

УДК 616.728.4-007.21-001:004.94](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021449-57>

Математичне моделювання напружено-деформованого стану елементів стопи в умовах гіпоплазії латеральної кісточки

I. В. Шишка¹, О. І. Корольков², М. Ю. Карпінський³, О. В. Ярьсько³

¹ КНП ЗОР «Запорізька обласна клінічна лікарня». Україна

² Львівський національний медичний університет імені Данила Галицького. Україна

³ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

One of the most common complications of long-term talocrural joint (TCJ) injury is the development of chronic instability. Among the risk factors for its occurrence - congenital or acquired shortening (hypoplasia) of the lateral malleolus of varying degrees. Objective. Determine the effect of lateral malleolus hypoplasia on the distribution of stresses in the bone and ligament elements of the foot. Methods. Mathematical modeling of the distal end of the lower extremity was performed. There are two variants of the position of the heel bone — varus and valgus with an angle of deviation from the vertical axis in both cases 15°. A vertical distributed load of 700 N was applied to the tibial plateau. On the supporting surface of the feet model's were rigidly fixed. Measurements of mechanical stresses were performed at control points. According to the criteria for estimating the stress-strain relations (SSR), the Mises stress was used. Results. It was determined that lateral malleolus hypoplasia increases the values of stresses on the lateral side of the distal tibial bone from 6.3 MPa to 6.4 MPa, from the medial — on the heel bone from 5.8 MPa to 6.0 MPa, talus from 2.1 MPa to 2.3 MPa. SSR on TCJ are also varies. In the case of a neutral position of the heel bone, lateral malleolus hypoplasia causes a decrease in the values of the ligaments on the lateral side of the TCJ, which can be explained by their elongation and, consequently, the projection increase in length. In the case of varus or valgus position of the heel bone under conditions of lateral ankle hypoplasia, it was found that the varus position of the heel bone overstrains the ligaments on the lateral side, valgus - from the medial. Conclusions. Decreased stress in the ligaments of the TCJ in cases of valgus or varus position of the heel bone is one of the factors reducing the functional stability of the joint and may be the cause of its chronic instability. Key words. Injury of the talocrural joint, ligaments, instability, finite element method, lateral malleolus hypoplasia, stress-strain condition.

Одним із частих ускладнень лікування травм над'яtkово-гомількового суглоба (НГС) у віддаленому періоді є розвинення його хронічної нестабільності. Серед чинників ризику її виникнення — уроджене або набуте укорочення (гіпоплазія) латеральної кісточки різного ступеня. Мета. Визначити вплив гіпоплазії латеральної кісточки на розподіл напружень у кісткових і зв'язкових елементах стопи. Методи. Проведене математичне моделювання дистального кінця нижньої кінцівки. Відтворено два варіанти положення п'яtkової кістки — варусне та вальгусне з кутом відхилення від вертикальної осі в обох випадках 15°. Вертикальне розподілене навантаження величиною 700 Н прикладали до плато великогомілкової кістки. По опорній поверхні стопи моделі мали жорстке закріплення. Заміри величин механічних напружень проводили в контрольних точках. За критерії оцінки напружено-деформованого стану (НДС) використано напруження за Мізесом. Результати. Визначено, що за гіпоплазії латеральної кісточки збільшуються величини напружень із латерального боку на піднад'яtkовій кістці від 6,3 МПа до 6,4 МПа, із медіального — на п'яtkовій від 5,8 МПа до 6,0 МПа, над'яtkовій від 2,1 МПа до 2,3 МПа. Також змінюється НДС у зв'язках НГС. У випадку нейтрального положення п'яtkової кістки гіпоплазія латеральної кісточка спричинює зниження величин напружень у зв'язках із латерального боку НГС, що можна пояснити їхнім подовженням та, відповідно, проєкційним збільшенням довжини. У випадку варусного або вальгусного положення п'яtkової кістки за умов гіпоплазії латеральної кісточка виявлено, що за варусного положення п'яtkової кістки перенапружуються зв'язки з латерального боку, вальгусного — із медіального. Висновки. Зменшення величин напружень у зв'язках НГС у випадках вальгусного або варусного положення п'яtkової кістки є одним із чинників зниження функціональної стійкості суглоба та може бути причиною розвитку його хронічної нестабільності.

Ключові слова. Ушкодження над'яtkово-гомількового суглоба, зв'язки, нестабільність, метод скінченних елементів, гіпоплазія латеральної кісточка, напружено-деформований стан

Вступ

Травми над'яtkово-гомількового суглоба (НГС) посідають одне з перших місць у структурі ушкоджень нижніх кінцівок і становлять від 10 до 20 % усіх травм опорно-рухової системи, а травми зв'язкового апарата НГС трапляються в 35–50 % таких випадків [1, 2]. Одним із частих ускладнень лікування таких уражень НГС у віддаленому періоді є розвинення його хронічної нестабільності (ХН). Клінічна картина ХН НГС досить характерна та полягає в надмірній рухомості (гіпермобільності) стопи, наявності симптому «висувної шухляди», епізодах болю та набряку та, як наслідок, — розвинення ранніх дегенеративних змін у НГС [3, 4]. Серед багатьох чинників, які впливають на розвинення ХН НГС виділяють уроджене або набуте вкорочення (гіпоплазія) латеральної кісточки різного ступеня вираженості, яке може призводити до зазначених змін [5].

Мета: визначити вплив гіпоплазії латеральної кісточки на розподіл напружень у кісткових і зв'язкових елементах стопи.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» проведено математичне моделювання для визначення впливу гіпоплазії латеральної кісточки на напружено-деформований стан (НДС) елементів стопи.

Для вирішення поставленого завдання раніше розроблено [6, 7] математичну скінченно-елементну модель (МСЕМ) дистального кінця нижньої кінцівки із доповненнями, яка містила кісткові елементи стопи та гомілки (рис. 1).

