

1 (610) 2018
ІДН № 0750-5987
ІДН № 2516-1682

**ОРТОПЕДИЯ,
ТРАВМАТОЛОГИЯ
и ПРОТЕЗИРОВАНИЕ**
ORTHOPAEDICS,
TRAUMATOLOGY AND PROSTHETICS



НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ
ОСНОВАН В МАЕ 1927-Х



за наявності фронтальних деформацій колінного суглоба.....	41
Черний В. Н., Яцуц Е. В., Поляшук Н. Н., Камышний А. М., Головаха М. Л.	
Антибактеріальнісвойства модифікованого магнієвого сплава <i>in vitro</i>	47
Коломаченко В. І.	
Вплив методів знеболювання на ранню реабілітацію пацієнтів після ендопротезування кульшового суглоба.....	53
Бабалян В. О., Карпінський М. Ю., Яреско О. В.	
Напружено-деформований стан моделей вертлюгових переломів стегнової кістки типу 2 за Евансом після ендопротезування.....	59
Корольков О. І., Рахман П. М., Карпінський М. Ю., Шишкін І. В., Яреско О. В.	
Характеристика напружено-деформованого стану моделі стопи до та після лікування плоско-вальгусної деформації з використанням імплантатів для піднадр'яткового артреорезу (новідомлення друге).....	65
Бойко І. В., Щербаков Д. Е., Макаров В. Б., Сабсай А. В., Малый И. В., Лазоренко Г. О.	
Эндопротезирование головки лучевой кости биполярным бесцементным эндопротезом с парой трения металл – металл.....	72
Філіпенко В. А., Колесніченко В. А., Мезенцев В. О., Овчинников О. М.	
Прогнозування ризику вивиху головки ендопротеза та його профілактика в разі ендопротезування кульшового суглоба.....	79

Характеристика напруженено-деформованого стану моделі стопи до та після лікування плоско-валигусої деформації з використанням імплантатів для піднадії'яткового артреорезу (повідомлення друге)

О. І. Корольков¹, П. М. Рахман¹, М. Ю. Карпінський¹,
І. В. Шинка², О. В. Яреско¹

¹ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Сітенка НАМН України, Харків
цитринська області Україна

One of the modern types of flatfoot surgical treatment is subtalar arthrodesis with implant placement in talus tarsal. There are a lot of kinds of such implants. Objective: to study stress-strain state of the foot bone element in normal and in cases of its flatfoot deformity before and after implant placement. Methods: we made finite element model which consist of fibia, tibia, talus, calcaneus, metatarsal 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 (stiffness, stiffness, carbon) on stress-strain state. Results: using of implants with conical and cylinder shape led to increasing of stress ratios in the place of contact with the bone, especially on the subtalar surface 8.0 u 7.1 MPa. Difference in stress ratios 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 stress distribution in the foot bones. Conclusions: using of implants for subtalar arthrodesis can influence positively on strain distribution of the foot at its surgical correction. Subtalar arthrodesis is one of the kinds for flatfoot deformity treatment and ankle joint stabilization. Key words: foot, flat-valgus foot, arthrodesis; mathematical modeling.

Одним з сучасних кардинальних хірургіческих лікувань плоско-валигусої деформації стопи є виконання артреорезу піднадії'яткового суглоба (АЗС) з установкою імплантатів (внутрішніх) та зовнішніх. Розроблено багатометровий механічно-структурний (МС) метод артреорезу піднадії'яткового суглоба. Це: артреорезу піднадії'яткового суглоба з використанням конічного і циліндричного імплантатів. Методи: макромодель складена з кісток великоберегової, малоберегової, піднадії'яткової, підколінної, лізинової та епіфізної кісток. Суглобові поверхні моделювали з механічними властивостями хрящової тканини. Сравнюють модель без імплантатів — конічної та циліндричної форм, а також оцінюють властивості механіческої гармонізації матеріалів (бетон, сапфір, улерот) на НДС. Результати: як зразкова з моделлю плоско-валигусої деформації стопи показують імплантатами конічної та циліндричної форм приводить в появу значної високої стиски в місці контакту з кісткою (найвища — на піднадії'ятковій поверхні 8.0 та 7.1 MPa). Розмах в стисках між моделями з конічним та циліндричним імплантатами не статистично значущий, але при циліндричному імплантаті виявлено кількісно кращі показники. Матеріал імплантатів не має впливу на механічні властивості стопи. Заключення: використання конічного та циліндричного імплантатів при лікуванні плоско-валигусої деформації стопи в стабілізації піднадії'яткового суглоба дозволяє зменшити високу стиску в місці контакту з кісткою. Конструкція стопи, плоско-валигусої деформації, процесів, математичне моделювання.

