

ДК 616.718.5/.6-001.52-007.2:613.65]:004.492] (045)

Д. В. Прозоровський, К. К. Романенко, М. Ю. Карпінський, О. В. Яресько

Біомеханічне обґрунтування вибору засобу фіксації кісткових фрагментів при проксимальній остеотомії першої плеснової кістки

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

Paediatric Surgery(Ukraine).2022.4(77):68-74; doi 10.15574/PS.2022.77.68

For citation: Prozorovsky DV, Romanenko KK, Karpinsky MYu, Yaresko OV. (2022). Biomechanical rationale for choosing a means of fixation of bone fragments during proximal osteotomy of the first metatarsal bone. Paediatric Surgery (Ukraine). 4 (77): 68-74. doi: 10.15574/PS.2022.77.68.

Однією з найчастіших патологій, що стосується статичних деформацій переднього відділу стопи в підлітків, є вальгусна деформація першого пальця стопи. При легких ступенях застосовуються дистальні або діафізарні остеотомії, а при тяжких – проксимальні. Для фіксації кісткових фрагментів найчастіше використовуються шпиги, гвинти або пластини з кутовою стабільністю.

Мета – за допомогою біомеханічних досліджень вивчити напружено-деформований стан моделі стопи при різних варіантах остеосинтезу першої плеснової кістки після проксимальної остеотомії.

Матеріали та методи. Проведено математичне моделювання остеосинтезу першої плеснової кістки в корекції вальгусної деформації першого пальця стопи за допомогою проксимальної остеотомії. Моделювали три варіанти виконання остеосинтезу: шпигами Кіршнера, гвинтами, накістковою пластиною.

Результати. При остеосинтезі шпигами максимальні напруження 2,1 МПа виникають у дистальному фрагменті. У проксимальному фрагменті напруження вдвічі нижче – 1,2 МПа. Напруження в зоні резекції – 0,1 МПа. При остеосинтезі гвинтами напруження в проксимальному і дистальному фрагментах кістки практично однакові та становлять відповідно 0,9 МПа і 0,8 МПа. Напруження в зоні остеотомії – 0,1 МПа. Остеосинтез накістковою пластиною забезпечує низький рівень напружень у зоні остеотомії – 0,1 МПа, а також рівномірний розподіл напружень між проксимальним і дистальним фрагментами плеснової кістки – відповідно 0,8 МПа і 0,7 МПа.

При остеосинтезі шпигами та гвинтами величина відносної деформації кісткового регенерату не перевищує позначки 0,13%. При остеосинтезі накістковою пластиною цей показник сягає величини 0,5%.

Висновки. Для остеосинтезу кісткових фрагментів при проксимальній остеотомії першої плеснової кістки з метою усунення вальгусної деформації першого пальця стопи можуть бути використані шпиги, гвинти та накісткова пластина. Усі досліджені види остеосинтезу забезпечують низький рівень напружень у зоні остеотомії першої плеснової кістки, але за критерієм величин напружень у проксимальному і дистальному фрагментах кістки найгірший результат відмічається при остеосинтезі шпигами, найкращий – при остеосинтезі накістковою пластиною.

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом зазначеної в роботі установи. На проведення досліджень отримано інформовану згоду пацієнтів.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Ключові слова: підлітки, стопа, перший палець, деформація, остеотомія.

Biomechanical rationale for choosing a means of fixation of bone fragments during proximal osteotomy of the first metatarsal bone**D. V. Prozorovskiy, K. K. Romanenko, M. Yu. Karpinsky, O. V. Yaresko***Sytenko Institute of Spine and Joints Pathology of the NAMS of Ukraine, Kharkiv*

One of the most common pathologies that occurs in static deformities of the anterior joint of the foot in the foot is valgus deformity of the first toe. Distal or diaphyseal osteotomies are used for mild degrees, and proximal osteotomies for severe ones. Spikes, screws or plates with angular stability are most often used to fix bone fragments.

Purpose – with the help of biomechanical studies, to study the stress-deformed state of the foot model with different options for osteosynthesis of the first metatarsal bone after the proximal osteotomy.

Materials and methods. Mathematical modeling of osteosynthesis of the first metatarsal bone during correction of valgus deformity of the first toe using proximal osteotomy was carried out. Three variants of osteosynthesis were modeled: Kirschner pins, screws, and a bone plate.

