

УДК 616.718.7-007.24(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017480-84>

Дослідження напружено-деформованого стану моделі стопи в разі плоско-вальгусної деформації (повідомлення 1)

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

In the last decade, there has been an increase in the number of patients of different ages with the pathology of the foot. Thus, the flatfoot, according to different authors, is from 35 to 50 % of the entire pathology of the feet in children and up to 75 % in adults. One of the modern methods of surgical treatment of flatfoot is subtalar arthroesis. However, the researchers did not agree on its effectiveness. Objective: to study the stress-strain state of the bone elements of the foot in the normal and with flatfoot deformity. Methods: to solve this problem, a finite-element foot model was constructed, consisting of heel, talus, navicular and sphenoid bones, as well as tibial and peroneal fragments. The joint surfaces were modeled by elements with mechanical properties of the cartilaginous tissue. Results: it is established that for the foot model, the stress intensity in all bone elements is uniformly distributed and has values in the range from 0.1 to 1.7 MPa. The zone of increased stress level is located on the supporting surface of the heel bone, where their maximum value reaches 4.9 MPa. As a result of the study of the model, a stress level was revealed in all bone elements of the foot, especially on the supporting surface of the calcaneus (from 4.9 MPa in the norm to 7.2 MPa) and on the surfaces of the joint, on the scaphoid bone (from 0.6 MPa in the norm to 6.9 MPa with the FFD). The highest concentration of stresses is determined on the posterolateral part of the joint surface of the talus bone — from 1.0 MPa in the norm to 13.5 MPa. Conclusion: the increase and redistribution of stresses in the osteochondrium elements of the foot in case flatfoot deformity can be a trigger mechanism for the development of an unstable ankle joint and arthrosis phenomena in the joints of the foot. Key words: foot, flatfoot deformity, arthroeresis, mathematical modeling.

В последнее десятилетие наблюдается увеличение количества больных разного возраста с патологией стопы. Так, плоско-вальгусная деформация стоп (ПВДС), по данным разных авторов, составляет от 35 до 50 % всей патологии стоп у детей и до 75 % у взрослых. Одним из современных методов хирургического лечения ПВДС является подтаранный артроэрез. Однако исследователи не пришли к единому мнению относительно его эффективности. Цель: изучить напряженно-деформированное состояние костных элементов стопы в норме и при ее плоско-вальгусной деформации. Методы: для решения поставленной задачи была построена конечно-элементная модель стопы, состоящая из пяточной, таранной, ладьевидной и клиновидной костей, а также фрагментов большеберцовой и малоберцовой. Суставные поверхности моделировали элементами с механическими свойствами хрящевой ткани. Результаты: установлено, что для модели стопы в норме интенсивность напряжений во всех костных элементах распределяется равномерно и имеет значения в пределах от 0,1 до 1,7 МПа. Зона повышенного уровня напряжений находится на опорной поверхности пяточной кости, где их максимальная величина достигает 4,9 МПа. В результате исследования модели при ПВДС выявлено повышение уровня напряжений во всех костных элементах стопы, особенно на опорной поверхности пяточной кости (от 4,9 МПа в норме до 7,2 МПа) и на поверхностях таранно-пяточного сустава, а именно, на ладьевидной кости (с 0,6 МПа в норме до 6,9 МПа при ПВДС). На заднелатеральной части суставной поверхности таранной кости определяется наивысшая концентрация напряжений — 13,5 МПа против 1,0 МПа в норме. Вывод: повышение и перераспределение напряжений в костно-хрящевых элементах стопы в случае ее плоско-вальгусной деформации могут быть пусковым механизмом развития нестабильности голеностопного сустава и артрозных явлений в суставах стопы. Ключевые слова: стопа, плоско-вальгусная деформация, артроэрез, математическое моделирование.

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

Вступ

На сьогодні відзначено збільшення кількості хворих різного віку з патологією стоп. Наприклад плоско-вальгусна деформація стоп (ПВДС), за даними численних авторів, становить від 35 до 50 % усієї патології стоп у дітей та до 75 % — у дорослих. Треба відзначити, що ПВДС довгий час може тривати асимптоматично, без больових відчуттів, проте в подальшому можливе виникнення кульгання, больового синдрому під час ходьби, розладів чутливості, трофічних порушень, обмеження рухомості суглобів стопи, розвинення нестабільності надп'яtkово-гомількового суглоба й артрозних явищ у суглобах стопи з відповідним прогресуванням порушення її функції [1–4].

