

УДК 616.718.7-007.24-089.843:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018165-71>

Характеристика напружено-деформованого стану моделі стопи до та після лікування плоско-вальгусної деформації з використанням імплантатів для піднадп'яткового артроерезу (повідомлення друге)

О. І. Корольков¹, П. М. Рахман¹, М. Ю. Карпінський¹,
І. В. Шишка², О. В. Ярьсько¹

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

² Запорізька обласна лікарня. Україна

One of the modern types of flatfoot surgical treatment is subtalar arthroereisis with implant placement in sinus tarsi. There are a lot of kinds of such implants. Objective: to study stress-strain state of the foot bone elements in normal and in cases of its flatfoot deformity before and after implant placement. Methods: we made finite element model which consist of tibia, fibula, talus, calcaneus, navicular and cuneiform bones. Joint surfaces were modeled with mechanical properties of cartilage tissue. We compared two types of models- conical and cylinder, also made assessment of mechanical properties (titanium, sapphire, carbon) on stress-strain state. Results: using of implants with conical and cylinder shape led to increasing of stress values in the place of contact with the bone, especially on the subtalar surface 8.0 u 7.1 MPa. Difference in stress values on the all areas of the foot model with both implants is not significant, but at cylinder shape implantation we observed quantitatively better indexes improvement. Implant material does not influence on the strain distribution in the foot bones. Conclusions: using of implants for subtalar arthroereisis can influence positively on strain distribution of the foot at its surgical correction. Subtalar arthroereisis is one of the kinds for flatfoot deformity treatment and ankle joint stabilization. Key words: foot, flat-valgus foot, arthroereisis, mathematic modeling.

Одним из современных вариантов хирургического лечения плоско-вальгусной деформации стоп является выполнение артроереза подтаранного сустава (АЭПС) с установкой имплантата в sinus tarsi. Разработано большое количество вариантов (типов) таких имплантатов. Цель: изучить напряженно-деформированное состояние (НДС) костных элементов стопы в норме, в случаях ее плоско-вальгусной деформации до и после использования имплантатов для АЭПС. Методы: построена конечно-элементная модель стопы, состоящая из элементов большеберцовой, малоберцовой, пяточной, таранной, ладьевидной и клиновидной костей. Суставные поверхности моделировали элементами с механическими свойствами хрящевой ткани. Сравнивали модели двух имплантатов — конусной и цилиндрической форм, а также оценивали влияние механических характеристик материалов (титан, сапфир, углерод) на НДС. Результаты: по сравнению с моделью плоско-вальгусной деформации стопы использование имплантатов конусной и цилиндрической форм приводит к повышению величин напряжений в зоне их контакта с костной тканью, особенно на поверхностях подтаранного сустава — 8,0 и 7,1 МПа соответственно. Разница в величинах напряжений на всех участках моделей стоп с имплантатами обеих форм незначительна, однако при установке цилиндрического отмечена количественно большая нормализация показателей. Материал имплантата не имеет принципиального влияния на распределение напряжений в костной системе стопы. Выводы: использование имплантатов для АЭПС позитивно влияет на распределение напряжений в элементах скелета стопы при коррекции ее плоско-вальгусной деформации. АЭПС является одним из вариантов устранения плоско-вальгусной деформации стопы и стабилизации голеностопного сустава. Ключевые слова: стопа, плоско-вальгусная деформация, артроерез, математическое моделирование.

Ключові слова: стопа, плоско-вальгусна деформація, артрорез, математичне моделювання

Вступ

На першому етапі нашого дослідження проведено визначення інтенсивності напружень у моделі стопи в нормі та за наявності плоско-вальгусної деформації стопи (ПВДС). Зокрема показано, що ПВДС призводить до підвищення рівня напружено-деформованого стану (НДС) в усіх кісткових елементах стопи, особливо на опорній поверхні п'яткової кістки та на поверхні надп'яtkово-п'яtkового суглоба, де рівень напружень зростає в 7–10 разів [1].