Results. During osteosynthesis with spikes, maximum stresses of 2.1 MPa occur in distal fragment. In the proximal fragment, the stresses are twice as low – 1.2 MPa. The tension in the resection zone is 0.1 MPa. During osteosynthesis with screws, the stresses in the proximal and distal fragments of the bone are almost the same, and are 0.9 MPa and 0.8 MPa, respectively. The tension in the osteotomy zone is 0.1 MPa. Osteosynthesis with a bone plate provides a low level of stresses in the osteotomy zone – 0.1 MPa, as well as an even distribution of stresses between the proximal and distal fragments of the metatarsal bone – 0.8 MPa and 0.7 MPa, respectively.

During osteosynthesis with spikes and screws, the relative deformation of the bone regenerate does not exceed 0.13%. During osteosynthesis with a bone plate, this figure reaches 0.5%.

Conclusions. For osteosynthesis of bone fragments during proximal osteotomy of the first metatarsal bone in order to eliminate valgus deformity of the first toe, spikes, screws and a bone plate can be used. All investigated types of osteosynthesis provide a low level of stress in the osteotomy zone of the first metatarsal bone, but, according to the criterion of stress values in the proximal and distal fragments of the bone, osteosynthesis with spikes showed the worst result, and osteosynthesis with a bone plate showed the best.

The research was carried out in accordance with the principles of the Helsinki Declaration. The study protocol was approved by the Local Ethics Committee of the participating institution. The informed consent of the patient was obtained for conducting the studies.

No conflict of interests was declared by the authors.

Keywords: juvenile, foot, first toe, deformity, osteotomy.

Вступ

Однією з найчастіших патологій, що стосується статичних деформацій переднього відділу стопи в підлітків, є вальгусна деформація першого пальця стопи [4]. Вона проявляється не тільки вальгусним відхиленням першого пальця стопи, а також варусною деформацією першої плеснової кістки. Для лікування цієї ортопедичної патології застосовуються здебільшого хірургічні методи, зокрема, різноманітні остеотомії першої плеснової кістки [3]. При легких ступенях вальгусної деформації першого пальця стопи застосовуються дистальні або діафізарні остеотомії [5,7], а при більш тяжких – проксимальні [8]. Для фіксації кісткових фрагментів після проксимальної остеотомії найчастіше за все використовуються шпиги, гвинти або пластини з кутовою стабільністю, звісно, це стосується тих випадків, коли зони росту кістки вже закриті [13]. Враховуючи те, що випадки пацієнтів із тяжкими деформаціями переднього відділу стопи значно складніші за випадки пацієнтів із легкими ступенями деформації, то питання вибору оптимального засобу фіксації кісткових фрагментів після проксимальної остеотомії першої плеснової кістки набуває особливої актуальності.

Мета дослідження – за допомогою біомеханічних досліджень вивчити напружено-деформований стан

моделі стопи при різних варіантах остеосинтезу першої плеснової кістки після проксимальної остеотомії.

Матеріали та методи дослідження

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка НАМН України» проведено математичне моделювання остеосинтезу першої плеснової кістки в корекції вальгусної деформації першого пальця стопи за допомогою проксимальної остеотомії. Для цього обрано базову скінчено-елементну модель стопи [2,9,14], наведену на рисунку 1.

Моделювали три варіанти виконання остеосинтезу першої плеснової кістки після її коригувальної проксимальної остеотомії: шпигами Кіршнера, гвинтами, накістковою пластиною. У зоні остеотомії виконували спеціальний шар із властивостями кіст-

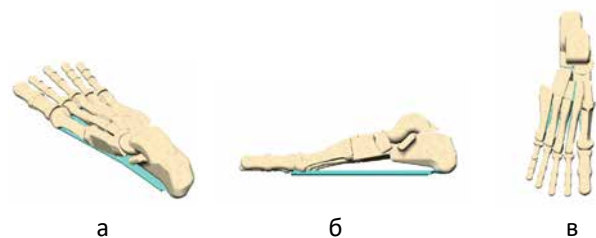


Рис. 1. Модель стопи: а – загальний вигляд; б – вигляд у сагітальній площині; в – вигляд зверху