МСЕМ містила основні зв'язки НГС та заднього відділу стопи: *lig. calcaneofibulare* (п'яtkово-малогомілка), *lig. talofibulare anterius* (передня

над'яtkово-малогомілка), *lig. talofibulare posterius* (задня над'яtkово-малогомілка), *lig. tibiofibulare anterius* (передня міжгомількова), *lig. tibiofibulare posterius* (задня міжгомількова), *membrana* (міжкісткова мембрана), *lig. tibiocalcaneo medial* (великогомілково-п'яtkова), *lig. tibiotalar anterius* (передня над'яtkово-великогомілка), *lig. tibiotalar posterius* (задня над'яtkово-великогомілка), *aponeurosis plantaris* (підшовний апоневроз).

Положення латеральної кісточки обрали за таке, коли її верхівка розташована на рівні медіальної кісточки (в нормі — на 1–1,5 см нижче рівня). Через те, що зв'язки працюють лише на розтягнення, у процесі дослідження моделювали два варіанти положення п'яtkової кістки — варусне та вальгусне. Кут відхилення від початкового положення п'яtkової кістки в обох випадках становив 15° (рис. 2).

Матеріал вважали однорідним та ізотропним. За скінченний елемент обраний 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні властивості біологічних тканин взяли з наведених у літературі [8, 9]. Для аналізу використано характеристики: модуль пружності (E , модуль Юнга), коефіцієнт Пуассона (ν) (табл. 1).

Таблиця 1

Механічні характеристики використаних у процесі моделювання матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кіркова кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Зв'язки	110 000	0,20

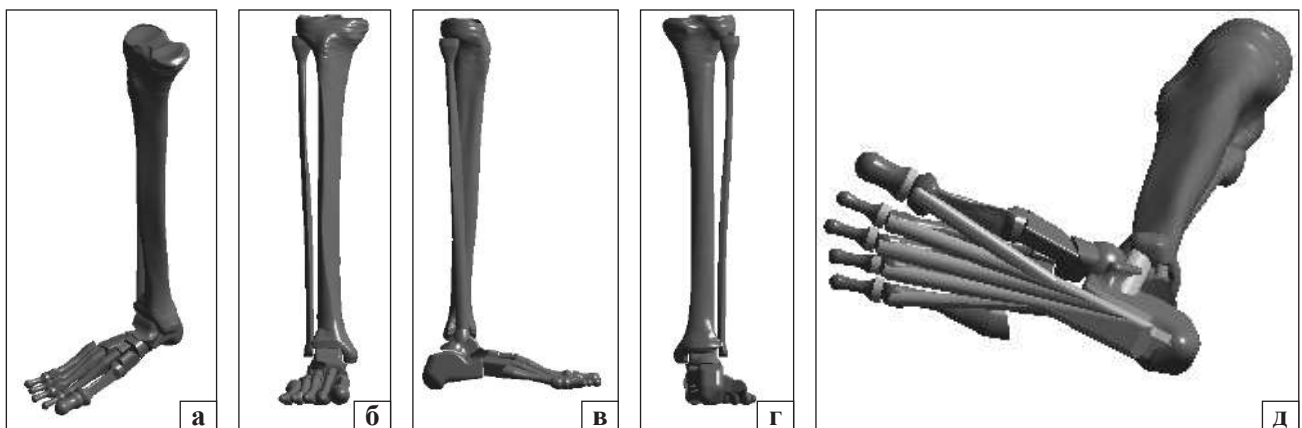


Рис. 1. МСЕМ правої гомілки та стопи за умов гіпоплазії латеральної кісточки: загальний вигляд (а), спереду (б), у сагітальній площині (в), ззаду (г), знизу (д)

Моделі випробували під впливом вертикального розподіленого навантаження величиною 700 Н, яке відповідає середній масі дорослої людини [10]. Навантаження прикладали до плато великогомілкової кістки. По опорній поверхні стопи моделі мали жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на рис. 3, а.

Для порівняння змін НДС моделей обрано контрольні точки, в яких проводили заміри величин механічних напружень (табл. 2). Схема розташування контрольних точок наведена на рис. 3, б, в.

Розрахунок НДС моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. Як критерій оцінювання напруженого стану моделей використано напруження за Мізесом [8].

Моделювання проведено за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки НДС моделей виконували застосовуючи програмний комплекс CosmosM [11].

Результати та їх обговорення

На першому етапі нашої роботи ми вивчали напружено-деформований стан моделі гомілки

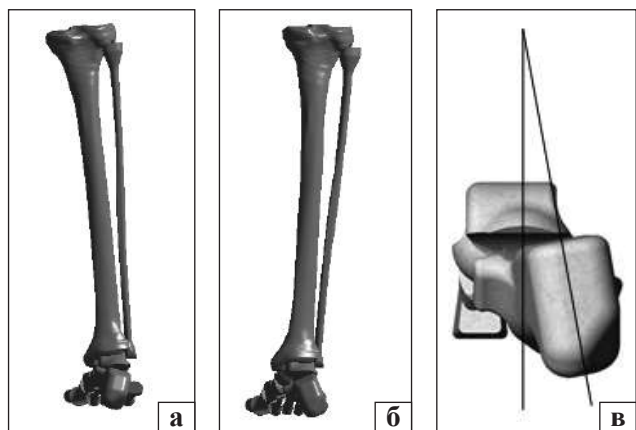
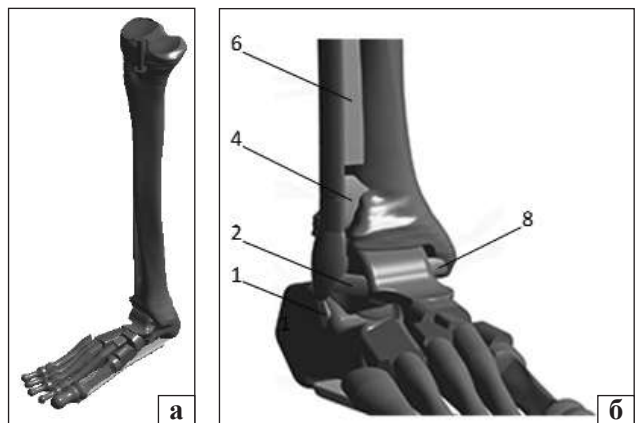


Рис. 2. Моделі патологічної постановки стопи: варусне (а) та вальгусне (б) положення п'яткової кістки, кут 15°; п'ятково-великогомілковий кут (в)



з гіпоплазією латеральної кісточки за умов одноопорного стояння та під час нормального положення п'яткової кістки. Картину розподілу напружень у кісткових елементах моделі наведено на рис. 4.

