

Вплив механічних властивостей капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* на переміщення в двосегментній моделі стопи в нормі та при плоскій стопі

Лябах А.П.¹✉, Лазарев І.А.¹, Турчин О.А.¹, Пятковський В.М.¹
ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України"

Резюме. Плоска стопа (ПС) лишається погано окресленим клінічним станом. **Мета.** Вивчити переміщення, що виникають у стопі при одноопорному навантаженні, на двосегментній моделі стопи в нормі та при ПС за різних умов механічних властивостей капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis*. **Матеріали і методи.** Була розроблена двосегментна модель стопи, яка складалась з анатомічних заднього та переднього відділів. З'єднання між ними було представлено комплексом, що складався із *lig. calcaneonaviculare* та сухожилка *m. tibialis posterior*. Зменшення механічної міцності комплексу репрезентували 3 типи дегенерації сухожильної тканини за Z.S. Rosenberg та ін.: 0% – норма, 25% – I тип, 50% – II тип, 75% – III тип. 3D-скінченно-елементна модель була створена з використанням реальних скелетів стопи 12 пацієнтів із набитою ПС, отриманих із 3D-реконструкцій при КТ. Модель була навантажена силою 750 Н із боку плато великогомілкової кістки в напрямку поверхні опори. Оцінку адекватності моделі проводили шляхом дослідження залежності результатів моделювання зі значенням кута непокриття головки таранної кістки цих же пацієнтів. **Результати.** Взаємопереміщення сегментів, що утворюють модель стопи, прогресивно наростало зі зменшенням міцності капсулярно-зв'язкового комплексу від 4,18 мм у нормі до 8,36 мм при III типі дегенеративних змін. Лінійний характер залежності загальних переміщень від зниження механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу підтверджений оцінкою адекватності моделі. **Висновки.** Зниження механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* при одноопорному навантаженні спричиняє взаємопереміщення сегментів моделі вдвічі більші за норму, розрахункова залежність переміщення / зниження міцності має лінійний характер.

Ключові слова: плоска стопа; *acetabulum pedis*; 3D-моделювання.

Вступ

Плоска стопа (ПС) є одним із небагатьох станів, які надзвичайно складні для розуміння; значний обсяг наявної наукової літератури містить контрверсійні та іноді не дуже зрозумілі дані, які виходять із методологічно недосконалих досліджень [1]. Традиційне визначення ПС ґрунтується на суб'єктивному враженні дослідника про "ненормально зменшену" медіальну арку стопи або склепіння. Це визначення повністю ігнорує етіологію ПС, функціональні взаємовідношення між кістками, наявність симптоматики або очікуваної її появи в майбутньому.

Надзвичайно хиткою теза про зниження медіальної арки стопи виглядає на фоні варіативності цього показника між дітьми та дорослими й особливо між різними расовими групами. Добре відома більш висо-

ка частота ПС у осіб негроїдної раси, ніж у уродженців Кавказу, так само рідко проявляється симптоматичність ПС у перших [2]. Результати сучасних метааналізів свідчать про брак універсальних інструментів для визначення та класифікації ПС [3].

За таких умов особливого значення набувають біомеханічні та теоретичні дослідження, які дозволяють узгодити вплив множинності реальних чинників за рахунок узагальнень, властивих моделям та концепціям. А. Scarpa у 1803 році показав подібність рухів головки стегнової кістки у кульшовій западині та головки таранної кістки (ТК) в *acetabulum* підтаранного суглоба, структурами якого він визначив суглобові поверхні човноподібної та п'яткової кісток разом із *lig. calcaneonaviculare* (LCN). Ідея А. Scarpa спричинила народження концепції CPU (*calcaneopedal unit*) [4]. Концепція виявилась дуже дієвою для розуміння біомеханіки стопи, однак її детальний опис у сучасній ортопедичній літературі з'явився у 2013 році [5].

✉ Лябах А.П., anliabakh@gmail.com

¹ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України", м. Київ

Сучасні методики комп'ютерного моделювання значно розширили можливість дослідження напружень, що виникають у тканинах стопи при механічному впливі. Зокрема, метод скінченних елементів дозволяє уникнути надмірного спрощення, тому дослідження ранніх моделей та концепцій із сучасних позицій має безумовний науковий інтерес.

Мета роботи: вивчити переміщення, що виникають у стопі при одноопорному навантаженні, на дво-сегментній моделі стопи в нормі та при ПС за різних умов механічних властивостей капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis*.

Матеріали і методи

Дослідження було схвалене комітетом з біоетики та Вченою радою ДУ "ІГО НАМН України".

