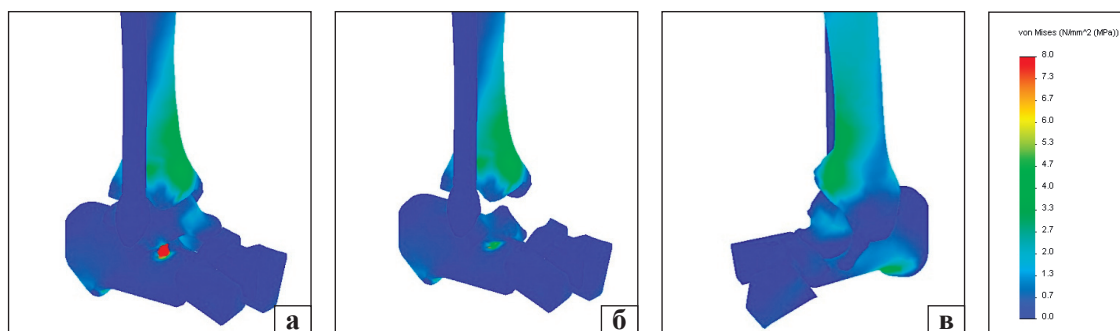
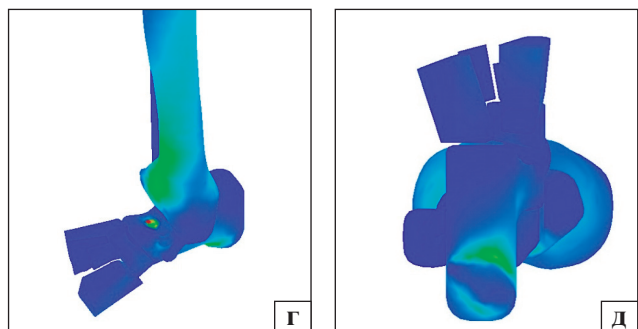
Таблиця

**Величина напружень (МПа) у контрольних точках моделей стопи у випадку виконання піднадп'яtkового артроризи в двох варіантах**

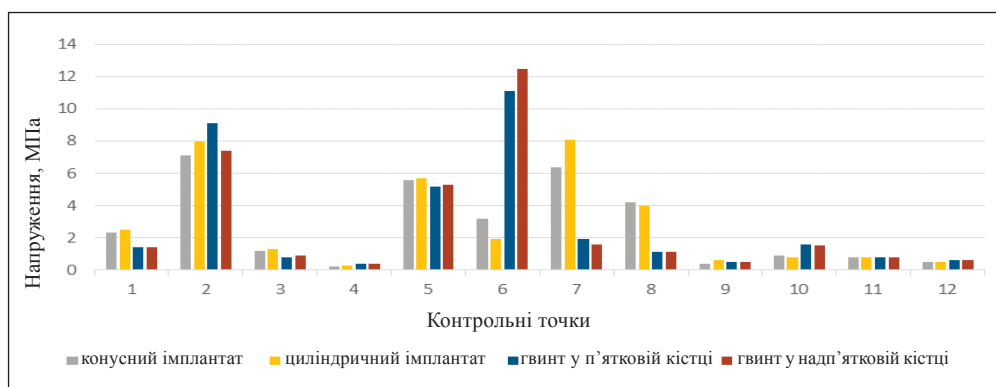
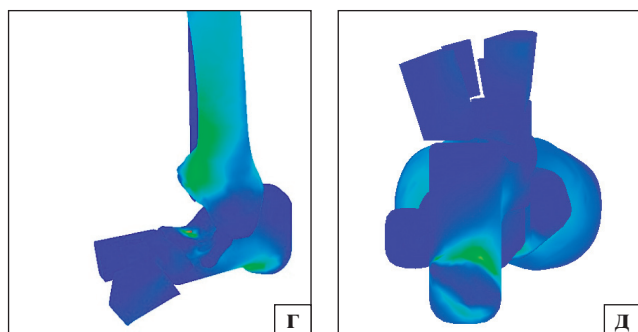
Кістка	Контрольні точки	Величина напружень, МПа			
		норма	ПВДС	гвинт у п'яtkовій кістці	гвинт у надп'яtkовій кістці
п'яtkова	1	0,8	1,4	1,4	1,4
	2	1,5	4,2	9,1	7,4
	3	1,1	2,7	0,8	0,9
	4	0,1	0,9	0,4	0,4
	5	4,9	7,2	5,2	5,3
надп'яtkова	6	0,9	3,8	11,1	12,5
	7	1,4	3,2	1,9	1,6
	8	1,3	1,0	1,1	1,1
	9	1,0	13,5	0,5	0,5
	10	1,7	2,0	1,6	1,5
	11	1,4	1,6	0,8	0,8
човноподібна	12	0,6	6,9	0,6	0,6