За умов гіпоплазії латеральної кісточки під час одноопорного стояння та в разі нормального положення п'яткової кістки виникають максимальні напруження в кісткових елементах: із латерального боку найбільш напруженою виявилася піднадп'яткова кістка (6,4 МПа) порівняно з п'ятковою (2,6 МПа). Із медіального боку, навпаки, більш напруженою була п'яткова кістка (6,0 МПа проти 2,3 МПа в зоні піднадп'яткової). Напруження максимальної величини визначено на опорних поверхнях п'яткової та піднадп'яткової кісток — 37,4 МПа та 21,0 МПа відповідно.

Таблиця 2

Контрольні точки МСЕМ правої гомілки та стопи

Бік	Контрольна точка	Анатомічна структура
Латеральний	1	<i>lig. calcaneofibulare</i>
	2	<i>lig. talofibulare anterius</i>
	3	<i>lig. talofibulare posterius</i>
	4	<i>lig. tibiofibulare anterius</i>
	5	<i>lig. tibiofibulare posterius</i>
	6	membrana (мембрана)
	13	п'яткова кістка
Медіальний	14	надп'яткова кістка
	7	<i>lig. tibiocalcaneo medial</i>
	8	<i>lig. tibiotalar anterius</i>
	9	<i>lig. tibiotalar posterius</i>
	10	<i>aponeurosis plantaris</i>
	15	п'яткова кістка
	16	надп'яткова кістка
	11	п'яткова кістка
	12	надп'яткова кістка

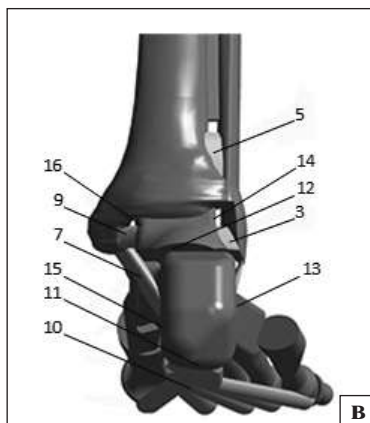


Рис. 3. Схеми: а) навантаження МСЕМ правої гомілки та стопи; б, в) розташування на ній контрольних точок

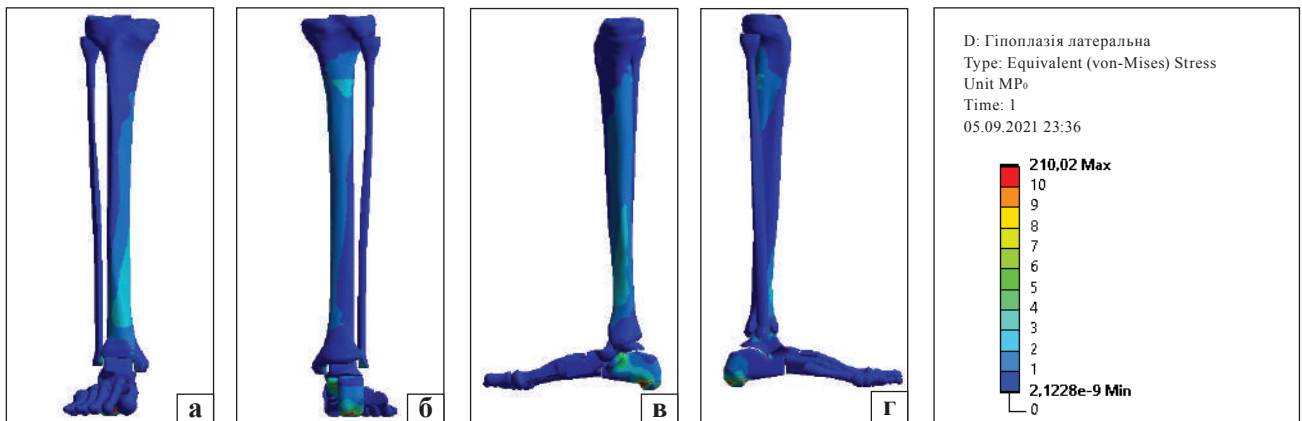


Рис. 4. Картина розподілу напружень у кісткових елементах моделі гомілки та стопи з гіпоплазією латеральної кісточки за нормального положення п'яткової кістки: вигляд спереду (а), ззаду (б), із медіального (в), із латерального (г) боків