Ключові слова: стопа, плоско-валигусої деформація, артреорез, математичне моделювання

Вступ

На-перше-таки нашого дослідження провели механічно-структурний аналіз у моделі стопи в нормі та за наявності плоско-валигусої деформації стопи (ПВДС). Зокрема показано, що ПВДС приводить до підвищення рівня напруженено-деформованого стану (НДС) в усіх кісткових складових стопи, особливо на зовнішній поверхні піднадії'яткової та на поверхні підколінно-піднадії'яткового суглоба, за рахунок підвищення трохиас та 2-III пальця [1].

Однак однозначно залишається питання ПВДС — викликання циркуляцію піднадії'яткового суглоба (АЗС) з установкою спеціалізованих імплантатів в місці зупинки з іншими відруччаннями [2-5].

На-швидкість: у зв'язку з розробленою багатометровою технологією для АЗС. Уточненічеся непотрібність та рівень функціональної рівні (інтервалів) для АЗС: Н. М. Vogler [6] запропонував таку: 1) класифікація та функціонування за скінно-хрящевим класом; 2) зменшити розташування стисково-надії'яткової осі; 3) встановити на затяжливий перстистий піднадії'ятковий суглоб за рахунок пружності оболонки [6].

При цьому автори підкреслюють, що імплантати для АЗС, дотримуючись в чорній лінії лінії відповідно до того, що надає трохиас поверхня, тобто це зона не є суглобовою, а відчуває постійно-поступовий характер. Зона цієї — називається утилізація, обмежене піднадії'ятковою підколінно-піднадії'ятковою суглобами поверхні та залишилося постійно-поступовим спуском піднадії'яткової. Зона цієї — піднадії'яткової суглобової поверхні, які розташовані піднадії'ятковою: передні та середні лежать дистальні, а задні — проміжні між ними [7, 8].

На цьому етапі роботи визначені відмінні властивості для АЗС на розподіл напружень у кісткових складових стопи в процесі лікування ПВДС і досліджені розмір імплантатів (конусності) розрізаного піднадії'яткового циліндричного, а також розрізаного піднадії'яткових кластичностей матеріалів, що в них їх виробляють, на НДС кісток стопи.

Цією роботою: вивчити напруженено-деформованій стан кісткових складових стопи у випадку ПВДС-валигусої деформації до та після кругового лікування з використанням імплантатів для артреорезу піднадії'яткового суглоба.

Матеріал і методи

Дослідження НДС математичних моделей стоп в нормі, за умов ПВДС і використання імплантатів для АЗС як піднадії'яткової форми, та із різними матеріалами проведено в лабораторії біомеханіки ДУ «ПЛХС» ім. проф. М. І. Сітенка НАМН

Для вирішення поставленого завдання побудовано склонено-елементну модель стопи з чотирьох суглобів: великогомілкової, малогомілкової, піднадії'яткової, човникової та кіннико-діби кістки. Суглобові поверхні моделювали з механічними властивостями хрящової тканини. На попередньому етапі роботи визначено величину валгусої деформації на розподіл відмінні властивості

Для вирішення цієї задачі використано математичні методи коригувальних імплантатів відповідної форми: конусу, які використовують у клінічній практиці, та циліндричної розрізаної в інституті ім. проф. М. І. Сітенко (рис. 1) [9, 10].

У процесі моделювання застосовано стандартну систему встановлення коригувальних імплантатів. Вигляд моделей стопи з імплантатами показано на рис. 2.

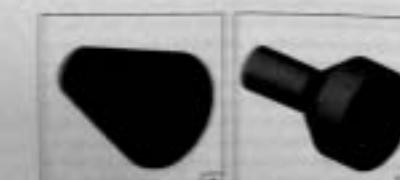


Рис. 1. Відмінні властивості: а) конічний ПВДС-імплантат; б) циліндричний.