Нині особливу увагу, вивчаючи функціонування стопи в нормі та в умовах ПВДС, приділяють біомеханічній ролі розташування надп'яtkової кістки відносно гомілки й орієнтації осі піднадп'яtkового суглоба. Зокрема, розглядають концепцію ротаційно-обертальної рівноваги стопи відносно осі надп'яtkово-п'яtkового суглоба, яка в нормі розташована косо та відхилена від горизонталі на 42° у сагітальній, а також на 16° від середньої поздовжньої осі стопи в поперечній площині. За деякими твердженнями, піднадп'яtkовий суглоб є простим із віссю обертання, що функціонує як «...косо розташована дверна петля» [5, 6].

Відповідно, будь-які сили, що діють на плантарну поверхню стопи, викликають пронаційний або супінаційний моменти залежно від співвідношення точки прикладання сили та положення осі піднадп'яtkового суглоба. А інверсія й еверсія стопи відбувається не в кожному суглобі окремо, а довкола надп'яtkової кістки по осі піднадп'яtkового суглоба. Тобто для стопи в нормі характерним має бути таке ротаційне розташування піднадп'яtkового суглоба, коли в розслабленому стані з опорою на обидві нижні кінцівки він займає середнє положення між нейтральною і максимально пронованою позицією [7–9].

У хворих із ПВДС (дітей і дорослих) встановлено збільшене медіальне відхилення п'яtkово-надп'яtkової осі, що призводить до зайвої пронації в піднадп'яtkовому суглобі. У подальшому зростає величина пронаційного моменту не лише під дією зовнішніх сил на стопу з боку поверхні опори, а й у разі впливу внутрішніх, які діють на стопу з боку м'язів і сухожилків, що має особливе значення у випадках розвинення деформацій на тлі ДЦП та інших неврологічних захворювань [10].

Відповідно до наведеної концепції в лікуванні ПВДС актуальними є такі консервативні та хірургічні методи, які передбачають зниження в піднадп'яtkовому суглобі пронаційних моментів і збільшення супінаційних завдяки зміні (нормалізації) розташування п'яtkово-надп'яtkової осі та/або обмеження патологічно підвищеної пронації в зазначеному суглобі [1, 6, 9].

Наразі одним із сучасних варіантів лікування ПВДС у дітей і дорослих є виконання артролізу піднадп'яtkового суглоба самостійно або в поєднанні з іншими втручаннями. Під терміном «піднадп'яtkовий артролиз» (лат. *arthroereisis* — *arthron* — суглоб + *ereisis* — підняття) розуміють хірургічне втручання, направлене на запобігання надмірної еверсії стопи і пронації п'яtkової кістки та збереження супінаційного діапазону рухів у піднадп'яtkовому суглобі, що виконується за допомогою встановлення спеціального імплантата в піднадп'яtkовий синус і канал (*sinuset canal tarsi*). Першим описав процедуру піднадп'яtkового артролізу за допомогою кісткового трансплантата з метою обмеження пронації в піднадп'яtkовому суглобі Е. Ф. Chambers у 1946 р. У подальшому були запропоновані різноманітні варіанти імплантатів для піднадп'яtkового артролізу: S. I. Subotnick (1974) описав розміщення інертних силіконових імплантатів (еластомерів) у *sinus tarsi*; S. Smith (1975) уперше використав UHMW — поліетиленові «STA-peg» матеріали; G. Valenti, J. Langford і співавт. (1987) розробили гвинтоподібну конструкцію з різкою циліндричної форми; J. Maxwell і співавт. (1997) — титановий гвинт-імплантат [11, 12].

Проте, незважаючи на досить великий клінічний матеріал і розмаїття імплантатів, не має єдиної думки щодо ефективності виконання артролізу, досі не з'ясовані до кінця механізми корекції ПВДС, відсутні стандартні підходи до показань і протипоказань щодо цього втручання [12, 13]. Одним із перспективних напрямів для отримання нових знань із визначення силових змін у компонентах стопи в нормі та у випадках деформацій є застосування методу кінцевих елементів (МКЕ) для вивчення напружено-деформованого стану (НДС) [14, 15].