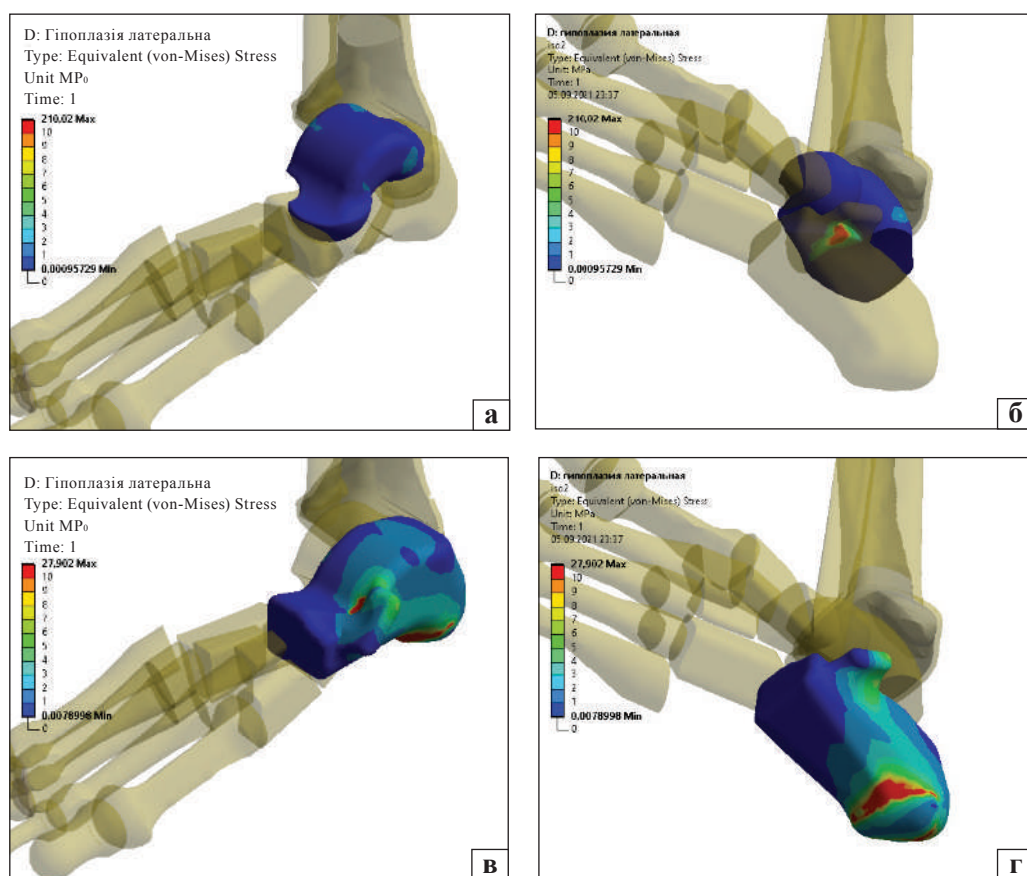


Рис. 5. Картина розподілу напружень у зв'язках моделі гомілки та стопи з гіпоплазією латеральної кісточки за нормального положення п'яткової кістки: НДС на піднадп'ятковій кістці — вигляд зверху (а) та знизу (б); на п'ятковій кістці — вигляд зверху (в) та знизу (г)

НДС зв'язок моделі та стопи з гіпоплазією латеральної кісточки за умов нормального положення п'яткової кістки показано на рис. 5.

Максимальні напруження у зв'язках зафіксовані з латерального боку, а саме, *lig. talofibulare posterius* та *lig. talofibulare anterius*, де вони набувають значення 4,4 МПа та 2,6 МПа відповідно. Проміжне значення 3,4 МПа визначено

в *lig. calcaneofibulare*. В інших зв'язках із латерального боку величини напружень не перевищували значення 0,5 МПа.

Із медіального боку напруження у зв'язках виявилися дещо нижчими. Найнапруженіші *lig. tibiotalar anterius* та *lig. tibiotalar posterius* — 3,5 МПа і 3,3 МПа. У *lig. tibio calcaneo medial* максимальне напруження становило 2,7 МПа,

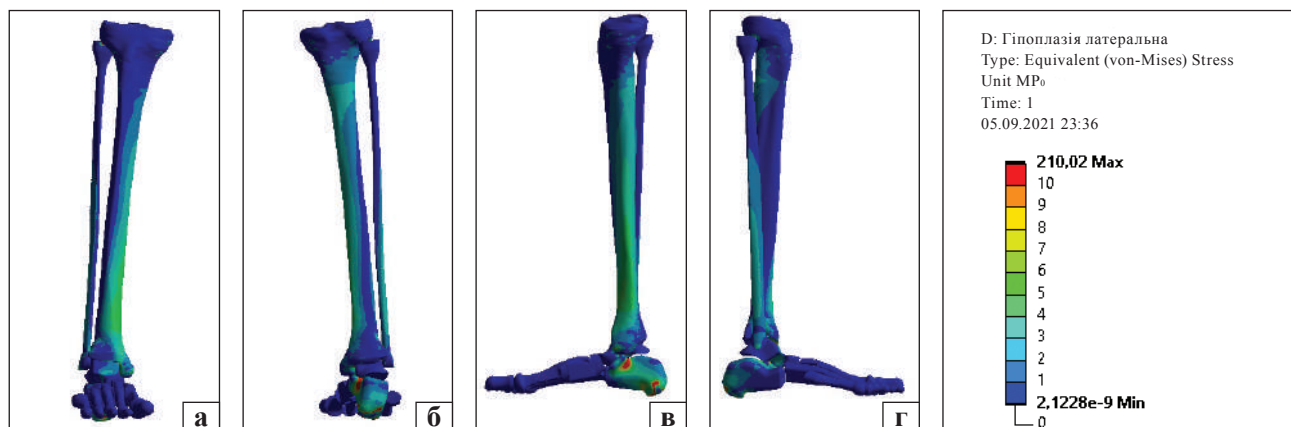


Рис. 6. Картина розподілу напружень у кісткових елементах моделі гомілки та стопи з гіпоплазією латеральної кісточки за умов варусного положення п'яткової кістки: вигляд спереду (а), ззаду (б), із медіального (в) та латерального (г) боків