Розробка моделі. В основу моделі стопи, використаної для дослідження, покладені концепції *acetabulum pedis* та *calcaneopedal unit* (CPU), в межах яких стопу розглядають як ціле утворення, що в нормі здійснює рухи навколо таранної кістки (ТК) одночасно у 3 площинах у напрямку еверсія-інверсія. *Acetabulum pedis* представлена кістковою основою у вигляді суглобової поверхні човноподібної кістки, передньої та середньої суглобових фасеток ПК та відповідно сполучнотканинного гамака, що разом утворюють кулясту чашу, яка ідеально відповідає сферичній поверхні головки таранної кістки. В оригінальному трактуванні А. Scarpa роль гамака виконує *lig. calcaneonaviculare*, яка має дво-, а найчастіше трипучкову будову. Верхня порція, *lig. calcaneonaviculare superior*, зрощена з капсулою та

ранно-човноподібного суглоба, до якої так само щільно прилягає сухожилок *m. tibialis posterior*.

Оскільки деформування при ПС відбувається на рівні поперечного суглоба заплесна, ми визначили, що модель стопи має бути дво-сегментною з поділом на анатомічні задній та передній відділи. Як з'єднання між сегментами прийнято сухожильно-зв'язковий комплекс (сухожилок *m. tibialis posterior*, *lig. calcaneonaviculare*), дегенеративні зміни в якому умовно репрезентують 3 типи ушкодження сухожильно-тканини за Z.S. Rosenberg та ін. [6] (зменшення еластичності 0% – норма, 25% – I тип, 50% – II тип, 75% – III тип).

Підготована засобами комерційного програмного забезпечення SolidWorks (Dassault Systems SolidWorks Corp., Waltham, MA) твердотільна модель експортована в програмне середовище ANSYS, де створена скінченно-елементна (СЕ) модель, яка налічувала 326653 вузли та 200888 елементів. Аналіз НДС проводили на основних елементах моделі. Для збільшення точності розрахунків у ділянках контакту СЕ сітка була ущільнена. СЕ сітка представлена переважно тетраедричними елементами (Tetrahedrons), розмір яких на основній моделі не перевищує 1 мм, у місцях згущення – 0,1-0,5 мм. Модель закріплена в плантарній ділянці, а на плато великогомілкової кістки в направленні поверхні опори прикладена сила 750 Н, що відповідає навантаженню вагою тіла 75 кг при одноопорному стоянні. Подальші розрахунки здійснювали методом СЕ, який дозволяє дослідити еволюцію процесу деформування під навантаженням елементів імітаційної моделі.

Дво-сегментна модель стоп та її розрахунковий варіант представлені на рис. 1.

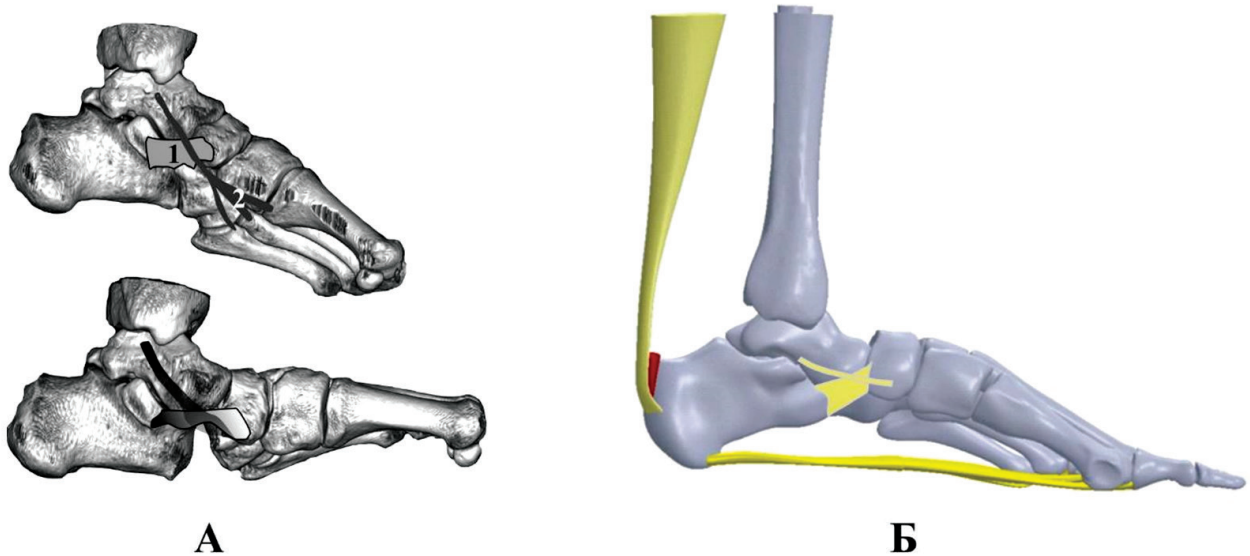


Рис. 1. Дво-сегментна модель стопи: А – норма та плоска стопа при *acetabulum pedis*; 1 – *lig. calcaneonaviculare*, 2 – сухожилок *m. tibialis posterior*; Б – розрахункова 3D-модель гомілки та стопи у SolidWorks

У СЕ розрахунках застосовували фізичні властивості біологічних тканин, які отримані з літературних джерел [7] (табл. 1).