**Рис. 3.** Картина розподілу напружень у моделі стопи з коригувальним гвинтом у п'ятковій кістці: загальний вигляд із медіального боку (а), із медіального без надп'яткової кістки та імплантата (б), із латерального без надп'яткової кістки та імплантата (г), опорна поверхня (д)



**Рис. 4.** Картина розподілу напружень у моделі стопи з коригувальним гвинтом у надп'ятковій кістці: загальний вигляд із медіального боку (а), із медіального без надп'яткової кістки та імплантата (б), із латерального (в) із латерального без надп'яткової кістки та імплантата (г), опорна поверхня (д)



**Рис. 5.** Діаграма порівняння величин напружень у контрольних точках моделей стопи з імплантатами для артрорезу та піднадп'ятковим артроризом гвинтами



Зокрема, у п'ятковій кістці максимальне напруження становить 9,1 та 7,4 МПа для моделей із гвинтом у ній і надп'яткової відповідно. У надп'ятковій кістці, навпаки, максимальні напруження виявилися більшими в разі встановлення гвинта в ній — 12,5 МПа, ніж у п'ятковій кістці — 11,1 МПа. В інших контрольних точках моделей стоп із коригувальними гвинтами величини напружень були близькими до значень моделі недеформованої стопи, а в деяких точках навіть нижчими за них.

Результати моделювання корекції ПВДС за допомогою піднадп'ятого артроризи гвинтами показали, що варіанти зі встановленням гвинтів у п'ятову або надп'ятову кістки за розподілом напружень майже ідентичні. Але з урахуванням того, що в найбільш напруженій ділянці (надп'ятова кістка) визначено величину максимального напруження дещо нижчу в моделі з гвинтом, встановленим у п'ятову кістку, можна вважати цей варіант кращим.

Також проведено порівняльний аналіз величин напружень у моделях із піднадп'ятовим артроризом та за використання імплантатів для артрорезу (рис. 5). Для цього застосовані дані, отримані нами раніше [16].

Як показали результати моделювання, використання гвинтів для піднадп'ятого артроризи дає змогу отримати напруження, які за величиною нижчі, ніж у моделі з імплантатами для артрорезу, за винятком точок контакту гвинтів із кістковою тканиною.

## Висновки

У результаті моделювання корекції ПВДС за допомогою піднадп'ятого артроризи гвинтами виявлено, що варіанти зі встановленням їх у п'ятову або надп'ятову кістки за розподілом напружень майже ідентичні. Оскільки в найбільш напруженій ділянці (надп'ятова кістка) величина максимального напруження нижча в моделі з гвинтом розміщеним у п'ятову кістку — 11,1 МПа (проти 12,5 МПа за умов введення його в надп'ятову), можна вважати цей варіант за кращий.

У процесі порівняльного аналізу з'ясовано, що гвинти для піднадп'ятого артроризи дають змогу отримати напруження, нижчі за величи-

ною, ніж у випадку моделі з імплантатами для артрорезу, за винятком точок контакту гвинтів із кістковою тканиною.