Слід зазначити, що інформація про тривимірне моделювання системи «гомілка – стопа» в умовах навантаження такої моделі в літературі практично відсутня. Тому для оптимізації вибору хірургічного втручання у випадках ПВДС кінцево-елементне моделювання та математичні розрахунки мають велике наукове та практичне значення.

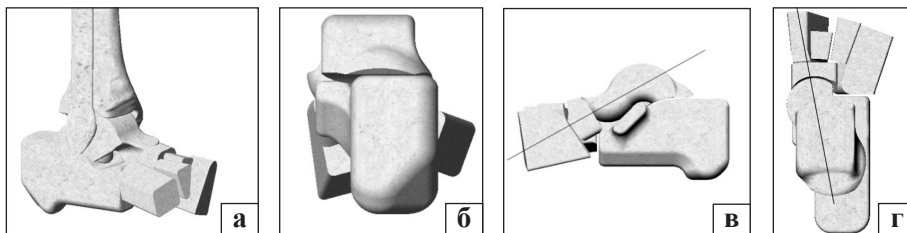


Рис. 1. Модель стопи в нормі: загальний вигляд (а); вигляд ззаду у фронтальній (б), збоку в сагітальній (в) та горизонтальній (г) проєкціях

Мета роботи: вивчити напружено-деформований стан кісткових елементів стопи в нормі та у випадках її плоско-вальгусної деформації.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» проведено дослідження з використанням МКЕ для визначення НДС моделей стопи в нормі та за умов ПВДС.

Для вирішення завдання побудовано кінцево-елементну модель стопи, яка складається з таких елементів: великогомілкова, малогомілкова, п'яткова, надп'яткова, човноподібна та клиноподібні кістки. Суглобові поверхні моделювали елементами з механічними властивостями хрящової тканини (рис. 1).

ПВДС моделювали шляхом зміни геометричних показників розташування елементів моделі стопи та досліджували розподіл напружень у кісткових елементах. У фронтальній площині за норму п'яtkово-великогомілкового кута взято кут, який дорівнював 4° , у разі моделювання ПВДС цей показник був збільшений до 15° (рис. 2).

У сагітальній площині змінювали величину п'яtkово-надп'яtkового кута. У нормі він дорівнював 35° , а у разі відтворення ПВДС був збільшений до 50° (рис. 3, а).

У горизонтальній площині величина п'яtkово-надп'яtkового кута в нормі коливається в межах 5° – 10° , у разі моделювання ПВДС цей показник збільшено до 17° (рис. 3, б).

Моделі навантажували вертикальною розподіленою силою величиною 350 Н, яку приклали до плато великогомілкової кістки. Опорна поверхня п'яtkової та зріз клиноподібних кісток у моделі були жорстко закріплені (рис. 4).

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. Як кінцевий елемент був обраний 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин взято з літератури [14–16]. Використовували такі характеристики, як E — модуль пружності (модуль Юнга) та ν — коефіцієнт Пуассона (табл. 1).

Для порівняння змін НДС різних варіантів моделей вивчали величину напружень у контрольних точках, схему розташування яких наведено на рис. 5

(п'яtkова кістка: суглобова поверхня надп'яtkово-п'яtkово-човноподібного (1), середня (2), задньомедіальна (3), задньолатеральна (4) частини суглобової поверхні надп'яtkово-п'яtkового суглоба; бугор п'яtkової кістки (5). Надп'яtkова кістка: передня (6), середня (7), задньомедіальна (8) і задньолатеральна (9) частини надп'яtkово-п'яtkового суглоба; передня (10) і задня (11) частини надп'яtkово-великогомілкового суглоба; човноподібна кістка (12)).

Для оцінювання напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [20]. Моделювання виконано за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДС моделей — із використанням програмного комплексу Cosmos/M [17].

Результати та їх обговорення

Першим етапом роботи провели порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделей стопи в нормі та за умов ПВДС. На рис. 6 наведено картину розподілу напружень у моделі недеформованої стопи (норма).