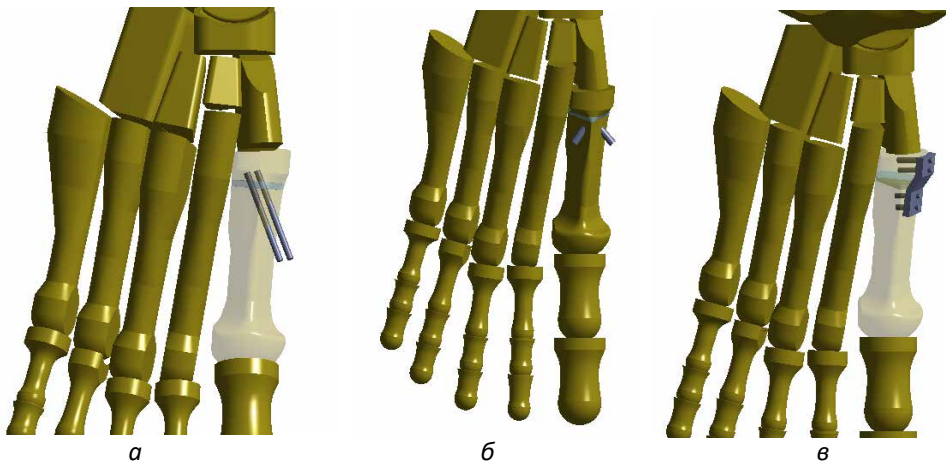


Рис. 2. Моделі стопи з різними варіантами остеосинтезу першої плеснової кістки: а – остеосинтез спицями Кіршнера; б – остеосинтез гвинтами; в – остеосинтез накістковою пластиною



Рис. 3. Схема навантаження моделей

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, використуваних у моделюванні

Матеріал		Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка		0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Зв'язки	110000	0,20
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Легована сталь	210000	0,30

кового регенерату. Зовнішній вигляд моделей наведено на рисунку 2.

У моделюванні матеріал рахували однорідним та ізотропним. За скінчений елемент обирали 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [2,9,10,14]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [11]. Для аналізу використовували такі характеристики, як E – модуль пружності (модуль Юнга), ν – коефіцієнт Пуассона. Дані про механічні характеристики матеріалів наведено в таблиці 1.

У процесі дослідження моделювали навантаження, яке виникає при одноопорному стоянні. Схема навантаження моделей наведено на рисунку 3.

Для здійснення навантаження моделі мали жорстке закріплення по підшовній поверхні кісток стопи. Вертикальне осьове навантаження на стиск здійснювали розподіленою силою 400 Н (середній показник маса тіла підлітків віком 13–14 років при одноопорному стоянні) [11], яку прикладали до тібіального плато великогомілкової кістки.

Під час моделювання досліджували величини максимальних напружень у проксимальному і дис-

тальному фрагментах першої плеснової кістки, у зоні остеотомії та в металевих конструкціях. Також вивчали величини відносних деформацій у кістковому регенераті.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. За критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [15].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування «SolidWorks». Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу «CosmosM» [1].

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації, схвалено позитивним рішенням комітету з біоетики при ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка НАМН України» (протокол №22 від 20.12.2021). На проведення досліджень отримано інформовану згоду пацієнтів.

Результати дослідження та їх обговорення

Першим етапом роботи розглядали напружено-деформований стан моделі стопи при остеосинтезі першої плеснової кістки спицями. Картину розподілу напружень у моделі наведено на рисунку 4.

Результати математичного моделювання показали, що при остеосинтезі першої плеснової кістки спицями максимальне напруження величиною 2,1 МПа виникає в її дистальному фрагменті. У проксимальному фрагменті напруження вдвічі нижче і спостерігається на відмітці 1,2 МПа. Напруження в зоні резекції не перевищує позначки 0,1 МПа. Що стосується металевих конструкцій, то найбільш напруженою виявляється медіальна спиця –