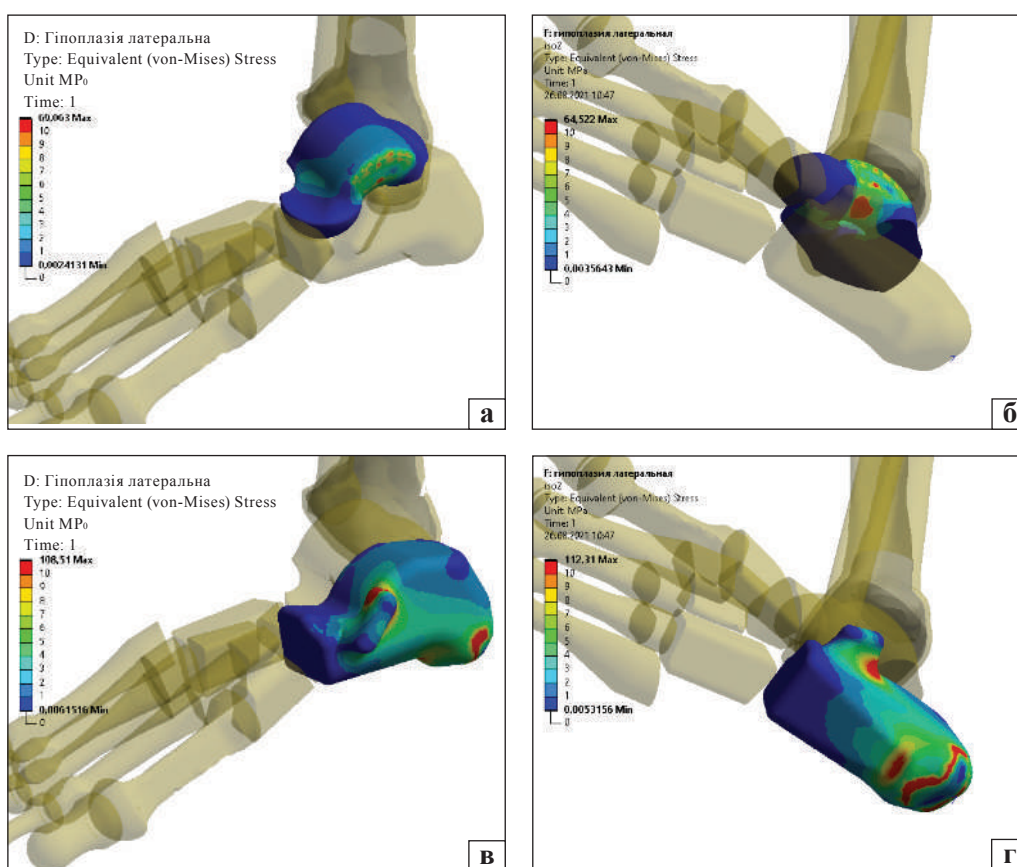


Рис. 7. Картина розподілу напружень у зв'язках моделі гомілки та стопи з гіпоплазією латеральної кісточки за варусного положення п'яткової кістки. НДС на піднадп'ятковій кістці — вигляд зверху (а), знизу (б); на п'ятковій кістці — вигляд зверху (в) та знизу (г)

а *aponeurosis plantaris* виявилася майже не напруженою — 0,2 МПа.

Другим етапом роботи вивчено напружено-деформований стан моделі гомілки та стопи з гіпоплазією латеральної кісточки за умов варусного положення п'яткової кістки. Картину розподілу напружень у кісткових елементах моделі подано на рис. 6.

Опора на стопу за варусного положення п'яткової кістки призвела до значного перерозподілу напружень на кісткових елементах моделі, а саме до їхнього зростання з медіального боку п'яткової кістки до 13,8 МПа, піднадп'яткової — до 13,3 МПа. На латеральному боці напруження трохи збільшилися в п'ятковій кістці — 4,6 МПа, але вони знизилися в піднадп'ятковій — 1,8 МПа.

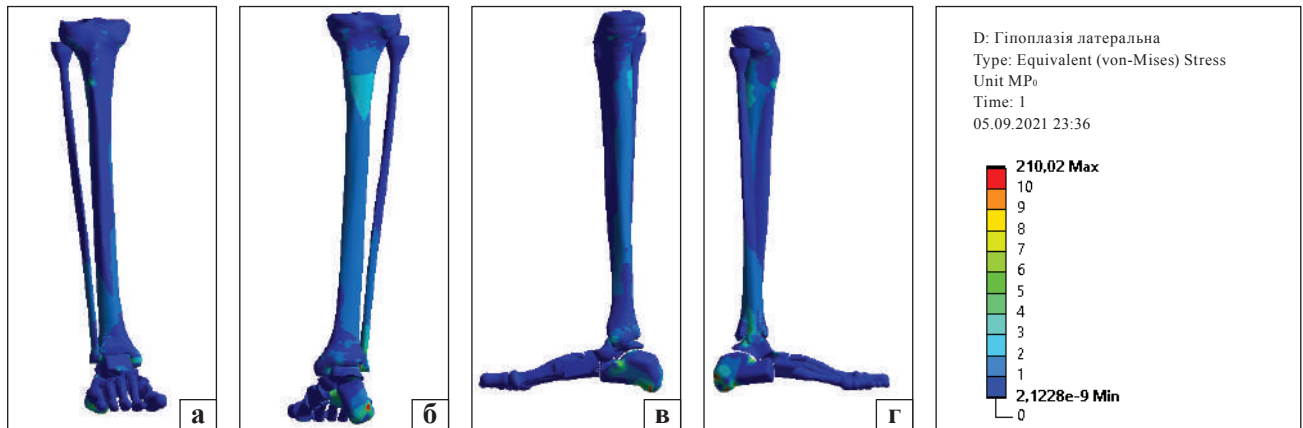


Рис. 8. Картина розподілу напружень у кісткових елементах моделі гомілки та стопи з гіпоплазією латеральної кісточки за умов вальгусного положення п'яткової кістки: вигляд спереду (а), ззаду (б), із медіального (в) та латерального (г) боків