Із нього бачимо, що в разі нормальної будови стопи напруження в її кісткових елементах розподіляються рівномірно та мають невисокі абсолютні значення в межах від 0,1 до 1,7 МПа. Зони підвищення рівня напружень спостерігали на опорній поверхні п'яtkової кістки, де їх величина набуває максимального значення 4,9 МПа.

Аналіз НДС моделі стопи в умовах ПВДС виявив значне підвищення рівня напружень в усіх елементах її кісткової системи (рис. 7).

Під час виконання дослідження встановлено, що ПВДС призводить до підвищення рівня напружень у кісткових елементах стопи — 0,9–4,2 МПа.

Таблиця 1
Механічні характеристики тканин, використані в розрахунках

Матеріал	Характеристика	
	модуль Юнга (E), МПа	коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49

Зони підвищеного навантаження спостерігали на опорній поверхні п'яtkової кістки (7,2 МПа), човноподібній кістці (6,9 МПа) та задній частині суглобової поверхні надп'яtkової кістки надп'яtkово-п'яtkового суглоба, де величина напружень досягла максимуму — 13,5 МПа (табл. 2).

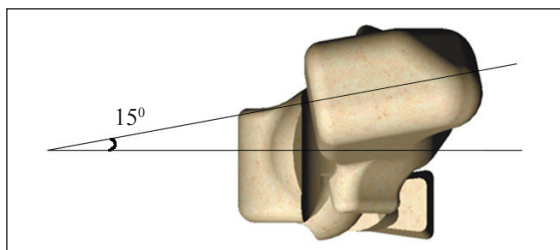


Рис. 2. Модель стопи з плоско-вальгусною деформацією. Вигляд ззаду у фронтальній проекції, п'яtkово-великоомілковий кут дорівнює 15°

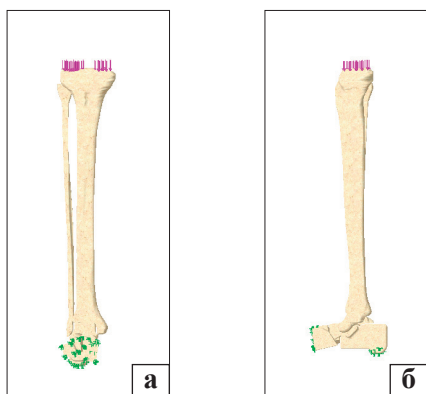


Рис. 4. Схема навантаження моделей. Вигляд у фронтальній (а) і сагітальній (б) площинах

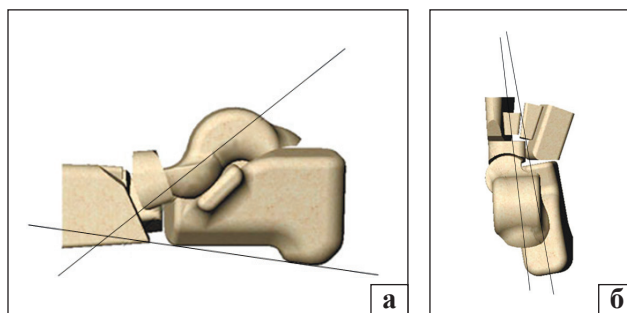


Рис. 3. Модель стопи з плоско-вальгусною деформацією. П'яtkово-надп'яtkовий кут дорівнює: а) 50° (сагітальна площина); б) 17° (горизонтальна площина)