Одним із сучасних варіантів хірургічного лікування ПВДС є виконання артрорезу піднадп'яtkового суглоба (АЕПС) з установленням спеціального імплантата в *sinus tarsi* у «чистому» вигляді або в поєднанні з іншими втручаннями [2–5]. На сьогодні у світі розроблено безліч варіантів (типів) імплантатів для АЕПС. Ураховуючи велику кількість та різну функціональну роль імплантатів для АЕПС, Н. М. Vogler [6] запропонував таку їх класифікацію: а) функціонують як самоблокувальний клин; б) змінюють розташування п'яtkово-надп'яtkової осі; в) впливають на латеральний виросток надп'яtkової кістки за рахунок прямої компресійної дії [6].

При цьому автори підкреслюють, що імплантати для АЕПС розташовані в межах *sinus tarsi* й *canalis tarsi* там, де відсутнє хрящове покриття, тобто ця зона не є суглобовою, а втручання носить позасуглобовий характер. *Sinus tarsi* — анатомічне утворення, обмежене піднадп'яtkовою та п'яtkовою кістками, надп'яtkово-п'яtkо-човноподібним суглобом попереду та задніми поверхнями піднадп'яtkового синуса позаду. *Sinus tarsi* — це три окремі супутні поверхні, які розділені *canalis tarsi*: передня і середня лежать дистальніше, а задня — проксимальніше нього [7, 8].

На цьому етапі роботи визначено вплив імплантатів для АЕПС на розподіл напружень у кісткових елементах стопи в процесі лікування ПВДС і досліджено різні типи імплантатів (конусного та розробленого нами циліндричного), а також порівняно вплив механічних властивостей матеріалів, із яких їх виробляють, на НДС моделі стопи.

Мета роботи: вивчити напружено-деформований стан кісткових елементів стопи у випадках її плоско-вальгусної деформації до та після хірургічного лікування з використанням імплантатів для артрорезу піднадп'яtkового суглоба.

Матеріал і методи

Дослідження НДС математичних моделей стопи в нормі, за умов ПВДС і використання імплантатів для АЕПС як неоднакової форми, так і з різних матеріалів проведено в лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН».

Для вирішення поставленого завдання побудовано скінченно-елементну модель стопи з таких складових: великогомілкова, малогомілкова, п'яtkова, надп'яtkова, човноподібна та клиноподібні кістки. Суглобові поверхні моделювали елементами з механічними властивостями хрящової тканини. На попередньому етапі роботи визначено вплив вальгусної деформації на розподіл напружень у кістках стопи [1].

Для вивчення впливу на НДС кісткових елементів стопи корегувальних імплантатів порівнювали їхні моделі: конусну, яку використовують у клінічній практиці, та циліндричну, розроблену в інституті ім. проф. М. І. Ситенка (рис. 1) [9, 10].

У процесі моделювання застосовано стандартну схему встановлення корегувальних імплантатів. Вигляд моделей стопи з імплантатами наведено на рис. 2.