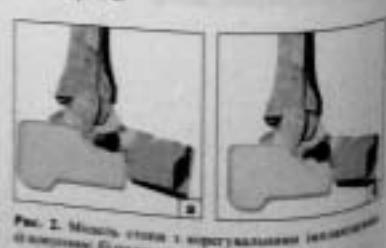


Рис. 2. Модель стопи з коригувальними імплантатами: а) конічний; б) циліндричний.



Рис. 1. Аналіз залежності між напруженням та деформацією зразка під час динамічного розтягування: (а) зразок під час динамічного розтягування; (б) зразок після динамічного розтягування; (в) зразок після динамічного розтягування та після зупинки динамічного розтягування; (г) зразок після зупинки динамічного розтягування та після зупинки динамічного розтягування; (д) засідка для вимірювання зміни розмірів зразка; (е) схематичне зображення зразка з трохи зазначенім розривом та координатною системою; (ж) залежність між напруженням та деформацією зразка.

коші: модуль пружності Юнга (E), коефіцієнт Прандлера (μ) та об'єм.

Матеріали можна зберігати та застосовувати, як складні елементи: бриків десятивугольний гексагон та квадратична апроксимація. Вибір залежності властивостей біологічних тканин і штучних матеріалів здійснюють з спеціальної літератури [11–13].

Для порівняння залежності НДЕ різних версій моделей від зовнішньої навантаження у лініях квадратичних точок. Схему лініального розташування наведено на рис. 3.

НДЕ моделей досліджували за допомогою методу підведення елемента. Для віднаймання параметрів зберігання структури моделей використовували програму Mnasim [14]. Моделювання залежувало за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДЕ моделей — програмного комплексу ComsolM [15].

Таблиця 1
Залежність між напруженням та деформацією

Номер	Напруження	Деформація
1	1000	0,20
2	1000	0,20
3	1000	0,20
4	1000	0,20
5	1000	0,20
6	1000	0,20
7	1000	0,20

Таблиця 2
Залежність між напруженням та деформацією для АЕДЕ різної форми

Номер	Напруження		
	1000	1000	1000
1	1,07	2,25	2,23
2	4,25	4,80	7,3
3	12,7	13,5	12,7
4	39,7	63,7	62
5	12	27	58
6	1,8	1,81	1,2
7	1,2	6,1	6,4
8	1,81	4,87	4,2
9	1,27	6,8	6,8
10	1,81	12,8	12,8
11	1,8	6,8	12,8
12	1,81	12,7	12,7

Розглянуті залежності

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності залежності НДЕ від залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Вибір залежності зберігання структури та залежності зберігання структури залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Заключення

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

У процесі дослідження залежності залежності НДЕ від зовнішньої навантаження та параметрів зберігання структури, та залежності зберігання структури та залежності зберігання структури.

Такожним чинником, що впливає на рівень показників навантаження, є величина модулю пружності матеріалу, з якого виготовлений той чи інший імплантат. Але за абсолютними показниками відмінності в моделях за рівнем величин навантаження є дуже незначними, до неї доводить стверджувати про переваги одного матеріалу над іншим.

Таким чином, можна стверджувати, що вибір матеріалу для виготовлення імплантатів не принциповий з огляду на розподіл навантажень 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 арthroезу півцивітового суглоба проводить до підвищення величин навантажень в зоні ІІІ контакті у кісткової пластиної, найближчої — на поверхнях півцивітого суглоба — 8,0 та 7,1 МПа в раз використання конусного та циліндричного імплантата відповідно. В інших ділянках кісткових моделей стоп використання імплантатів спричинило зниження величин навантажень завдяки нормалізації геометричних взаємозв'язань між ІІ елементами. Зокрема, у випадку ПВДС, на задньоматеральній частині суглобової поверхні півцивіткової кістки визначене найбільшу концентрацію навантаження — 13,5 МПа, за умов використання конусового імплантата — 0,6 МПа, циліндричного — 0,4 МПа;

- відмінності величин навантажень на осі зділків кісткових стоп з імплантатами різної форми не зорні, але в разі застосування циліндричного значно відносно більшу нормалізацію показників;

- перевірка впливу механічних властивостей матеріалів, із яких вироблюють імплантати для АЕПС, на НДС моделей стоп показала, що вибір матеріалу не має принципового значення з огляду на розподіл навантажень у кістковій системі стопи.