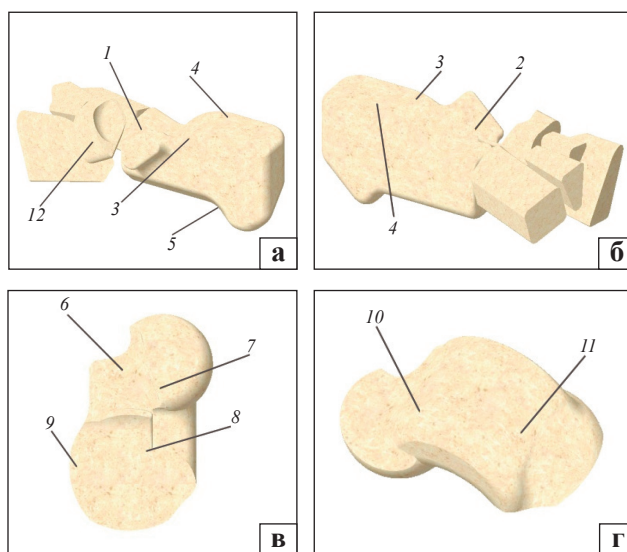


Рис. 5. Схема розташування контрольних точок на елементах моделей: загальний вигляд (а), у фронтальній (б), сагітальній (в) і горизонтальній (г) проекціях

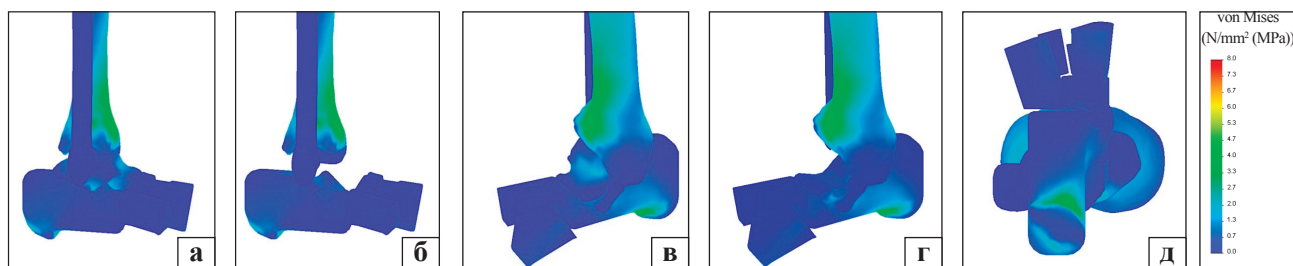


Рис. 6. Картина розподілу напружень у моделі недеформованої стопи: загальний вигляд (а) і без п'яtkової кістки (б) з медіального боку; загальний вигляд (в) і без надп'яtkової кістки (г) з латерального боку; опорна поверхня п'яtkової кістки (д)

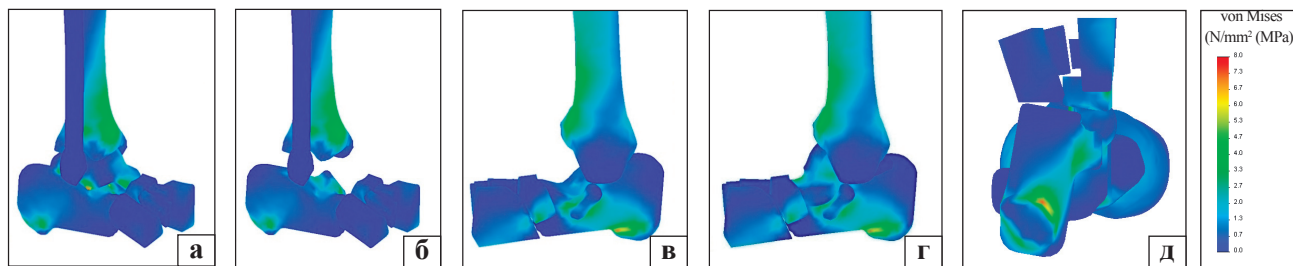


Рис. 7. Картина розподілу напружень у моделі з ПВДС: загальний вигляд (а) і без п'яtkової кістки (б) з медіального боку; загальний вигляд (в) і без надп'яtkової кістки (г) з латерального боку; опорна поверхня п'яtkової кістки (д)

Таблиця 2

**Величини напружень у контрольних точках
моделей стопи в нормі та за умов ПВДС**

Контрольні точки		Величина напружень, МПа	
		норма	ПВДС
п'яткова кістка	1	0,8	1,4
	2	1,5	4,2
	3	1,1	2,7
	4	0,1	0,9
	5	4,9	7,2
надп'яткова кістка	6	0,9	3,8
	7	1,4	3,2
	8	1,3	1,0
	9	1,0	13,5
	10	1,7	2,0
	11	1,4	1,6
човноподібна кістка	12	0,6	6,9

Висновки

Аналізуючи НДС моделі стопи в нормі, визначили, що інтенсивність напружень в усіх кісткових елементах розподіляється рівномірно та має невисокі абсолютні значення 0,1–1,7 МПа, а в зоні підвищення рівня напружень на опорній поверхні п'яткової кістки — показник максимальний 4,9 МПа.