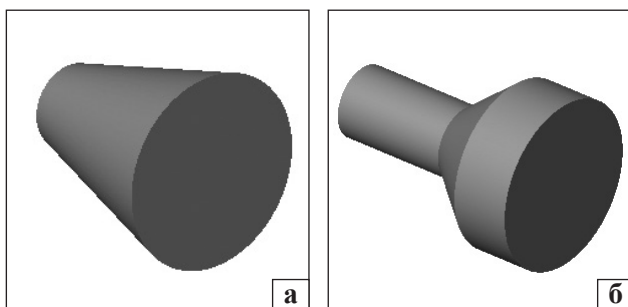


Рис. 1. Моделі імплантатів для корекції ПВДС: а) конусні; б) циліндричні

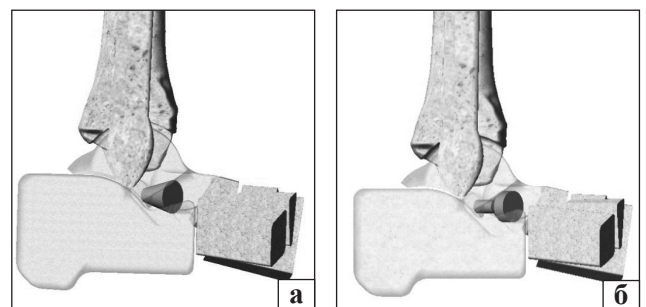


Рис. 2. Модель стопи з корегувальними імплантатами: а) конусним; б) циліндричним

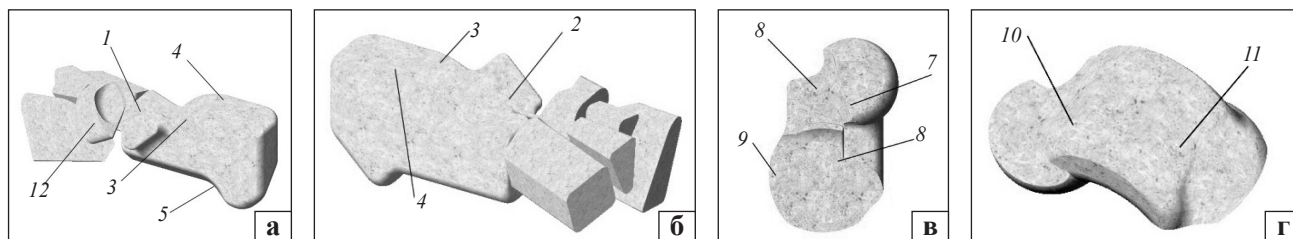


Рис. 3. Схема розташування контрольних точок на елементах моделей: загальний вигляд (а); у фронтальній (б), сагітальній (в), горизонтальній (г) проєкціях. П'яткова кістка: суглобова поверхня надп'ятково-п'ятково-човноподібного суглоба (1); середня (2), задньомедіальна (3) і задньолатеральна (4) частини суглобової поверхні надп'ятково-п'яткового суглоба; бугор п'яткової кістки (5). Надп'яткова кістка: передня (6), середня (7), задньомедіальна (8) і задньолатеральна (9) частини надп'ятково-п'яткового суглоба; передня (10) і задня (11) частини надп'ятково-великогомілкового суглоба; човноподібна кістка (12)

Навантажування відбувалося вертикально розподіленою силою величиною 350 Н, яку прикладали до плато великогомілкової кістки. По опорній поверхні п'яткової та по зрізу клиноподібних кісток моделі мали жорстке закріплення.

Вивчали імпланти з різних матеріалів — титану, сапфіру та вуглецю, їх моделювання з перерахованих речовин здійснювали шляхом змін характеристик, які оцінювали відносно констант,

а саме: модуля пружності Юнга (E), коефіцієнта Пуассона (ν) (табл. 1).

Матеріал вважали однорідним та ізотропним, як кінцевим елементом обрано десятивузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Вибірку механічних властивостей біологічних тканин і штучних матеріалів здійснювали зі спеціальної літератури [11–13].

Для порівняння змін НДС різних варіантів моделей вивчали величину напружень у певних контрольних точках. Схему їхнього розташування наведено на рис. 3.

НДС моделей досліджували за допомогою методу кінцевих елементів. Для оцінювання напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [14]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДС моделей — програмного комплексу CosmosM [15].

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Титан VT-16	110000	0,20
Сапфір	345000	0,28
Вуглець	20000	0,20

Таблиця 2

Величини напружень (МПа) у контрольних точках моделей стоп з імплантами для АЕПС різної форми

Контрольні точки, кістка	Модель			
	ПВДС	конусний імплантат	циліндричний імплантат	
п'яткова	1	1,4	2,5	2,3
	2	4,2	8,0	7,1
	3	2,7	1,3	1,2
	4	0,9	0,3	0,2
	5	7,2	5,7	5,6
надп'яткова	6	3,8	1,9	3,2
	7	3,2	8,1	6,4
	8	1,0	4,0	4,2
	9	13,5	0,6	0,4
	10	2,0	0,8	0,9
човноподібна	11	1,6	0,8	0,8
	12	6,9	0,5	0,5

Результати та їх обговорення

У процесі дослідження проведено порівняльний аналіз НДС моделей стопи в нормі, за наявності її плоско-вальгусної деформації та за умов використання імплантатів для АЕПС.

На рис. 4 наведено загальну картину НДС моделі стопи з корегувальним імплантатом конусної форми.

Показано, що використання корегувальних імплантатів призводить до підвищення величини напружень в зоні їхнього контакту з кістковою тканиною, що пояснюється значною різницею у величинах модуля пружності штучних матеріалів, із яких виробляють імплантати, та кісткової тканини, із якою вони контактують. В інших елементах кісткової системи стопи використання корегувальних імплантатів спричинює зниження рівня напружень порівняно з моделлю стопи з ПВДС. Аналогічну картину спостерігали в разі моделювання використання і конусного, і циліндричного імплантатів. На рис. 5 наведено загальну картину розподілу напружень у моделі стопи з циліндричним імплантатом.