Таблиця 1

Фізико-механічні властивості матеріалів моделі [7]

Матеріал	Модуль Юнга	Коефіцієнт Пуассона
Кістки стопи	7300 МПа	0,30
Сухожилля та зв'язки	1,15 МПа	0,49

Комплекс капсулярно-зв'язкових структур (сухожилло-лок МТР, усі порції *lig. calcaneo-naviculare*) розглядали як єдиний капсулярно-зв'язковий комплекс периталарної зони. Для оптимізації та спрощення розрахунків капсулярно-зв'язковий комплекс периталарної зони та плантарний апоневроз замінено на стандартні елементи ANSYS із властивостями пружин. Формування сили в кожному сполучнотканинному елементі було визначено як функція довжини тканини, жорсткості та деформації під час одноопорного стояння.

При розрахунках методом СЕ розглянутої біомеханічної системи в програмному комплексі були прийняті наступні основні гіпотези і припущення:

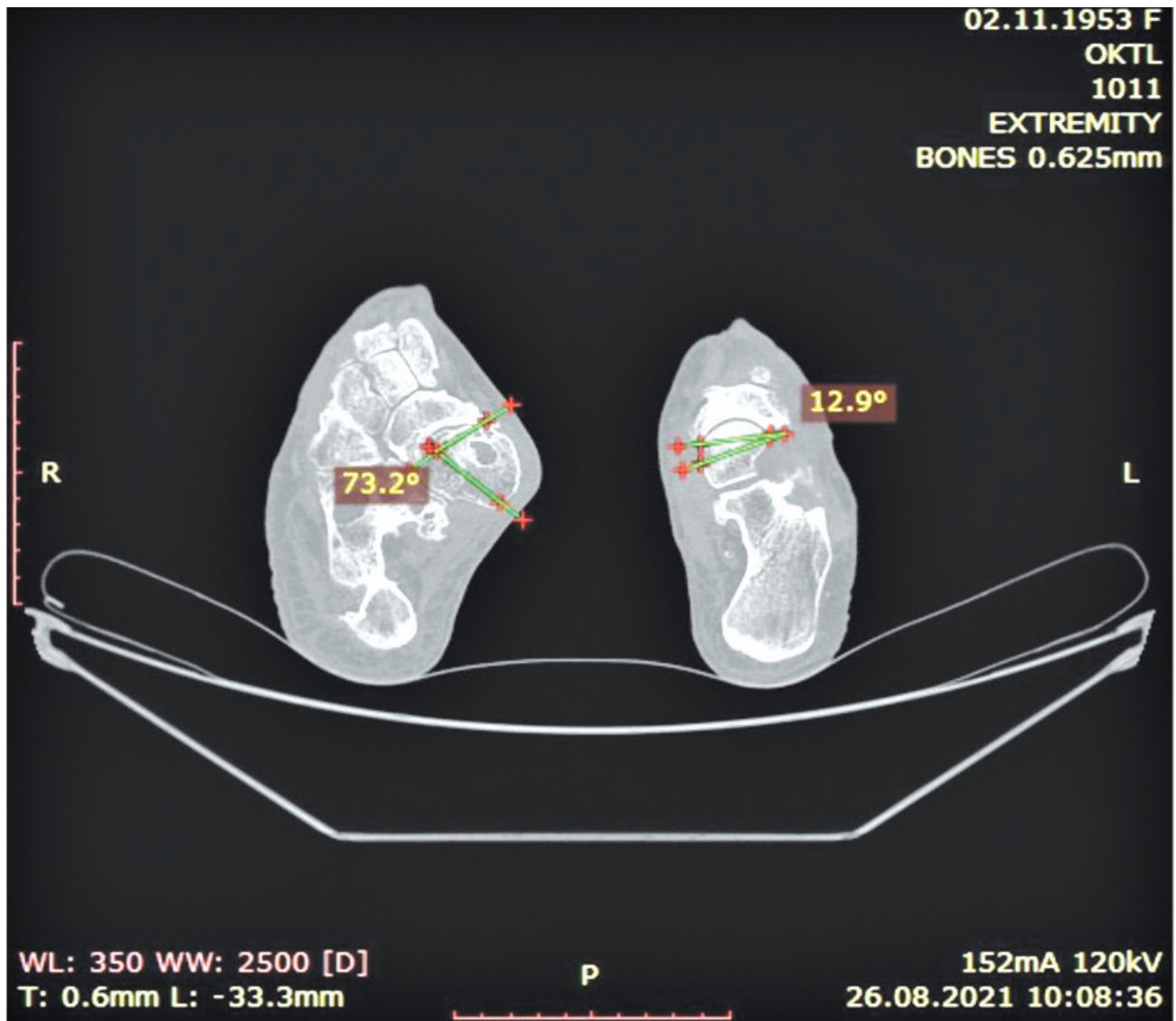


Рис. 2. Обрахування кута непокриття головки ТК за аксіальним КТ-сканом: зліва – норма, справа – ПС. Пацієнтка 67 років, за даними УЗД – III ступінь дегенеративних змін за Z.S. Rosenberg та ін.