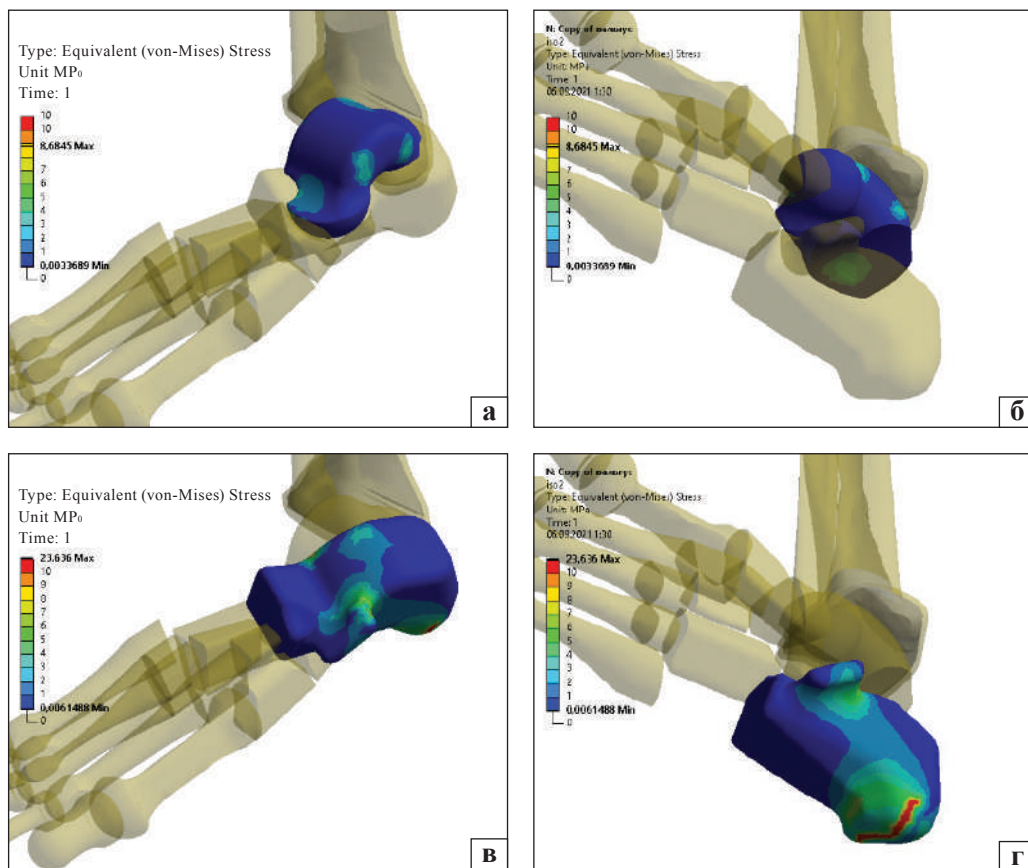


Рис. 9. Картина розподілу напружень у зв'язках моделі гомілки та стопи у випадку гіпоплазії латеральної кісточки за умов вальгусного положення п'яткової кістки: на надп'ятковій кістці — вигляд зверху (а) та знизу (б); на п'ятковій — вигляд зверху (в) та знизу (г)

На опорній поверхні обох кісток визначено підвищення величин напружень, які досягли позначок 74,0 МПа та 108,0 МПа на п'ятковій і надп'ятковій кістках відповідно.

Розподіл напружень у зв'язках моделі гомілки та стопи у випадку гіпоплазії латеральної кісточка за варусного положення п'яткової кістки наведено на рис. 7.

Варусне положення п'яткової кістки за умов опори на стопу призвело до підвищення величин напружень у зв'язках, розташованих на латеральному боці. Максимальні величини напружень (7,6 МПа) визначено в *lig. calcaneofibulare*. Виняток склали *lig. talofibulare posterius* та *lig. talofibulare anterius*, де напруження знизилися до 2,1 МПа та 1,2 МПа відповідно.

На медіальному боці напруження в *lig. tibiotalar anterior* та *lig. tibiotalar posterius* зросли до 3,8 МПа та 4,2 МПа відповідно. Також збільшення величини напружень до 0,5 МПа визначено в *aponeurosis plantaris*, а в *lig. tibiocalcaneo medial* — зменшення до 1,0 МПа порівняно з опорою за нормального положення п'яткової кістки.

Останнім етапом роботи вивчено розподіл напружень у кісткових елементах моделі гомілки та стопи у випадку гіпоплазії латеральної кісточки за умов вальгусного положення п'яткової кістки (рис. 8).

Вальгусне положення п'яткової кістки в разі опори на стопу у випадку гіпоплазії латеральної кісточки призвело до значного підвищення напружень на латеральному боці піднадп'яткової кістки — 10,1 МПа. На латеральному боці п'яткової кістки напруження визначені на рівні 9,8 МПа. На медіальному боці величини напружень у п'ятковій і піднадп'ятковій кістках зафіксовані на рівні

3,0 МПа та 2,5 МПа відповідно. На опорній поверхні п'яткової кістки напруження набули значення 50,0 МПа, на надп'ятковій — 69,1 МПа.

Розподіл напружень у зв'язках моделі гомілки та стопи у випадку гіпоплазії латеральної кісточки за умов вальгусного положення п'яткової кістки наведено на рис. 9.

У разі навантаження кінцівки у вальгусному положенні п'яткової кістки найнапруженішими були зв'язки з медіального боку: *lig. tibiotalar posterius* — 14,3 МПа, *lig. tibiocalcaneo medial* — 9,7 МПа, *lig. tibiotalar anterior* — 8,8 МПа. Із латерального боку зафіксовано нижчі напруження у зв'язках. Максимальну величину напружень визначено в *lig. talofibulare posterius* — 3,3 МПа.