Виявлено, що характеристики НДС моделей стопи з імплантатами конусної та циліндричної форми майже не відрізняються одна від одної. Для порівняння змін у величинах напружень в елементах стопи, які виникають у результаті корекції її ПВДС за допомогою імплантатів для АЕПС різної форми, дані, отримані в процесі проведених досліджень, зведено в табл. 2.

Установлено, що, порівняно з моделлю ПВДС, використання імплантатів призводить до підвищення величин напружень в зоні їх контакту

з кістковою тканиною. Найбільш виражено це на поверхнях надп'ятково-п'яткового суглоба, де напруження сягають рівня 8,0 та 7,1 МПа в разі використання конусного та циліндричного імплантатів відповідно. У моделі ПВДС у цій ділянці величина напружень становить 4,2 МПа. В інших ділянках моделей стоп за умов застосування імплантатів зафіксовано зниження величин напружень завдяки виправленню (нормалізації) геометричного взаємовідношення її елементів. Різниця у величинах напружень на всіх ділянках моделей стоп з імплантатами конусної та циліндричної форм дуже не значна, але свідчить на користь циліндричного — кількісно відзначено більшу нормалізацію показників.

Наступним завданням було перевірити вплив механічних властивостей матеріалів, із яких виробляють імплантати для АЕПС, на НДС моделі стопи. Для його вирішення обрали модель стопи з корегувальним імплантатом циліндричної форми, якому надавали механічні властивості титанового сплаву ВТ-16, сапфіру та вуглецю. Картину НДС моделей стопи з циліндричними корегувальними імплантатами з різних матеріалів наведено на рис. 6.

Величини напружень у моделях із корегувальними імплантатами з різних матеріалів, отримані в процесі проведених досліджень, подано в табл. 3.

У результаті виконаної роботи встановлено, що суттєва різниця між моделями імплантатів, виготовленими із різних матеріалів, спостерігається в зоні їх контакту з кістковою тканиною. В інших ділянках моделей ці відмінності не мають значного значення.

Таблиця 3

Величини напружень (МПа) у контрольних точках моделей стопи з циліндричними імплантатами з різних матеріалів

Контрольні точки, кістка		Матеріал імплантата		
		титан	сапфір	вуглець
п'яткова	1	2,3	3,0	1,6
	2	7,1	8,3	7,6
	3	1,2	1,3	1,3
	4	0,2	0,2	0,2
	5	5,6	5,7	5,7
надп'яткова	6	3,2	2,0	1,4
	7	6,4	7,8	8,2
	8	4,2	3,9	4,5
	9	0,4	0,4	0,6
	10	0,9	0,9	0,8
	11	0,8	0,8	0,8
човноподібна	12	0,5	0,5	0,5