– усі матеріали вважали однорідними та ізотропними з відомими фізико-механічними характеристиками (табл. 1);

– завдання статичного аналізу розв'язували у фізично і геометрично лінійній постановці, при цьому розглядали малі деформації і переміщення, в силу чого підтверджувався закон Гука для опису поведінки матеріалу.

Для порівняльного аналізу отриманих результатів граничні умови для усіх моделей брали однаковими. Аналіз результатів розрахунків проводили за показниками загальних деформацій (Total Deformation). На початковому етапі для подальшого порівняльного аналізу отриманих результатів проведено розрахунки НДС біомеханічної моделі з нормальними показниками фізичних властивостей біологічних тканин. У подальших розрахунках еластичні властивості капсулярно-зв'язкового комплексу було знижено на 25, 50 та 75% відповідно.

Для оцінки адекватності застосованої моделі провели дослідження залежності результатів комп'ютерного моделювання з результатами дослідження кута непокриття головки ТК (TNUncoverAngle), значення якого в нормі становить $12,8 \pm 9^\circ$ [8]. Вимірювання проводили на аксіальних КТ-сканах у програмі RadiAnt DICOM Viewer 2022.1 із застосуванням наданих інструментів (рис. 2). Кут непокриття головки ТК визначають між лініями, дотичними до країв суглобових поверхонь таранної та човноподібної кісток. Цей показник є найбільш точним і стабільним при ПС.

Були виміряні значення кута непокриття головки ТК у випадках, що репрезентували I, II та III ступені дегенеративних змін за Z.S. Rosenberg та ін. по 4 випадки відповідно. Результати вимірювань: I ступінь – $28,9 \pm 1,6^\circ$; II ступінь – $51,2 \pm 3,9^\circ$; III ступінь – $80,3 \pm 2,1^\circ$. Вибір цього показника був обумовлений тим, що з певного моменту загальноприйнятні скіалогічні показники, такі як вертикальний та горизонтальний таранно-метатарзальний кути, що репрезентують ПС, стають недостовірними.

Результати

Порівняльний аналіз показників загальних переміщень моделі стопи з нормальними показниками фізичних властивостей біологічних тканин (а) та при зниженні механічних властивостей сполучної тканини на 50% (б) в умовах дегенеративної дисфункції з боку капсулярно-зв'язкового комплексу під дією навантаження вагою тіла представлено на рис. 3.

Отримані результати продемонстрували збільшення значень переміщень (Total Deformation) на моделі стопи людини на 67%, в умовах зниження механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу на 50%. Враховуючи те, що завдання статичного аналізу були розв'язані у фізично та геометрично лінійній постановці, розрахункова залежність показників загальних переміщень від ступеня зниження механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу також буде мати лінійний характер (табл. 2).

Як свідчать дані, наведені в табл. 2, розрахункове наростання відсоткового зниження еластичних властивостей та механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу внаслідок дегенеративного процесу супроводжується прогресивним взаємопереміщенням сегментів, що утворюють модель стопи, під дією навантаження вагою тіла від 33% – при I стадії дегенерації до 100% – при III стадії дегенерації капсулярно-зв'язкового комплексу.