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

## Список літератури

1. Diagnosis and treatment of pediatric flatfoot / E. J. Harris, J. V. Vanore, J. L. Thomas [et al.] // *Journal of Foot and Ankle Surgery*. — 2004. — Vol. 43 (6). — P. 341–373. — DOI: 10.1053/j.jfas.2004.09.013.
2. Development of the child's arch / N. Gould, M. Moreland, R. Alvarez [et al.] // *Foot Ankle*. — 1989. — Vol. 9 (5). — P. 241–245.
3. Morley A. J. Knock-knee in children / A. J. Morley // *BMJ*. — 1957. — Vol. 2. — P. 976–979.
4. Mosca V. S. Flexible flatfoot in children and adolescents / V. S. Mosca // *Journal of Children's Orthopaedics*. — 2010. — Vol. 4 (2). — P. 107–121. — DOI: 10.1007/s11832-010-0239-9.
5. Staheli L. T. The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults / L. T. Staheli, D. E. Chew, M. Corbett // *Journal of Bone and Joint Surgery. Am.* — 1987. — Vol. 69 (3). — P. 426–428.
6. Sheikh T. A. M. Painful Flexible Flatfoot / T. A. M. Sheikh, D. S. Feldman // *Foot and Ankle Clinics*. — 2015. — Vol. 20 (3). — P. 693–704. — DOI: 10.1016/j.fcl.2015.07.011.
7. Giannini S. Operative treatment of the flatfoot: why and how / S. Giannini // *Foot and Ankle International*. — 1998. — Vol. 19 (1). — P. 52–58.
8. Lelievre J. Current concepts and correction of the valgus foot / J. LeLievre // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 1970. — Vol. 70. — P. 43–55.
9. Flatfeet: comparison of surgical techniques. Result of study group into retrograde endorthesis with calcaneus-stop / B. Magnan, C. Baldrighi, D. Papadia [et al.] // *Ital. J. Pediatr. Orthop.* — 1997. — Vol. 13. — P. 28–33.
10. Beguiristain-Gúrpidе J. L. Lógica Clínica en Cirugía Ortopédica de la Parálisis Cerebral / J. L. Beguiristain-Gúrpidе // *Revista de neurologia*. — 2003. — Vol. 37 (1). — P. 51–54.
11. Агапов В. П. Метод конечных элементов в статике, динамике и устойчивости пространственных тонкостенных подкрепленных конструкций : учеб. пособие / В. П. Агапов. — М. : АСВ, 2000. — 152 с.
12. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
13. Gere J. M. *Mechanics of Material* / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — Boston : PWS Publishing Company, 1997. — 912 p.
14. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М. : Мир, 1978. — 519 с.
15. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
16. Характеристика напряженно-деформированного состояния модели стопы до и после лечения плоско-вальгусной деформации с использованием имплантатов для подтаранного артрореза (сообщение второе) / О. І. Корольков, П. М. Рахман, М. Ю. Карпінський [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование*. — 2018. — № 1. — С. 65–71. — DOI: 10.15674/0030-59872018165-71.

## STRESS-STRAIN STATE OF THE FLAT-VALGUS FOOT MODEL IN CASE OF IMPLANTS USAGE FOR SUBTALAR ARTHRORISIS

O. I. Korolkov <sup>1</sup>, P. M. Rakhman <sup>2</sup>, M. Yu. Karpinsky <sup>2</sup>, I. V. Shishka <sup>3</sup>, O. V. Yaresko <sup>2</sup>

<sup>1</sup> Lviv Regional Children's Specialized Clinical Hospital. Ukraine

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

<sup>3</sup> Zaporizhzhia Regional Clinical Hospital. Ukraine

✉ Oleksandr Korolkov, MD in Traumatology and Orthopaedics: korolkovmd@gmail.com

✉ Paviel Rakhman: pavielrakhman@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Igor Shishka, PhD in Traumatology and Orthopaedics: shishka@ukr.net

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com

### 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 хворих зі сколіотичними деформаціями хребта	Д. м. н. Мезенцев А. О.
5.	Хірургічні та консервативні методи лікування хворих із патологією хребта	Проф. Радченко В. О.
6.	Мануальна терапія в комплексному лікуванні хворих із патологією хребта	Проф. Радченко В. О.
7.	Малоінвазивна й інструментальна хірургія хребта	Проф. Радченко В. О.
8.	Хірургічні та консервативні методи лікування травматичних ушкоджень кістково-м'язової системи	Проф. Корж М. О.
9.	Реконструктивно-відновна хірургія опорно-рухової системи в разі наслідків травм та ортопедичних захворювань	Проф. Корж М. О.
10.	Лабораторні методи дослідження в ортопедії та травматології (клініко-діагностичні, біохімічні, морфологічні, імунологічні)	К. б. н. Леонтєва Ф. С.
11.	Лікувально-профілактичне експрес-ортезування та експрес-протезування опорно-рухової системи	К. м. н. Диннік О. А. Тимченко І. Б.
12.	Артроскопічна діагностика та лікування патології великих суглобів	К. м. н. Болховітін П. В.
13.	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей з патологією кульшового суглоба	Проф. Хмизов С. О.
14.	Постізометрична релаксація та масаж в ортопедії та травматології	К. 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.

Телефон для довідок: (057) 725-14-77