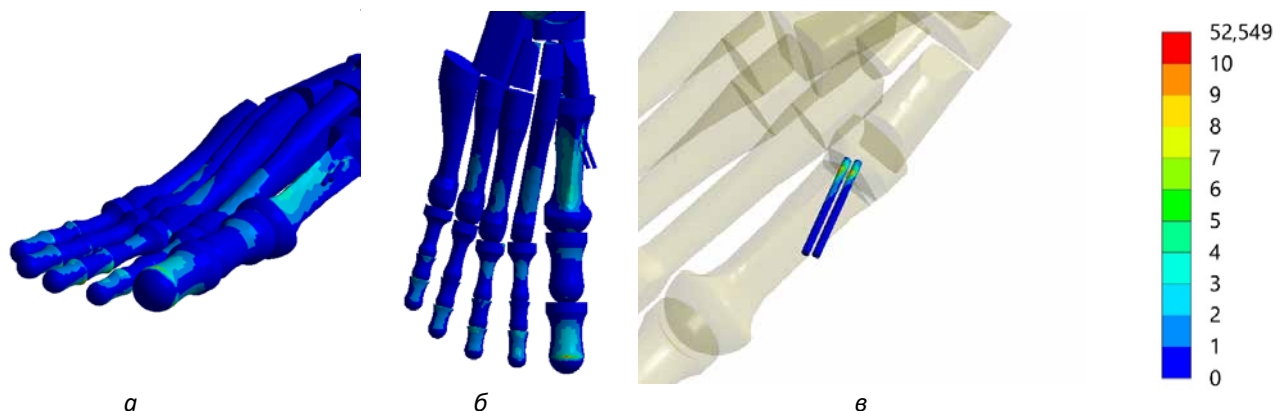


Рис. 4. Напружено-деформований стан моделі стопи при остеосинтезі першої плеснової кістки шплицями Кіршнера: а – загальний вигляд; б – вигляд зверху; в – напруження в металевих елементах

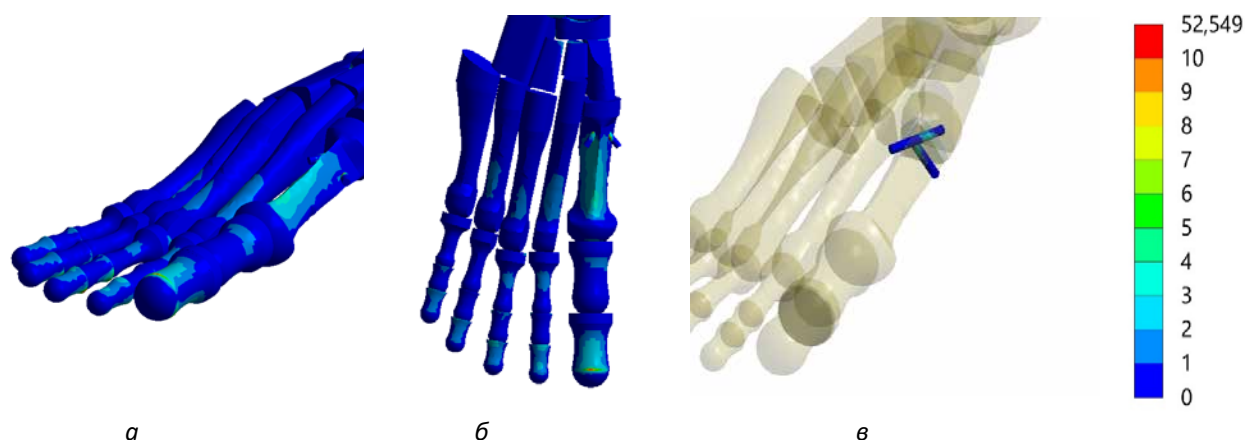


Рис. 5. Напружено-деформований стан моделі стопи при остеосинтезі першої плеснової кістки гвинтами: а – загальний вигляд; б – вигляд зверху; в – напруження в металевих елементах