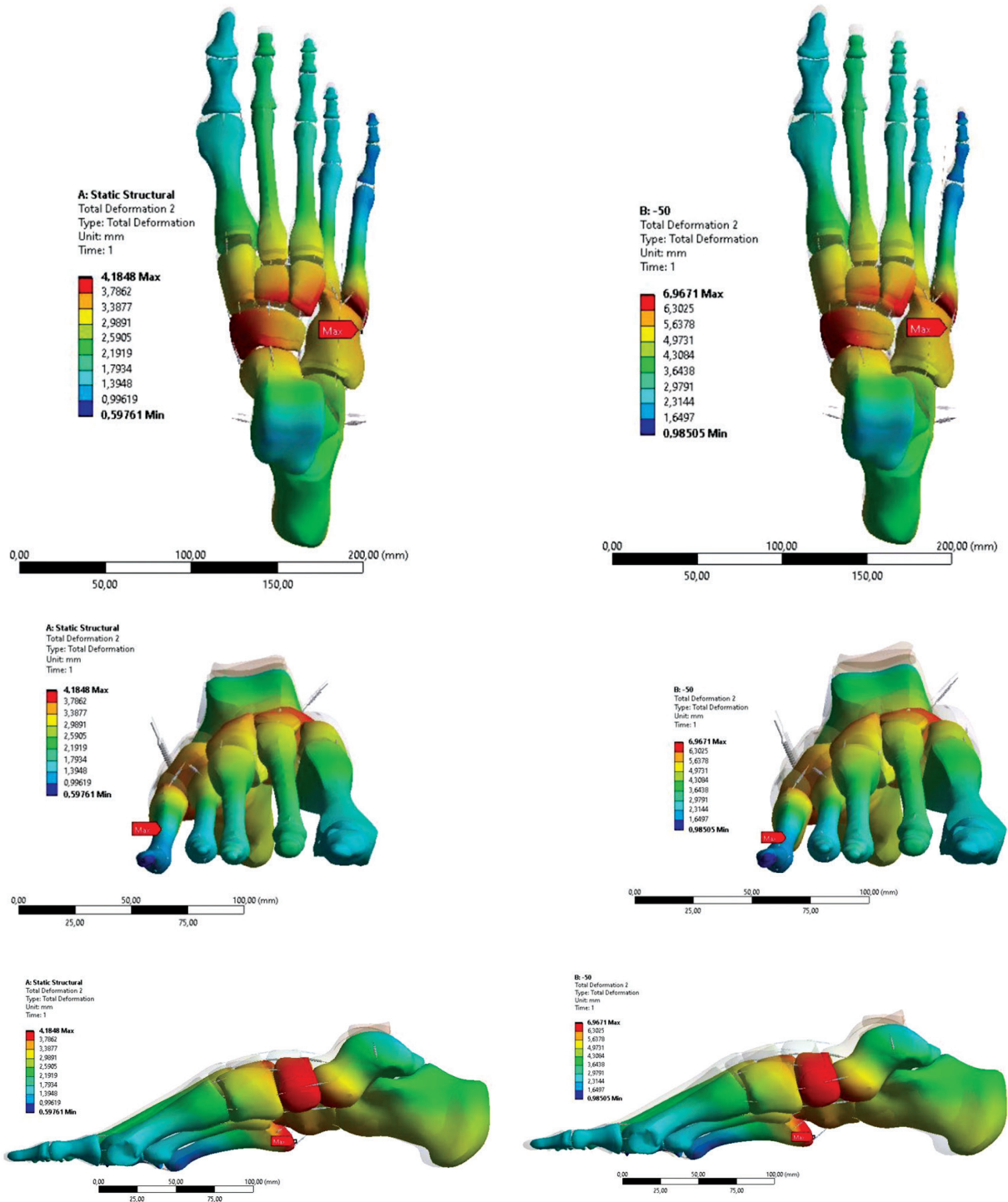
Оцінка адекватності застосованої моделі була проведена за допомогою дослідження залежності результатів комп'ютерного моделювання з результатами дослідження кута непокриття головки ТК, значення якого обраховані за КТ-сканами стоп, які були використані для створення комп'ютерної моделі. Графік залежності загальних переміщень моделі від значень кута непокриття головки ТК представлений на рис. 4.

Як свідчать дані графіка, залежність має практично лінійний позитивний характер, що підтверджує результати моделювання та розрахунків. Це свідчить на користь припущення, що механічні властивості

Таблиця 2

Залежність (розрахункова) показників загальних переміщень ступеня від зниження механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу

	Стадія дегенерації за Z.S. Rosenberg та ін. [6]			
	0 норма	I (- 25%)	II (- 50%)	III (- 75%)
Загальні переміщення, мм	4,18	5,57	6,97	8,36
Зміни показників, %	100	133	167	200



норма
 $\Delta_{\max} = 4,18 \text{ мм}$

зниження механічних властивостей
 LCN та m. tibialis posterior
 $\Delta_{\max} = 6,97 \text{ мм}$

Рис. 3. Порівняльний аналіз показників загальних переміщень зв'язкової зони (LCN, сухожилок *m. tibialis posterior*) та при зниженні її механічної міцності на 50%