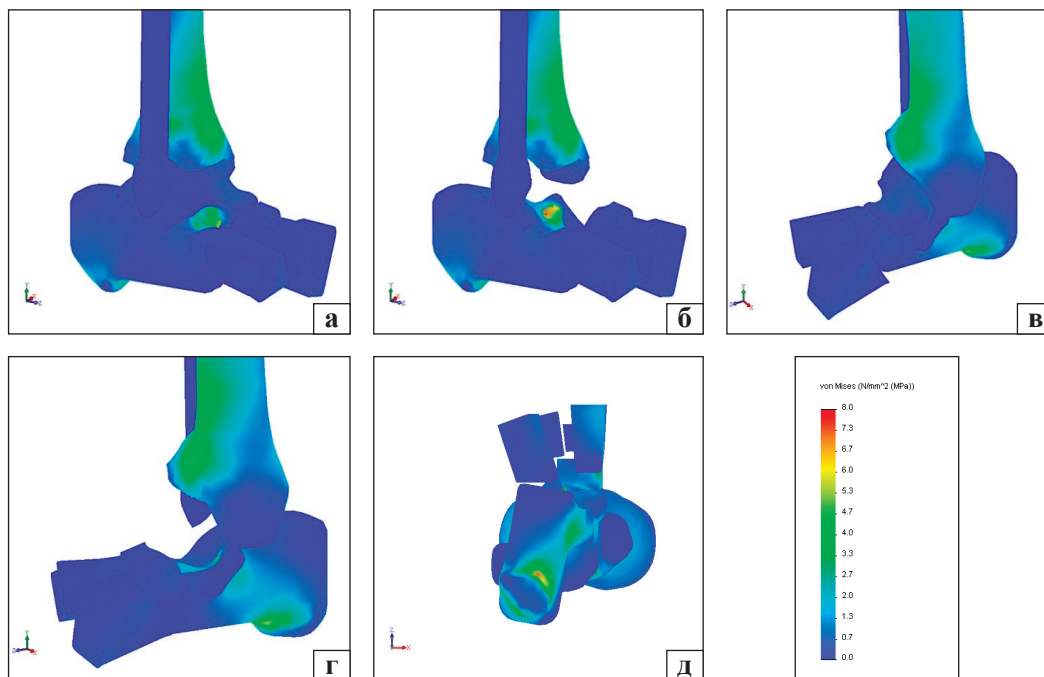


Рис. 4. Картина розподілу напружень у моделі стопи з конусним імплантатом: із медіального боку — загальний вигляд (а) і з прозорими надп'ятковою кісткою й імплантатом (б); із латерального боку — загальний вигляд (в); і з прозорими надп'ятковою кісткою й імплантатом (г); д) з боку опорної поверхні

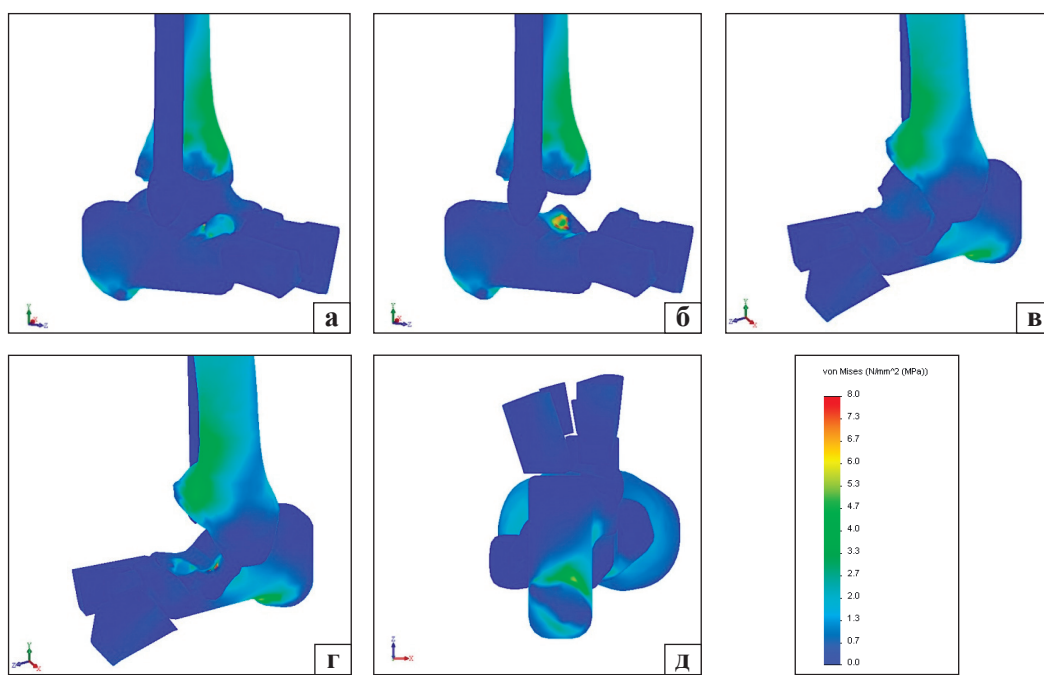


Рис. 5. Картина розподілу напружень у моделі стопи з циліндричним імплантатом: із медіального боку — загальний вигляд (а) і з прозорими надп'ятковою кісткою й імплантатом (б); із латерального боку — загальний вигляд (в); і з прозорими надп'ятковою кісткою й імплантатом (г); д) з боку опорної поверхні