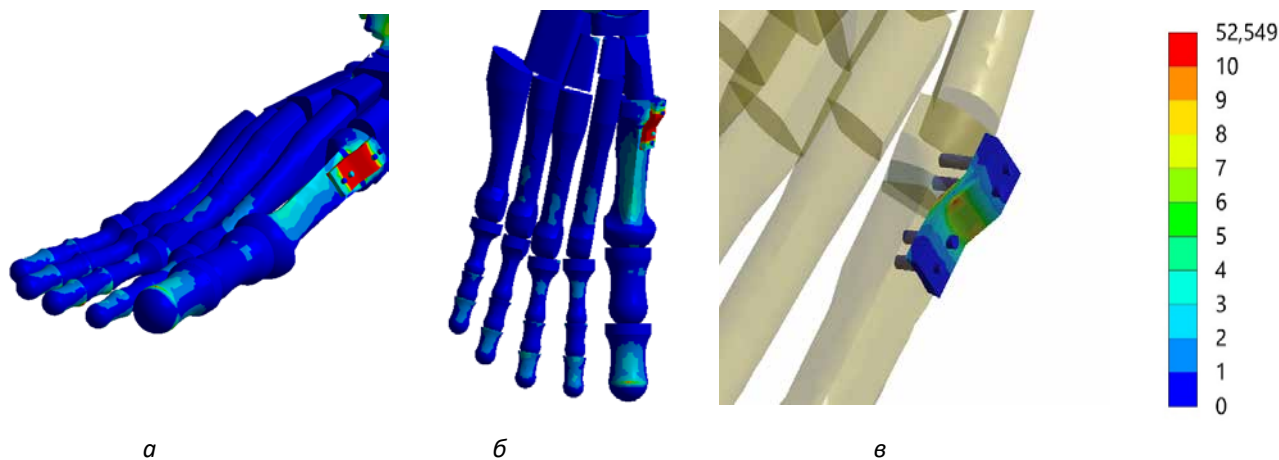


Рис. 6. Напружено-деформований стан моделі стопи при остеосинтезі першої плеснової кістки накістковою пластиною: а – загальний вигляд; б – вигляд зверху; в – напруження в металевих елементах

11,5 МПа. Напруження на латеральній шплиці визначається на позначці 9,6 МПа.

Напружено-деформований стан моделі стопи при остеосинтезі першої плеснової кістки гвинтами наведено на рисунку 5.

Проведене дослідження показало, що при остеосинтезі першої плеснової кістки гвинтами напруження в проксимальному і дистальному фрагментах кістки практично однакові та становлять відповідно 0,9 МПа і 0,8 МПа. Напруження в зоні остеотомії

Оригінальні дослідження. Ортопедія

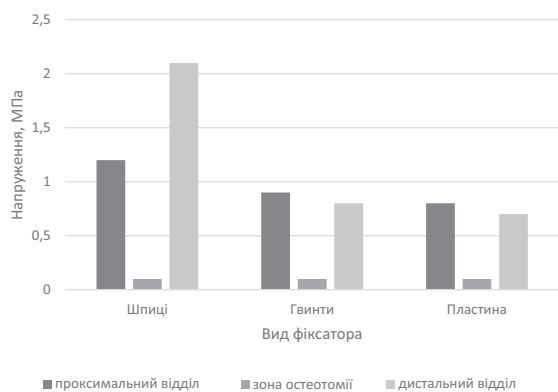


Рис. 7. Діаграма розподілу напружень у кісткових елементах моделі стопи з різними варіантами остеосинтезу першої плеснової кістки

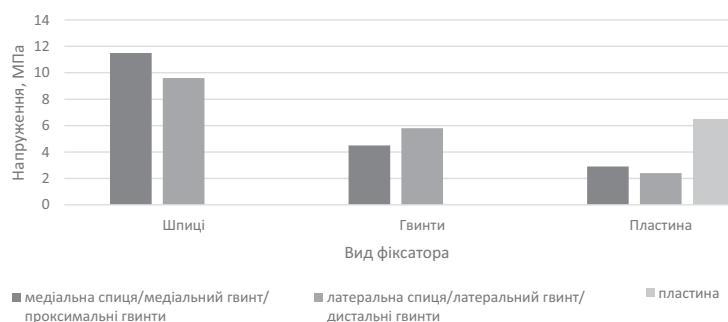


Рис. 8. Діаграма величин напружень в елементах металевих конструкцій моделі у стопі з різними варіантами остеосинтезу першої плеснової кістки

практично відсутнє і не перевищує позначки 0,1 МПа. Серед металевих елементів модель найбільш напруженим виявляється латеральний гвинт, на якому величина напруження сягає позначки 5,8 МПа. На медіальному гвинті напруження не перевищує значення 4,5 МПа.

На рисунку 6 наведено розподіл напружень у моделі стопи при остеосинтезі першої плеснової кістки накістковою пластиною.

Остеосинтез першої плеснової кістки накістковою пластиною дає змогу забезпечити низький рівень напружень у зоні остеотомії – 0,1 МПа, а також отримати рівномірний розподіл напружень між проксимальним і дистальним фрагментами плеснової кістки, у яких величини напружень визначаються на рівні відповідно 0,8 МПа і 0,7 МПа. При цьому напруження на фіксуючих гвинтах також розподіляються рівномірно і визначаються на позначках 2,9 МПа і 2,4 МПа відповідно в проксимальному і дистальному фрагментах плеснової кістки. Основне навантаження приймає на себе саме накісткова пластина, напруження в якій сягає значення 6,5 МПа.

Дані про величини напружень в елементах моделі при різних способах остеосинтезу першої плеснової кістки наведено в таблиці 2.