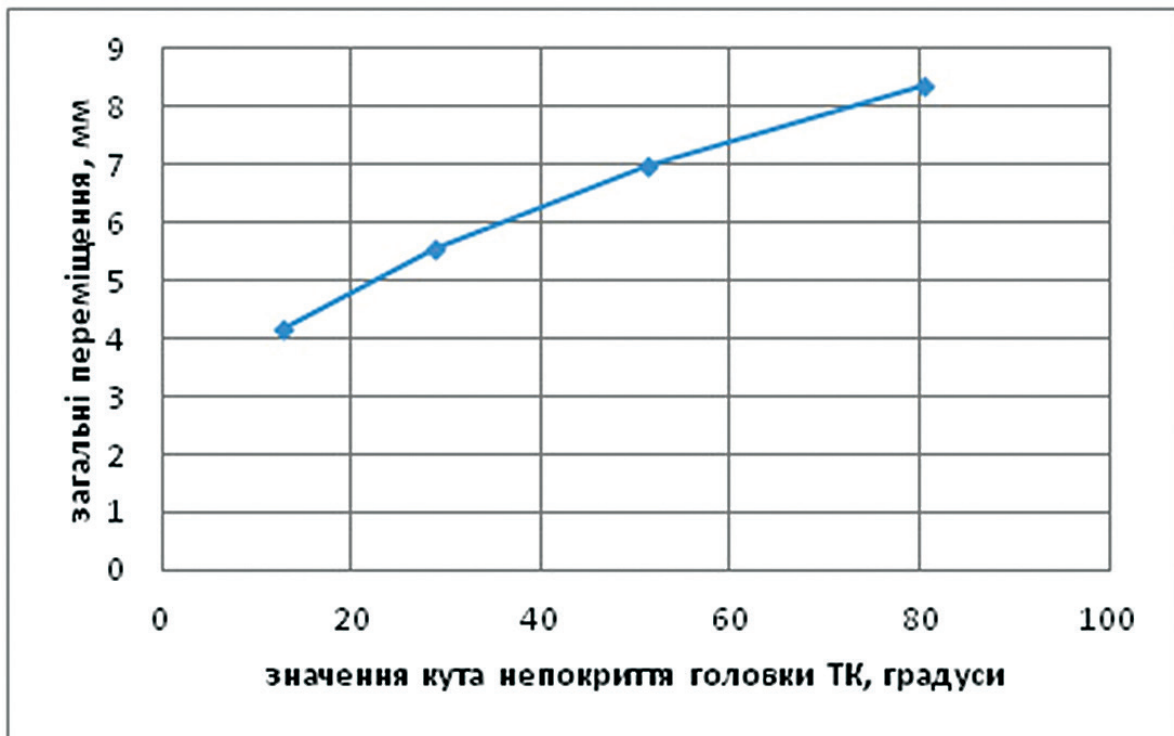


Рис. 4. Графік залежності загальних переміщень комп'ютерної моделі та значень кута непокриття головки ТК

капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* чинять найбільш суттєвий вплив на зміщення в периталарній зоні при набутій ПС.

Порівняльний аналіз показників загальних переміщень моделі стопи людини з нормальними фізичними властивостями тканин та моделі стопи зі зміненими еластичними (механічними) властивостями капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* при одноопорному стоянні виявив зростання значень від 5,57 мм – при 25% зниженні механічної міцності сполучної тканини до 8,36 мм – при 75% зниженні механічної міцності сполучної тканини. Ці показники відображають прогресуючу деформацію ЗВС під дією навантаження вагою тіла з наростанням дефіциту механічної міцності капсулярно-зв'язкових структур *acetabulum pedis*.

Дискусія

Введення поняття *acetabulum pedis* пояснює багатовекторний рух еверсія-інверсія, а в останні десятиріччя поняття *acetabulum pedis* отримало подальший розвиток у концепції *calcaneopedal unit* (CPU) [9]. Буквальний переклад *calcaneopedal unit* означає п'ятково-стопна одиниця, п'ятково-стопний блок. Суть концепції полягає у тому, що стопа як єдине ціле рухається навколо таранної кістки.

Концепція CPU відображає біомеханічний зміст руху у секторі еверсія-інверсія – від гнучкої плоскої

стопи до клишоногості. Саме ця концепція була задіяна доктором I.V. Ponseti при розробці його способу лікування вродженої клишоногості.

CPU має 3D-мобільність навколо осі (вісь Henke), яка приблизно розташована на 41° розгинання та 23° внутрішньої ротації [10]. Ця уявна вісь проходить через ТК у точці на верхньо-медіальній поверхні її шийки, глибоку частину *lig. talocalcaneum interosseum*, задньолатеральну частину.

Біомеханічний зміст рухів у секторі еверсія-інверсія полягає у балансі дистального сегмента ПВС відносно ЗВС – якщо головка 5-ї плеснової піднімається, то головка 1-ї плеснової опускається – і навпаки. Відповідним чином ЗВС адаптується до положення ПВС, така реципрокна взаємодія можлива через різнонаправлені рухи у поперечному суглобі заплесна під час повної опори [11].

Для пояснення взаємодії між ЗВС та ПВС, особливо в сенсі компенсаторних взаємодій, M.A. MacConnail та J.V. Basmajian [12] порівняли стопу (без пальців) зі скрученою пластиною, яку вони назвали *lamina pedis*. Супіноване положення плесна при стоянні викликає дєторсію або розкручування *lamina pedis* і відповідно вальгусне положення ЗВС із метою збереження *plantigrade position*, що є характерним для ПС. Пронація плесна викликає зворотний ефект, що проявляється варусом ЗВС, властивим порожнистій стопі та клишоногості [5].

Біомеханічні моделі стопи були розроблені для кращого розуміння кінематики стопи, однак свого

роду універсальної моделі не існує. Кожна запропонована модель стопи відображає той чи інший аспект, що потребував вивчення. Так, односегментна модель стопи, що її представили R.B. Davis та ін. [13] для клінічного аналізу ходьби, та інші односегментні моделі нині мають історичний інтерес. Наявні нові моделі представлені чотирисегментною Оксфордською моделлю [14], трисегментною моделлю Milwaukee [15], п'ятисегментною моделлю стопи A. Leardini та ін. [16]. При всіх позитивних моментах застосування будь-яких моделей обмежене через їх достатньо вузьку спеціалізацію [17].