Використання імплантатів для АЕПС має по-застиковий вплив на розподіл навантажень в скелетних схемах стопи в разі корекції ІІ плоско-валигусної деформації, а отримані дані свідчать про арthroez півцивітого суглоба с одним із варіантів усунення плоско-валигусної деформа-

ції стопи та стабілізації півцивітово-гомілкового суглоба.

Конфлікт інтересів. Автори декларують наявність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Дослідження вагрувано-деформованого стану кісткової стопи в разі плоско-валигусної деформації [тези] / О. І. Корольов, П. М. Розум, М. Ю. Карп'яківський [та ін.] // Ортопедія, травматологія і проктологія. — 2017. — № 4. — С. 80–84. — DOI: 10.15874/0830-59872017486-84.
2. Koenig P. M. Subtalar arthrodesis for paediatric flexible pes planovalgus: fifteen years experience with the cone-shaped implant / P. M. Koenig, P. J. Heesterbeek, E. de Visser / J. Am. Podiatr. Med. Assoc. — 2009. — Vol. 99 (5). — P. 447–455.
3. Rodriguez N. Rigid Podosis: Peril Planovalgus. Conservative and Surgical Treatment Options / N. Rodriguez, D. J. Cheung, M. B. Dobbs // Clin. Radiol. Med. Surg. — 2010. — Vol. 21(2). — P. 79–92. — DOI: 10.1007/spr.crrm.2009.08.004.
4. Ташев С. К. Півцивітний арthroез в лікуванні стопової плоско-валигусної деформації стоп у дорослих : дис. ... канд. мед. наук / С. К. Ташев. — М., 2012. — 121 с.
5. Корольов О. І. Півцивітний арthroез в лікуванні плоско-валигусної деформації стоп — за пропозицією А. І. Корольова, П. М. Розума, Г. В. Кінзі // Ортопедія, травматологія і проктологія. — 2016. — № 1. — С. 115–123. — DOI: 10.15874/0830-598720161115-123.
6. Vogler H. M. Subtalar joint blocking operations for pathological pronation syndromes / H. M. Vogler // Comprehensive Textbook of Foot Surgery / Ed. E. D. McElroy. — Baltimore : Williams & Wilkins, 1987. — P. 447–465.
7. Савченко-Макаров Р. Д. Атлас анатомії чоловіка : універсальний. В 4-х томах. Т. 1. — Р. Д. Савченко, В. Р. Савченко. — 2-ге вид., структурно-анатомічний. — М. : Медицина, 1996. — 344 с.
8. Sennaroglu D. I. Pediatric and adult flatfoot: biomechanical analysis, differentiation, etiology, diagnosis and treatment options / D. I. Sennaroglu, B. Baravatius // Clin. Podiatr. Med. Surg. — 2006. — Vol. 23 (4). — P. 695–708. — DOI: 10.1016/j.cpm.2006.08.003.
9. Ikeda procedure combined with a subtalar implant : case series and review of the literature / J. Flynn, A. Wade, J. Bustillo, P. Juliani // Foot Ankle Spec. — 2015. — Vol. 8 (3). — P. 28–35. — DOI: 10.1177/1536849014548309.
10. Пат. 112121 УА МПК А61F 2/02 (2006.01), А61B 17/56 (2006.01). Імплантат для стабілізації півцивітового суглоба при лікуванні плоско-валигусної деформації стоп / О. І. Корольов, П. М. Розум, Т. В. Кінзі ; заявник підприємства ДУ «ІІІМЗ» ім. проф. М. І. Семена НАНУ. — № 201607859 ; заявл. 15.07.2016 ; опубл. 10.01.2017, Бюл. № 1.
11. Агафон В. П. Механіческие характеристики кости, движение и устойчивость пространственных тканеструктур, покрывающих кости / В. П. Агафон // Мат. АСВ. — 2000. — 152 с.
12. Борисовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека : справочник / В. А. Борисовский, И. Н. Касперова. — К. : Наукова думка, 1990. — 224 с.
13. Geer J. M. Mechanics of material / J. M. Geer, S. E. Timoshenko. — 1997. — 912 с.
14. Зекман О. К. Метод конечных элементов в механике / О. К. Зекман. — М. : Мир, 1978. — 519 с.
15. Алексеев А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Напередодні аналіз методом конечних елементів / А. А. Алексеев. — М. : ДМК Прес, 2004. — 432 с.