Таблиця 2

Величини напружень у моделях різних варіантів остеосинтезу першої плеснової кістки

Елемент моделі	Напруження, МПа		
	шпиці	гвинти	пластина
Проксимальний відділ	1,2	0,9	0,8
Зона остеотомії	0,1	0,1	0,1
Дистальний відділ	2,1	0,8	0,7
Медіальна спиця / медіальний гвинт / проксимальні гвинти	11,5	4,5	2,9
Латеральна спиця / латеральний гвинт / дистальний гвинт	9,6	5,8	2,4
Пластина			6,5

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень у моделях стопи, залежно від способу остеосинтезу першої плеснової кістки, можна отримати за допомогою діаграми, наведеної на рисунку 7.

Як показано на рисунку 7, усі досліджені види остеосинтезу забезпечують низький рівень напружень у зоні остеотомії першої плеснової кістки. Але за критерієм величин напружень у проксимальному і дистальному фрагментах кістки найгірший результат спостерігається при остеосинтезі шпичцями, а найкращий – при остеосинтезі накістковою пластиною.

Діаграма, наведена на рисунку 8, надає уявлення про співвідношення величин напружень у металевих елементах при різних видах остеосинтезу.

Наведена діаграма надає наочне уявлення про те, що серед різних видів остеосинтезу найбільш напруженими виявляються шпичці. Найменш напруженими є гвинти при остеосинтезі накістковою пластиною, саме за рахунок наявності пластини, яка бере на себе основне навантаження.

Другим етапом роботи визначали величини відносних деформацій кісткового регенерату в зоні остеотомії першої плеснової кістки при різних видах

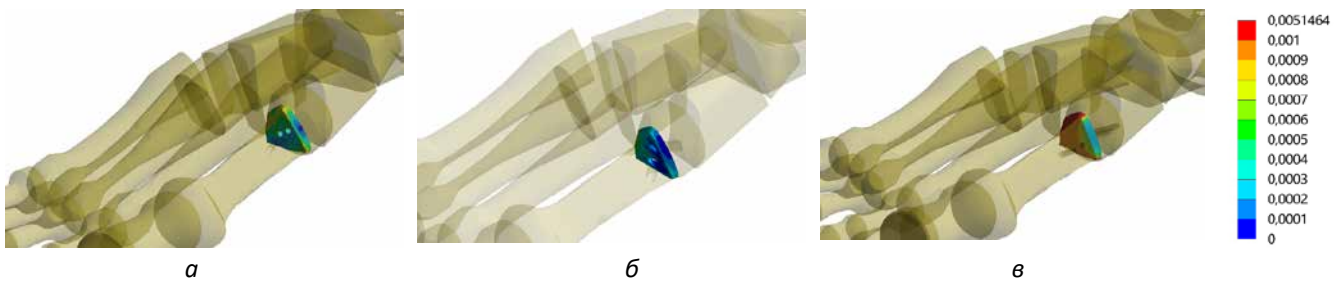


Рис. 9. Картина розподілу деформацій у кістковому регенераті при різних видах остеосинтезу першої плеснової кістки: а – остеосинтез спицями; б – остеосинтез гвинтами; в – остеосинтез накістковою пластиною

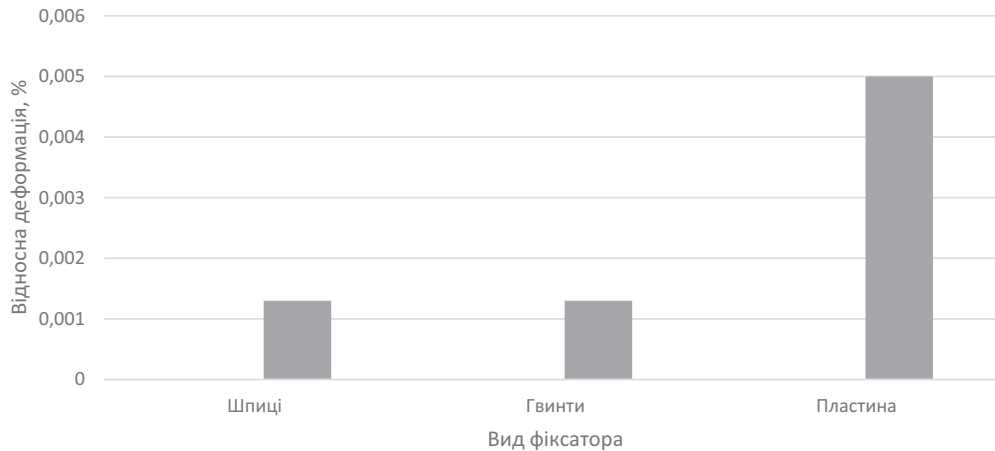


Рис. 10. Діаграма величин відносних деформацій кісткового регенерату залежно від виду остеосинтезу першої плеснової кістки

її остеосинтезу. Розподіл відносних деформацій у кістковому регенераті в моделі стопи при остеосинтезі першої плеснової кістки спицями наведено на рисунку 9.