Цінною властивістю SE моделювання є можливість передбачення механічних ефектів, що виникають у тканинах при їх різних фізичних характеристиках. При комп'ютерному моделюванні складних біомеханічних об'єктів, таких як стопа, постає проблема оцінки адекватності моделі. Для оцінки адекватності моделі ми застосували кут непокриття головки ТК (TNuncoverAngle) [8] як найбільш стабільний скіалогічний показник ПС. Можливість застосування скіалогічних показників, зокрема і кута непокриття головки ТК, для оцінки адекватності біомеханічних моделей стопи була показана E.M. Spratley та ін. [18].

Продовжуючи тему *acetabulum pedis*, доречно зупинитись на ролі *lig. calcaneonaviculare* у функціонуванні *acetabulum pedis*. LCN разом із сухожилком *m. tibialis posterior* забезпечують стабільність ЗВС та медіальної арки. Травматичні та дегенеративні ушкодження LCN та сухожилка *m. tibialis posterior* розцінюють як причину набуті ПС [19]. Дослідження капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* в аспекті впливу на виникнення деформацій ЗВС розпочались відносно нещодавно.

Зміщення та розподіл навантажень у стопі залежно від механічної міцності зв'язок та сухожилів вивчав V. Filardi [20]. Він досліджував вплив механічних властивостей м'якотканинних структур на розподіл навантаження по плантарній поверхні стопи на основі розробки моделі стопи за методом SE. Два висновки з його роботи добре співвідносяться з нашими результатами: найбільших стресових навантажень зазнає перитарна зона; чим більшу міцність мають капсула та зв'язки, тим менших навантажень зазнає кістяк стопи. Моделювання стресових навантажень у нормі, при ПС та клишоногості показало, що в будь-яких умовах однією з найбільш навантажуваних ділянок є перитарна зона [21].

Таким чином, результати нашого дослідження повністю вписуються в концепцію CPU, підтверджують провідну роль зменшення механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* у генезі набуті ПС.

Обмеження

Це дослідження має певні обмеження. Перше – анізотропія та нелінійність кортикальної та спонгіозної кістки не закладені у властивостях моделі. Друге – характеристики навантаження стопи були досліджені виключно для фази повної опори, без урахування розподілу сил на м'язи гомілки та стопи.

Висновки

Вивчений вплив механічних властивостей капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* на переміщення в двосегментній моделі стопи людини в нормі та при набутій плоскій стопі. Встановлено, що зниження еластичних властивостей та механічної міцності капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* при одноопорному навантаженні спричиняють взаємопереміщення вдвічі більші за норму, розрахункова залежність – величина переміщень / зменшення міцності – має пряму залежність. Це відображує прогресуюче деформування заднього відділу стопи із наростанням дефіциту механічної міцності капсулярно-зв'язкових структур *acetabulum pedis*.

Застосована двосегментна модель стопи є адекватною для дослідження впливу механічних властивостей капсулярно-зв'язкового комплексу *acetabulum pedis* на механогенез деформування при набутій плоскій стопі, що підтверджено збігом результатів комп'ютерного моделювання з результатами дослідження кута непокриття головки таранної кістки стоп, які були використані для створення комп'ютерної моделі.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів. Ця публікація не була, не є і не буде предметом комерційної зацікавленості в будь-якій формі.

References

1. Mosca VS. Flexible flatfoot in children and adolescents. J Child Orthop. J Child Orthop. 2010;4(2):107-21. DOI: 10.1007/s11832-010-0239-9.
2. Stewart SF. Human gait and the human foot: an ethnological study of flatfoot. I. Clin Orthop Relat Res. 1970;70:111-23. PMID: 5445716.
3. Banwell HA, Paris ME, Mackintosh S, Williams CM. Paediatric flexible flat foot: how are we measuring it and are we getting it right? A systematic review. J Foot Ankle Res. 2018;11:21. DOI: 10.1186/s13047-018-0264-3. eCollection 2018.
4. Meary R. Le pied creux essentiel, 19i me r union annuelle de la SOFCOT. Rev Chir Orthop Repar Appar Mot. 1967;53(3):389-467.
5. Seringe R, Wicart P, French Society of Pediatric Orthopaedics. The talonavicular and subtalar joints: the "calcaneopedal unit" concept. Orthop Traumatol Surg Res. 2013;99(6 Suppl):S345-55. DOI: 10.1016/j.otsr.2013.07.003.
6. Rosenberg ZS, Cheung Y, Jahss MH, Noto AM, Norman A, Leeds NE. Rupture of posterior tibial tendon: CT and MR imaging with

surgical correlation. *Radiology*. 1988;169(1):229-35. DOI: 10.1148/radiology.169.1.3420263.

7. Xu J, Abdullah A, Alkhatib N, Huang Y, Xie D, Deng Z. Isolated medial column stabilization surgery does not benefit adult acquired flatfoot stage IIa nor IIb by three-dimensional finite element biomechanical analysis. *Am J Transl Res*. 2021;13(11):12834 – 42. eCollection 2021. PMID: 34956498.