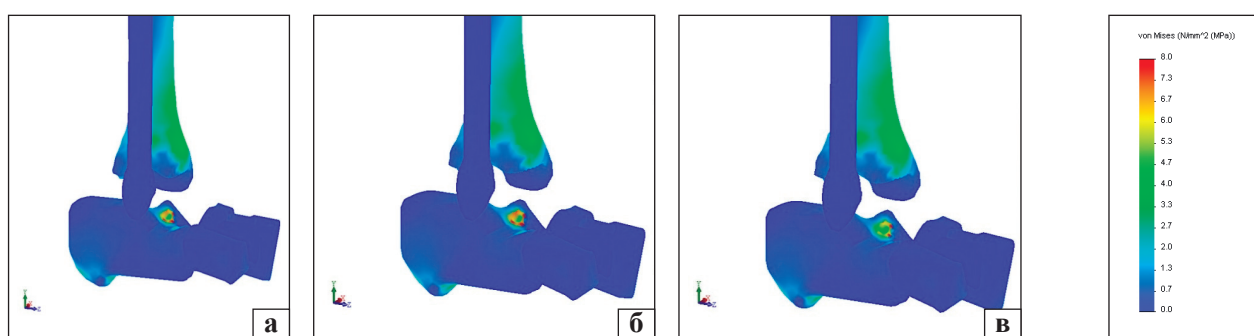


Рис. 6. Картина розподілу напружень у моделях стопи з циліндричними імплантатами з різних матеріалів: а) титан; б) сапфір; в) вуглець. Надп'яткова кістка та імплантат прозорі

Головним чинником, що впливає на рівень показників напружень, є величина модулю пружності матеріалу, з якого виготовлений той чи інший імплантат. Але за абсолютними показниками відмінності в моделях за рівнем величин напружень є дуже незначними, що не дозволяє стверджувати про переваги одного матеріалу над іншими.

Таким чином, можна стверджувати, що вибір матеріалу для виготовлення імплантатів не принциповий з огляду на розподіл напружень у кістковій системі стопи, проте властивості самого матеріалу мають значення для перемінно-навантажувальних характеристик ходьби людини та витримки пружно-деформованих навантажень імплантатів.

Висновки

У результаті проведеного дослідження НДС кісткових елементів стопи встановлено, що: – порівняно з моделлю ПВДС використання імплантатів для артролізу піднадп'яткового суглоба приводить до підвищення величин напружень в зоні їх контакту з кістковою тканиною, найбільшого — на поверхнях надп'ятково-п'яткового суглоба — 8,0 та 7,1 МПа в разі використання конусного та циліндричного імплантатів відповідно. В інших ділянках кісткових моделей стоп використання імплантатів спричинює зниження величин напружень завдяки нормалізації геометричних взаємовідношень між її елементами. Зокрема, у випадку ПВДС, на задньолатеральній частині суглобової поверхні надп'яткової кістки визначено найбільшу концентрацію напружень — 13,5 МПа, за умов використання конусного імплантата — 0,6 МПа, циліндричного — 0,4 МПа;

– відмінності величин напружень на всіх ділянках моделей стоп з імплантатами різної форми не значні, але в разі застосування циліндричного визначено кількісно більшу нормалізацію показників;

– перевірка впливу механічних властивостей матеріалів, із яких виробляють імплантати для АЕПС, на НДС моделі стопи показала, що вибір матеріалу не має принципового значення з огляду на розподіл напружень у кістковій системі стопи.

Використання імплантатів для АЕПС має позитивний вплив на розподіл напружень в елементах скелета стопи в разі корекції її плоско-вальгусної деформації, а отримані дані свідчать, що артролиз піднадп'яткового суглоба є одним із варіантів усунення плоско-вальгусної деформації