Проведене математичне моделювання показало, що при остеосинтезі першої плеснової кістки спицями та гвинтами величини відносної деформації кісткового регенерату не перевищують позначки 0,13%. При остеосинтезі накістковою пластиною цей показник сягає величини 0,5%.

Дані про величини відносних деформацій кісткового регенерату при різних видах остеосинтезу першої плеснової кістки наведено в таблиці 3.

Наочне уявлення про співвідношення показників відносних деформацій кісткового регенерату першої плеснової кістки, залежно від виду її остеосинтезу, можна отримати за допомогою діаграми, наведеної на рисунку 10.

Наведена діаграма наочно відображає, що при остеосинтезі накістковою пластиною величина відносної деформації кісткового регенерату значно вища за таку при остеосинтезі спицями та гвинтами. Це обумовлено тим, що при остеосинтезі накістковою пластиною фіксуючі гвинти розташовані поза зоною остеотомії, а при інших видах остеосинтезу спиці

та гвинти проходять безпосередньо через зону резекції, що забезпечує меншу рухомість між проксимальним і дистальним фрагментами першої плеснової кістки. Але якщо розглядати ці деформації в абсолютних величинах, то при умовному діаметрі кістки 10 мм величина відносної деформації 0,5% відповідає зміщенню проксимального та дистального фрагментів кістки відносно один одного на 0,05 мм. Якщо прийняти до уваги, що мікрорухомість у зоні уламків у зоні перелому сприяє процесу їх зрощення [12], а також те, що накісткова пластина забезпечує нижчий рівень напружень у кісткових фрагментах та на фіксуючих гвинтах, то можна стверджувати, що накісткова пластина є найкращим засобом для остеосинтезу першої плеснової кістки при остеотомії в її проксимальному відділі.

Таблиця 3

Величини деформацій у кістковому регенераті при різних видах остеосинтезу першої плеснової кістки (%)

Вид фіксатора для остеосинтезу	Відносна деформація
Шпиці	0,13
Гвинти	0,13
Пластина	0,5

Оригінальні дослідження. Ортопедія

Висновки

Для остеосинтезу кісткових фрагментів при проксимальній остеотомії першої плеснової кістки з метою усунення вальгусної деформації першого пальця стопи можуть бути використані шпиці, гвинти та накісткова пластина.

Усі досліджені види остеосинтезу забезпечують низький рівень напружень у зоні остеотомії першої плеснової кістки, але за критерієм величин напружень у проксимальному і дистальному фрагментах кістки найгірший результат відмічається при остеосинтезі шпичками, найкращий – при остеосинтезі накістковою пластиною.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Робота є частиною завершеної НДР ЦФ.2019.3. НАМНУ, держреєстрація №0118U006951.