За умов моделювання ПВДС зафіксовано підвищення рівня напружень в усіх кісткових елементах стопи, особливо на опорній поверхні п'яткової кістки та поверхнях надп'ятково-п'яткового суглоба. Зокрема, НДС у кісткових елементах стопи змінювався порівнянню з нормою так: на опорній поверхні п'яткової кістки (найвантажуваниша зона) — 4,9–7,2 МПа у випадку ПВДС, на човноподібній кістці — 0,6–6,9 МПа, на задньолатеральній частині суглобової поверхні надп'яткової кістки визначено найбільшу концентрацію напружень — 13,5 МПа (проти 1,0 МПа в нормі).

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Корж Н. А. Приобретенные деформации стопы (диагностика и лечение) / Н. А. Корж, Д. А. Яременко. — Харьков :

Слово, 2014. — 136 с.

2. Лашковский В. В. Детская и подростковая педиатрия — современные подходы к диагностике и лечению заболеваний стоп / В. В. Лашковский, А. Г. Мармыш // Новости хирургии. — 2011. — Т. 19, № 2. — С. 94–100.
3. Корж Н. А. Структурно-функциональные особенности стопы как органа опоры и передвижения / Н. А. Корж, Д. А. Яременко // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 3. — С. 36–41.
4. Diagnosis and treatment of adult flatfoot / M. S. Lee, J. V. Vanore, J. L. Thomas [et al.] // J. Foot Ankle Surg. — 2005. — Vol. 44 (2). — P. 78–113. — DOI: 10.1053/j.jfas.2004.12.001.
5. Pinney S. J. Current concept review: acquired adult flatfoot deformity / S. J. Pinney, S. L. Lin // Foot Ankle Int. — 2006. — Vol. 27 (1). — P. 66–75. — DOI: 10.1177/107110070602700113.
6. Биомеханика и коррекция дисфункций стоп / под ред. А. И. Свириденка, В. В. Лашковского. — Гродно : ГрГУ им. Я. Купалы, 2009. — 279 с.
7. 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.
8. Schon L. C. Subtalararthroereisis: a new exploration of an old concept / L. C. Schon // Foot Ankle Clin. — 2007. — Vol. 12 (2). — P. 329–339. — DOI: 10.1016/j.fcl.2007.03.011.
9. Patterson R. L. Stabilizing operations on the foot: a study of the indications, techniques used, and end results / R. L. Patterson, F. F. Parrish, E. N. Hathaway // J. Bone Joint Surg. Am. — 1950. — Vol. 32-A. — P. 1–26.
10. Impact of ankle-foot orthoses on static foot alignment in children with cerebral palsy / D. E. Westberry, J. R. Davids, J. C. Shaver [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2007. — Vol. 89. — P. 806–813. — DOI: 10.2106/JBJS.F.00694.
11. Надп'ятково-п'ятковий артрорез (огляд літератури) / І. М. Зазірний, В. М. Ковальчук, А. П. Лябах, К. О. Гребенников // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2013. — № 2. — С. 98–101. — DOI: 10.15674/0030-598720132109-113.
12. Корольков А. И. Подтаранный артрорез 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.
13. Radiographic evaluation of weight-bearing orthotics and their effect on flexible pesplanus / D. R. Kuhn, N. J. Shibley, W. M. Austin, T. R. Yochum // J. Manipulative Physiol. Ther. — 1999. — Vol. 22 (4). — P. 221–226.
14. 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.
15. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилова. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.

Стаття надійшла до редакції 08.10.2017

ASSESSMENT OF STRESS-STRAIN DISTRIBUTION IN FLATFOOT DEFORMITY (PART 1)

O. I. Korolkov¹, P. M. Rakhman¹, M. Yu. Karpinsky¹, I. V. Shishka², O. V. Yaresko¹

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