стопи та стабілізації надп'ятково-гомількового суглоба.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Дослідження напружено-деформованого стану моделі стопи в разі плоско-вальгусної деформації (повідомлення 1) / О. І. Корольков, П. М. Рахман, М. Ю. Карпінський [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2017. — № 4. — С. 80–84. — DOI: 10.15674/0030-59872017480-84.
2. Koning P. M. Subtalar arthroereisis for pediatric flexible pes planovalgus: fifteen years experience with the cone-shaped implant / P. M. Koning, P. J. Heesterbeek, E. de Visser // J. Am. Podiatr. Med. Assoc. — 2009. — Vol. 99 (5). — P. 447–453.
3. Rodriguez N. Rigid Pediatric Pes Planovalgus: Conservative and Surgical Treatment Options / N. Rodriguez, D. J. Choung, M. B. Dobbs // Clin. Podiatr. Med. Surg. — 2010. — Vol. 27 (1). — P. 79–92. — DOI: 10.1016/j.cpm.2009.08.004.
4. Тамоев С. К. Подтаранный артролиз в лечении статической плоско-вальгусной деформации стопы у взрослых : дисс. канд. мед. наук / С. К. Тамоев. — М., 2012. — 123 с.
5. Корольков А. И. Подтаранный артролиз в лечении плоско-вальгусной деформации стопы — за и против / А. И. Корольков, П. М. Рахман, Г. В. Кикош // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2016. — № 1. — С. 115–123. — DOI: 10.15674/0030-598720161115-123.
6. Vogler H. M. Subtalar joint blocking operations for pathological pronation syndromes / H. M. Vogler // Comprehensive Textbook of Foot Surgery / Ed. E. D. McGlamry. — Baltimore : Williams & Wilkins, 1987. — P. 447–465.
7. Синельников Р. Д. Атлас анатомии человека : уч. пособие. В 4 томах. Т. 1 / Р. Д. Синельников, Я. Р. Синельников. — 2-е изд., стереотипное. — М. : Медицина, 1996. — 344 с.
8. Soomekh D. J. Pediatric and adult flatfoot reconstruction: subtalar arthroereisis versus realignment osteotomy surgical options / D. J. Soomekh, B. Baravarian // Clin. Podiatr. Med. Surg. — 2006. — Vol. 23 (4). — P. 695–708. — DOI: 10.1016/j.cpm.2006.08.003.
9. Bridle procedure combined with a subtalar implant: a case series and review of the literature / J. Flynn, A. Wade, J. Bustillo, P. Juliano // Foot Ankle Spec. — 2015. — Vol. 8 (1). — P. 29–35. — DOI: 10.1177/1938640014548319.
10. Пат. 113131 UA, МПК А61F 2/42 (2006.01), А61В 17/56 (2006.01). Імплантат для стабілізації піднадп'яткового суглоба при лікуванні плоско-вальгусної деформації стоп / О. І. Корольков, П. М. Рахман, Г. В. Кікош ; заявник та патентовласник ДУ «ПІХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН». — № u201607859 ; заявл. 15.07.2016 ; опубл. 10.01.2017, Бюл. № 1.
11. Агапов В. П. Метод конечных элементов в статике, динамике и устойчивости пространственных тонкостенных подкрепленных конструкций : уч. пособие / В. П. Агапов. — М. АСВ, 2000. — 152 с.
12. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилова. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
13. Gere J. M. Mechanics of material / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — 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.

CHARACTERISTICS OF STRESS-STRAIN FOOT MODEL BEFORE AND AFTER SUBTALAR ARTHROEREISIS WITH IMPLANTS AT THE TREATMENT OF FLATFOOT (MESSAGE 2)

O. I. Korolkov ¹, P. M. Rakhman ¹, M. Yu. Karpinsky ¹, I. V. Shishka ², O. V. Yaresko ¹

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

² Zaporizhzhia Regional Clinical Hospital, Ukraine

✉ Oleksandr Korolkov, MD: korolkovmd@gmail.com

✉ Paviel Rakhman: pavielrakhman@gmail.com

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Igor Shishka, PhD: 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)	Проф. Дедух Н. В. К. б. н. Леонтєва Ф. С.
11.	Немедикаментозні методи лікування в ортопедії та травматології	Проф. Маколінець В. І.
12.	Лікувально-профілактичне експрес-ортезування та експрес-протезування опорно-рухової системи	К. м. н. Диннік О. А. Тимченко І. Б.
13.	Артроскопічна діагностика та лікування патології великих суглобів	К. м. н. Болховітін П. В.
14.	Хірургічні та консервативні методи лікування дітей з патологією кульшового суглоба	Д. м. н. Корольков О. І.
15.	Постізометрична релаксація та масаж в ортопедії та травматології	К. м. н. Стауде В. А.
16.	Ультразвукове дослідження опорно-рухової системи в дорослих і дітей	К. м. н. Котульський І. В.
17.	Регіональна анестезія в ортопедії та травматології з використанням ультразвукових методів візуалізації	К. м. н. Лізогуб М. В.

Телефон для довідок: (057) 704-14-78