Показники величини напружень у контрольних точках моделей у випадку гіпоплазії латеральної кісточки залежно від варіантів положення п'яткової кістки наведено в табл. 3. Як бачимо, гіпоплазія латеральної кісточки за умов нормального положення п'яткової кістки порівняно з моделлю нормальної будови стопи призвела до зниження величин НДС у найнапруженіших зв'язках із латерального боку: *lig. calcaneofibulare* та *lig. talofibulare posterius* — 3,4 МПа і 4,4 МПа відповідно. Незначне збільшення виявлено в *lig. tibiotalar anterior* — від 3,4 МПа до 3,5 МПа.

На рис. 10 наведено графік залежності величини напружень у зв'язках моделі у випадку гіпоплазії латеральної кісточки залежно від величини кута варусного положення п'яткової кістки.

На рис. 11 відображено залежність НДС у зв'язках моделі у випадку гіпоплазії латеральної кісточки від величини кута вальгусного положення п'яткової кістки.

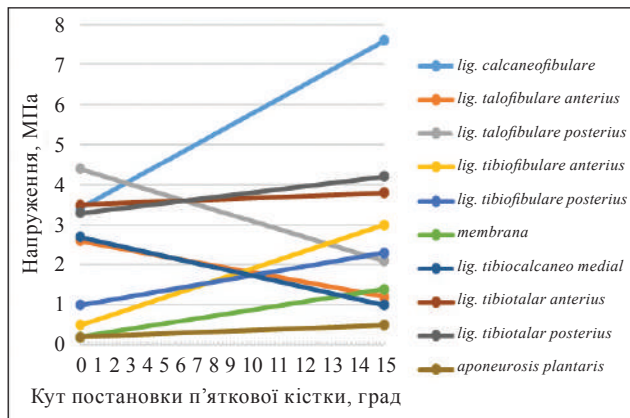


Рис. 10. Графік залежності величини напружень у зв'язках моделі у випадку гіпоплазії латеральної кісточки залежно від величини кута варусного положення п'яткової кістки

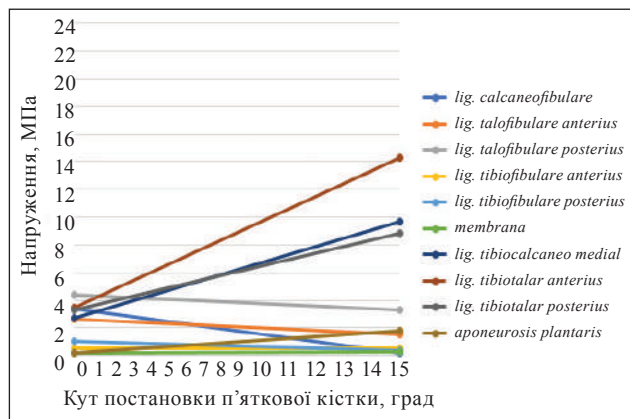


Рис. 11. Графік залежності величини напружень у зв'язках моделі з гіпоплазією латеральної кісточки від величини кута вальгусного положення п'яткової кістки

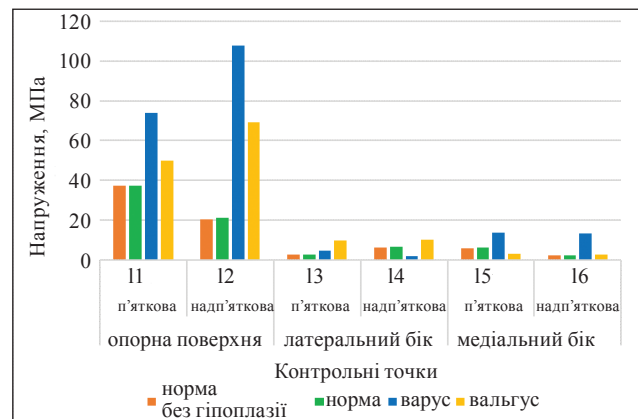


Рис. 12. Діаграма величин напружень у п'ятковій і піднадп'ятковій кістках у моделі у випадку гіпоплазії латеральної кісточки залежно від варіантів положення п'яткової кістки

Таблиця 3

Величини напружень у контрольних точках моделей у випадку гіпоплазії латеральної кісточки залежно від варіантів положення п'яткової кістки

Бік	Контрольна точка	Анатомічна структура	Напруження, МПа			
			Норма	Гіпоплазія		
				норма	варус	вальгус
Латеральний	1	<i>lig. calcaneofibulare</i>	8,4	3,4	7,6	0,2
	2	<i>lig. talofibulare anterius</i>	2,6	2,6	1,2	1,5
	3	<i>lig. talofibulare posterius</i>	8,2	4,4	2,1	3,3
	4	<i>lig. tibiofibulare anterius</i>	0,6	0,5	3,0	0,5
	5	<i>lig. tibiofibulare posterius</i>	1,2	1,0	2,3	0,4
	6	membrana	0,2	0,2	1,4	0,3
	15	п'яткова кістка	2,6	2,6	4,6	9,8
	14	піднадп'яткова кістка	6,3	6,4	1,8	10,1
Медіальний	7	<i>lig. tibiocalcaneo medial</i>	3,2	2,7	1,0	9,7
	8	<i>lig. tibiotalar anterius</i>	3,4	3,5	3,8	14,3
	9	<i>lig. tibiotalar posterius</i>	4,6	3,3	4,2	8,8
	10	<i>aponeurosis plantaris</i>	0,2	0,2	0,5	1,8
	15	п'яткова кістка	5,8	6,0	13,8	3,0
	16	піднадп'яткова кістка	2,1	2,3	13,3	2,5
Опорна поверхня	11	п'яткова кістка	37,4	37,4	74,0	50,0
	12	піднадп'яткова кістка	20,2	21,0	108,0	69,1

На рис. 12 наведено діаграму, яка дає змогу детальніше порівняти величини напружень у п'ятковій і піднадп'ятковій кістках моделей у випадку гіпоплазії латеральної кісточки залежно від варіантів положення п'яткової кістки.