References/Література

1. Alyamovskiy AA. (2004). SolidWorks / COSMOSWorks. Inzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov. Moscow: DMK Press: 432. [Алямовский АА. (2004). SolidWorks / COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов. Москва: ДМК Пресс: 432].
2. Berezovskiy VA, Kolotilov NN. (1990). Biofizicheskiye kharakteristiki tkaney cheloveka. Spravochnik. Kyiv. Naukova dumka: 224. [Березовский ВА, Колотилов НН. (1990). Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. Киев: Наукова думка: 224].
3. Coughlin MJ, Carlson RE. (1999). Treatment of hallux valgus with an increased distal metatarsal articular angle: evaluation of double and triple first ray osteotomies. *Foot Ankle Int.* 20: 762–770.
4. Coughlin MJ. (1996). Hallux valgus. *J. Bone Joint Surg. Am.* 78: 932–966.
5. Croitoru GM, Betisor VK, Darchuk MI. (2003). SCARF osteotomy in the surgical treatment of valgus deformity of the first toe. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics.* 3: 113–114. [Кроитору ГМ, Бецишор ВК, Дарчук МИ. (2003). Остеотомия SCARF при хирургическом лечении вальгусной деформации первого пальца стопы. Ортопедия, травматология и протезирование. 3: 113–114].
6. Gere JM, Timoshenko SP. (1997). *Mechanics of Material:* 912.
7. Goforth WP, Martin JE, Domrose DS et al. (1996). Austin bunionectomy using single screw fixation: five-year versus 18-month follow-up findings. *J. Foot Ankle Surg.* 35: 255–259.
8. Khlopas H, Fallat LM. (2020). Correction of Hallux Abducto Valgus Deformity Using Closing Base Wedge Osteotomy: A Study of 101 Patients. *J. Foot and Ankle Surgery.* 59 (5): 979–983.
9. Korolkov O, Rakhman P, Karpinsky M, Shishka I, Yaresko O. (2017). Assessment of stress-strain distribution in flatfoot deformity (part 1). *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics.* 4: 80–84. [Корольков ОI, Рахман ПМ, Карпінський МЮ, Шишка ІВ, Ярьсько ОВ. (2017). Дослідження напружено-деформованого стану моделі стопи в разі плоско-вальгусної деформації (повідомлення перше). Ортопедія, травматологія і протезування. 4: 80–84]. doi: 10.15674/0030–59872017480–84.
10. Korolkov O, Rakhman P, Karpinsky M, Shishka I, Yaresko O. (2018). Characteristics of stress-strain foot model before and after subtalar arthroereisis with implants at the treatment of flat-foot (message 2). *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics.* 1: 65–71. [Корольков ОI, Рахман ПМ, Карпінський МЮ, Шишка ІВ, Ярьсько ОВ. (2018). Характеристика напружено-деформованого стану моделі стопи до та після лікування плоско-вальгусної деформації з використанням імплантатів для піднаді'яткового артроерезу (повідомлення друге). Ортопедія, травматологія і протезування. 1: 65–71]. doi: 10.15674/0030–59872018165–71.
11. Obraztsov IF, Adamovich IS, Barer IS et al. (1988). Problema prochnosti v biomekhanike. Uchebnoye posobiye dlya tekhnich. i biol. spets. VUZov. Moscow: Vyssh. shkola: 311. [Образцов ИФ, Адамович ИС, Барер ИС и др. (1988). Проблема прочности в биомеханике. Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов. М.: Высш. школа: 311].
12. Popsuyshapka OK. (1991). Funktsional'noye lecheniye difazarnykh perelomov kostey konechnostey (klinicheskoye i eksperimental'noye obosnovaniye). Doctoral dissertation. Kharkiv: Sytenko Institute of Spine and Joints Pathology of the NAMS of Ukraine. [Попсуйшапка ОК. (1991). Функциональное лечение дифазарных переломов костей конечностей (клиническое и экспериментальное обоснование). Дисс. ... д-ра мед. наук: 14.01.21. ДУ «Институт патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка НАМН України»].
13. Prozorovsky DV, Romanenko KK, Goridova LD, Ershov DV. (2012). The choice of fixation method for proximal osteotomy of the first metatarsal bone. *Trauma.* 13: 3. [Прозоровський ДВ, Романенко КК, Горидова ЛД, Ершов ДВ. (2012). Выбор способа фиксации при проксимальной остеотомии первой плюсневой кости. *Травма.* 13: 3].
14. Shyshka IV, Korolkov OI, Karpinskyi MIu, Yaresko OV. (2021). Matematychnе modeliuвання напружено-деформованого стану елементів стопи в умовах гіпоплазії латеральної кісточки. *Ortopediya, travmatolohiya yu protezyrovanyu.* 4: 49–57. [Шишка ІВ, Корольков ОI, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. (2021). Математичне моделювання напружено-деформованого стану елементів стопи в умовах гіпоплазії латеральної кісточки. Ортопедія, травматологія і протезування. 4: 49–57]. doi: 10.15674/0030–59872021449–57.
15. Zenkevich OK. (1978). Metod konechnykh elementov v tekhnike. Moscow: Mir: 519. [Зенкевич ОК. (1978). Метод конечных элементов в технике. М: Мир: 519].

Відомості про авторів:

Прозоровський Дмитро Веніамінович – к.мед.н., ст.н.с. відділу травматології опорно-рухового апарату ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-0469-747X>.

Романенко Костянтин Костянтинович – к.мед.н., ст.н.с. відділу травматології опорно-рухового апарату ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-1639-8274>.

Карпінський Михайло Юрійович – ст.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

Ярьсько Олександр Васильович – мол.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.

Стаття надійшла до редакції 04.10.2022 р., прийнята до друку 18.12.2022 р.