

полную коррекцию деформаций с последующим применением профилактических средств, направленных на предупреждение рецидива деформаций.

Ключевые слова: открытые формы спинальных дизрафий, контрактуры тазобедренных и коленных суставов, консервативная и хирургическая коррекция.

Для листування: Чеверда Андрій Іванович, к.м.н., старший науковий співробітник відділу травматології та ортопедії дитячого віку ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, Бульварно-Кудрявська вул., 27, Київ, 01601, Україна. Тел. +38(097)4722033. E-mail: andriy.ortho@gmail.com.

For correspondence: Cheverda Andrii I., Ph.D. in Medicine, senior researcher, the Department of Pediatric Traumatology and Orthopedics, SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska St., Kyiv, Ukraine, 01601. Tel. +38(097)4722033. E-mail: andriy.ortho@gmail.com.

УДК: 616.758.9-002:612.76:602.1:519.673:004.94

DOI: 10.37647/0132-2486-2019-103-4-73-80

Напружено-деформований стан підшовного апоневрозу при плантарному фасціїті

Лазарев І.А., Турчин О.А., Скибан М.В.

ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, м. Київ

Резюме. Актуальність. Посилення жорсткості ентезиса підшовного апоневрозу розглядають як фактор виникнення підшовного фасціїту. Ця гіпотеза була покладена в основу дослідження напружено-деформованого стану ентезиса підшовного апоневрозу шляхом імітаційного комп’ютерного моделювання. **Мета дослідження.** Математичний аналіз “поведінки” підшовного апоневрозу в ділянці ентезиса під час заднього поштовху при різних біомеханічних характеристиках ентезиса (щільність ділянки ентезиса 50, 100 та 150% від норми). **Матеріали і методи.** Для розрахунку напружено-деформованого стану використали спрощену скінчено-елементну модель п’яткової кістки із середніми показниками ширини та товщини структур апоневрозу, отриманими при анатомічному дослідженні. Засобами програмного пакета SolidWorks побудована розрахункова модель. Вхідними даними для фізичних параметрів ділянки ентезиса підшовного апоневрозу були літературні дані. Зональність ділянки ентезиса була розділена на 5 умовних зон із кроком 25%: 100% кістка (1); 75% кістка, 25% сухожилок (2), 50% кістка, 50% сухожилок (3), 25% кістка, 75% сухожилок (4), 100% сухожилок (5). Розраховували значення модуля Юнга для кожної зони в нормі, за умови збільшення жорсткості ентезиса (150% від норми) та зменшення жорсткості ентезиса (50% від норми). Методом кінцевих елементів у напіваавтоматичному режимі побудовано модель; були імітовані моменти підйому заднього відділу стопи в момент заднього поштовху від 0° до 30°. **Результати.** При збільшенні жорсткості ентезиса підшовного апоневрозу, що відповідає умовам моделі підшовного фасціїту, величина напружень збільшувалась у 2,18 рази і досягала 19,4 МПа. Ділянки концентрації напружень досягають максимуму в 4-й умовній зоні та зменшуються у 5-й зоні, однак залишаються перевищеними. **Висновки.** Збільшення жорсткості ентезиса підшовного апоневрозу суттєвим чином впливає на напружено-деформований стан цієї ділянки у бік посилення концентрації напружень по перифе-

рії умовної зони (4-та зона), що межує безпосередньо з тканиною плантарного апоневрозу (5-та зона), в якій концентрація напружень розподілена рівномірно і нижче майже втричі.

Ключові слова: імітаційне комп'ютерне моделювання, напружено-деформований стан, підшовний фасційт, ентезис, стопа.

Вступ

Плантарний фасційт (ПФ) є актуальною проблемою сучасного урбанізованого суспільства через значну розповсюдженість та значні витрати на лікування. Щорічно з приводу ПФ отримують лікування 1-2 млн американців [1], а витрати на лікування складають 192-396 млн \$ [2, 3].

Ентезис плантарного апоневрозу (ПА) містить чотири зони: щільної фіброзної тканини, некальцинованої фіброзно-хрящової тканини, кальцинованої фіброзно-хрящової тканини, кістки. Переважання фіброзно-хрящової тканини в ділянці, яка зазнає навантажень більше, ніж в одній площині, не випадкове – це свідчить, що ентезис добре адаптований до зусиль на зріз та на згин. Морфологічним субстратом ПФ є дегенеративні зміни в ентезисі, які призводять до його потовщення [4, 5, 6].