У кісткових елементах моделі НГС гіпоплазія латеральної кісточки призводить до зміни величин напружень із латерального боку на піднадп'ятковій кістці від 6,3 МПа до 6,4 МПа, медіального — на обох кістках: п'ятковій — від 5,8 МПа до 6,0 МПа, надп'ятковій — від 2,1 МПа до 2,3 МПа.

Висновки

Проведене дослідження показало, що гіпоплазія латеральної кісточки призводить до змін НДС як у кісткових елементах НГС, так і в його зв'язках. Зокрема, у випадку нейтрального положення п'яткової кістки знижуються величини напружень у зв'язках із латерального боку НГС, що можна пояснити їхнім відносним подовженням і, відповідно, проєкційним збільшенням їхньої довжини. У випадку варусного або вальгусного положення п'яткової кістки за умов гіпоплазії латеральної кісточки на моделях виявлено досить передбачуваний результат: у разі варусного положення п'яткової кістки перенапруженими були зв'язки з латерального боку, вальгусного — із медіального.

Зменшення величин напружень у зв'язках НГС у випадках вальгусного або варусного положення п'яткової кістки є одним із чинників зниження функціональної стійкості цього суглоба та може спричинити розвиток його хронічної нестабільності.

Зменшення величин напружень у зв'язках НГС у випадках вальгусного або варусного положення п'яткової кістки є одним із чинників зниження функціональної стійкості цього суглоба та може спричинити розвиток його хронічної нестабільності.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Diagnosis and surgical treatment of anterolateral instability of the ankle joint (guidelines) [Diahnostyka ta khirurgichne likuvannya peredn'o-lateral'noyi nestabil'nosti homilkovostopnoho suhloba (metodychni rekomendatsiyi)] / A. P. Liabakn, O. A. Burianov, O. A. Turchin [et al.]. — Kyiv, 2020. — 13 p. (in Ukrainian)
2. Tiazhelov O. A. Acute ankle injuries [Ostryye povredzheniya golenostopnogo sustava] / O. A. Tiazhelov, L. D. Goncharova. — Kharkiv. — Donetsk, 2012. — 230 p. (in Russian).
3. All-inside arthroscopic lateral collateral ligament repair for ankle instability with a knotless suture anchor technique / J. Vega, P. Golanó, A. Pellegrino [et al.] // Foot & Ankle International. — 2013. — Vol. 34 (12). — P. 1701–1709. — DOI: 10.1177/1071100713502322.
4. Comparison of outcomes in patients with generalized ligamentous laxity and without generalized laxity in the arthroscopic modified broström operation for chronic lateral ankle instability / E. D. Yeo, J. Y. Park, J. H. Kim, Y. K. Lee // Foot & Ankle International. — 2017. — Vol. 38 (12). — P. 1318–1323. — DOI: 10.1177/1071100717730336.
5. Guillo S., Bauer T., Leec J.W. et al. Consensus in chronic

- ankle instability: aetiology, assessment, surgical indications and place for arthroscopy / S. Guillo, T. Bauer, J. W. Lee [et al.] // *Orthopaedics & Traumatology, Surgery & Research*. — 2013. — Vol. 99 (8 Suppl). — P. S411–S419. — DOI: 10.1016/j.otsr.2013.10.009.
6. Assessment of stress-strain distribution in flatfoot deformity (part 1) / O. Korolkov, P. Rakhman, M. Karpinsky [et al.] // *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. — 2017. — No. 4. — P. 80–84. — DOI: 10.15674/0030-59872017480-84 (in Ukrainian)
 7. Characteristics of stress-strain foot model before and after subtalar arthroereisis with implants at the treatment of flatfoot (part 2) O. Korolkov, P. Rakhman, M. Karpinsky [et al.] // *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. — 2018. — No. 1. — P. 65–71. — DOI: 10.15674/0030-59872018165-71
 8. Berezovskii V. A. Biophysical characteristics of human tissues: A Handbook [Biofizicheskiye kharakteristiki tkaney cheloveka: Spravochnik] / V. A. Berezovskii, N. N. Kolotilov. — Kiyv : Naukova dumka, 1990. — 224 p. (in Russian)
 9. The problem of strength in biomechanics: A study guide for tech. and biol. specialties of universities Universities [Problema prochnosti v biomekhanike: Uchebnoye posobiye dlya tekhnich. i biol. spetsial'nostey VUZov] / I. F. Obratsov, I. S. Adamovich, I. S. Barer [et al.] — Moscow : Vysshaya shkola, 1988. — 311 p. (in Russian)
 10. Zenkevich O. K. Finite element method in engineering [Metod konechnykh elementov v tekhnike]. — Moscow : Mir, 1978. — 519 p. (in Russian)
 11. Alyamovsky A. A. SolidWorks / COSMOSWorks. Finite Element Analysis [SolidWorks/COSMOSWorks. Inzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov] / A. A. Alyamovsky. — Moscow : DMK Press, 2004. — 432 p. (in Russian)

Стаття надійшла до редакції 08.11.2021

MATHEMATICAL MODELING OF THE STRESS-STRAIN RELATIONS OF THE FOOT ELEMENTS IN THE CONDITIONS OF LATERAL MALLEOLUS HYPOPLASIA

I. V. Shishka ¹, O. I. Korolkov ², M. Yu. Karpinsky ³, O. V. Yaresko ³

¹Zaporizhzhia Regional Clinical Hospital. Ukraine

²MNC ELRC Lviv Regional Children's Clinical Hospital «OKHMATDYT». Ukraine

³Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Igor Shishka, MD, PhD in Traumatology and Orthopaedics: cancelariya.zokb@gmail.com

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

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com