8. Merian M, Kaim A. The plantar fascia talar head correlation: a radiographic parameter with a distinct threshold to validate flatfoot deformity and its corrective surgery on conventional weightbearing radiographs. *Foot Ankle Int*. 2022;43(3):414-425. DOI: 0.1177/10711007211052258.

9. Ghanem I, Massaad A, Assi A, Rizkallah M, Bizdikian AJ, El Abiad R et al. Understanding the foot's functional anatomy in physiological and pathological conditions: the calcaneopedal unit concept. *J Child Orthop*. 2019;13(2):134-146. DOI: 10.1302/1863-2548.13.180022.

10. Close JR, Inman VT, Poor PM, Todd FN. The function of the subtalar joint. *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1967. – V.50, N.1. – P.159 – 179. PMID: 6029014.

11. Deschamps K, Staes F, Roosen P, Nobels F, Desloovere K, Bruyninckx H, Matricali GA. Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review. *Gait Posture*. 2011;33(3):338-49. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.12.018.

12. MacConaill M.A., Basmajian J.V. *Muscles and movements. A base for human kinesiology*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1969.

13. Davis RB III, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum. Mov. Sci.* – 1991. – V.10, N.4. – P.575 – 587.

14. Carson MC, Harrington ME, Thompson N, O'Connor JJ, Theologis TN. Kinematic analysis of a multi-segment foot model

for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J Biomech*. 2001;34(10):1299-307. DOI: 10.1016/S0021-9290(01)00101-4.

15. Kidder SM, Abuzzahab FS Jr, Harris GF, Johnson JE. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 1996;4(1):25-32. DOI: 10.1109/86.486054.

16. Leardini A, Benedetti MG, Berti L, Bettinelli D, Natio R, Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 2007;25(3):453-62. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.05.017.

17. Rankine L, Long J, Canseco K, Harris GF. Multisegmental foot modeling: a review. *Crit Rev Biomed Eng*. 2008;36(2-3):127-81. DOI: 10.1615/critrevbiomedeng.v36.i2-3.30.

18. Spratley EM, Matheis EA, Hayes CW, Adelaar RS, Wayne JS. Validation of a population of patient-specific adult acquired flatfoot deformity models. *J Orthop Res*. 2013;31(12):1861-8. DOI: 10.1002/jor.22471.

19. Abousayed MM, Tartaglione JP, Rosenbaum AJ, Dipreta JA. Classifications in brief: Johnson and Strom classification of adult-acquired flatfoot deformity. *Clin Orthop Relat Res*. 2016;474(2):588-93. DOI: 10.1007/s11999-015-4581-6.

20. Filardi V. Finite element analysis of the foot: Stress and displacement shielding. *J Orthop*. 2018;15(4):974-979. DOI: 10.1016/j.jor.2018.08.037.

21. Wang C, He X, Zhang Z, Lai C, Li X, Zhou Z, Ruan K. Three-dimensional finite element analysis and biomechanical analysis of midfoot von mises stress levels in flatfoot, clubfoot, and Lisfranc joint injury. *Med Sci Monit*. 2021;27:e931969. DOI: 10.12659/MSM.931969.

The Effect of Mechanical Properties of the Capsular-Connected Complex Acetabulum Pedis on Movements in the Two-Segment Foot Model in Normal Foot and Flatfoot

Liabakh A.P.¹, Lazariev I.A.¹, Turchyn O.A.¹, Piatkovskiy V.M.¹

¹SI "Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine", Kyiv

Summary. The flatfoot remains a poorly defined clinical entity. **Objective:** to study the movements that occur in the foot under a single-support load on a two-segment model of the normal foot and flatfoot under different mechanical properties of the capsular-ligamentous complex acetabulum pedis. **Materials and Methods.** A two-segment model of the foot was developed, which consisted of anatomical hindfoot and forefoot. The connection between them was represented by a complex consisting of lig. calcaneonavicular and the tendon of m. tibialis posterior. A decrease in the mechanical strength of the complex was represented by three types of tendon tissue degeneration according to Z.S. Rosenberg et al.: 0% – the norm, 25% – type I, 50% – type II, and 75% – type III. The 3D finite element model was created using real foot skeletons from 12 patients with acquired flatfoot, obtained from 3D reconstructions with CT. The model was loaded with a force of 750 N from the plateau of the tibia in the direction of the ground surface. The adequacy of the model was assessed by examining the dependence of the simulation results with the values of the talo-navicular uncovered angle of the same patients. **Results.** The mutual movement of the segments forming the foot model progressively increased with a decrease in the strength of the capsular-ligamentous complex from 4.18 mm in the norm to 8.36 mm in type III degenerative changes. The linear nature of the dependence of total displacements on the decrease in the mechanical strength of the capsular-ligamentous complex is confirmed by the assessment of the adequacy of the model. **Conclusions.** The decrease in the mechanical strength of the capsular-ligamentous complex acetabulum pedis under a single-bearing load causes the mutual movement of segments of the model twice as large compared to the norm; the calculated dependence of movement/decrease in strength is linear.

Key words: flatfoot; acetabulum pedis; 3D modeling.