Зміна механічних властивостей ентезиса ПА при ПФ, а саме посилення жорсткості, також може мати значення в патогенезі ентезопатії даної локалізації. Ця гіпотеза була покладена в основу дослідження напружено-деформованого стану (НДС) ентезиса ПА шляхом імітаційного комп'ютерного моделювання (ІКМ). Теоретичне значення такого дослідження полягатиме у поглибленні сучасних знань про патогенез ентезопатій загалом та ПФ зокрема. Практичний вихід сприятиме обґрунтуванню методик консервативного лікування та удосконаленню ортопедичного забезпечення пацієнтів із ПФ.

Мета дослідження – математичний аналіз поведінки ПА в ділянці ентезиса під час заднього поштовху при різних біомеханічних характеристиках ентезиса (щільність ділянки ентезиса 50, 100 та 150% від норми).

Матеріали і методи

На основі аксіальних сканів стопи, отриманих на комп'ютерному томографі Toshiba Activion 16, за допомогою програмного пакета Mimics в автоматичному та напівавтоматичному режимах відтворено просторову геометрію стопи. Засобами програмного пакета SolidWorks створено імітаційну 3D-модель стопи. До моделі додано м'якотканинні елементи, морфометричні та топографічні дані яких отримані за результатами проведеного нами анатомічного дослідження.

Подальші розрахунки здійснювали методом скінчених елементів (СЕ), який дозволяє дослідити еволюцію процесу деформування ділянок підшовного апоневрозу на імітаційній моделі стопи. Для проведення розрахунків НДС методом СЕ імітаційні моделі було імпортовано у програму ANSYS. Зональність ділянки ентезиса була відтворена чотириступеневим переходом “кістка-сухожилок”, у результаті отримано 5 умовних зон із кроком 25%: 100% кістка (1); 75% кістка, 25% сухожилок (2), 50% кістка, 50% сухожилок (3), 25% кістка, 75% сухожилок (4), 100% сухожилок (5). Таким чином була формалізована плавність переходу механічних властивостей речовини ентезиса. Відповідно до цього згідно з вхідними параметрами були розраховані значення модуля Юнга для кожної зони в нормі, за умови збільшення жорсткості ентезиса (150% від норми) та зменшення жорсткості ентезиса (50% від норми) (таблиці 1-3, рис. 1). У розрахунках застосовували усереднені фізичні показники біологічних тканин, запозичені з літератури [7].

Таблиця 1

Механічні властивості при 100% значенні модуля пружності (Юнга)

Жорсткість ентезиса	Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона
100% кістка	17600	0,3
75% кістка 25% сухожилля	13300	0,35
50% кістка 50% сухожилля	9000	0,4
25% кістка 75% сухожилля	4700	0,45
100% сухожилля	400	0,5

Таблиця 2

Механічні властивості при 150% значенні модуля пружності (Юнга)

Жорсткість ентезиса	Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона
100% кістка	17600	0,3
75% кістка, 25% сухожилля	16600	0,35
50% кістка, 50% сухожилля	13500	0,4
25% кістка, 75% сухожилля	7050	0,45
100% сухожилля	600	0,5

Таблиця 3

Механічні властивості при 50% значенні модуля пружності (Юнга)

Жорсткість ентезиса	Модуль Юнга (МПа)	Коефіцієнт Пуассона
100% кістка	17600	0,3
75% кістка, 25% сухожилля	6650	0,35
50% кістка, 50% сухожилля	4500	0,4
25% кістка, 75% сухожилля	2350	0,45
100% сухожилля	200	0,5

У напівавтоматичному режимі згенеровано SE моделі (рис. 2). Моделі налічували в середньому 390 770 вузлів та 224 600 елементів. Для збільшення точності розрахунків сітка була ущільнена в ділянках контакту. SE сітка представлена переважно тетраедричними елементами (Tetrahedrons), розмір яких на основній моделі не перевищує 2 мм, а у місцях згущення 0,1-1 мм.

Розрахунки проводили для заднього поштовху – періоду одноопорного Навантаження в момент відриву п'яти від поверхні опори. Розрахунки проводили при заданих зміщеннях п'яткової кістки (кут підйому стопи 0, 5, 10, 15, 20, 25, 30 градусів) у площинах X та Y (рис. 3). Для подальших розрахунків взяте положення стопи підняте на 15° зі збереженням відповідних координат.

Аналізували пружно-в'язкі (ізотропні) властивості ентезиса ПА при заданих початкових та граничних умовах (рис. 4): А – навантаження вагою тіла в 75 кг; В – жорстке закріплення по кінцях ПА; С – обмеження переміщень у вертикальному напрямку (придавлення ПА головками плеснових кісток); D – сила, прикладена до кістки, еквівалентна 96% від маси тіла 75 кг (75*10*0,96=720 Н); Е – обмеження переміщень по ПА (апоневроз працює тільки на розтягнення-стискання у зоні дії даного обмеження).

Розв'язання задачі механіки суцільного середовища (біомеханіки) зведено до рішення системи диференціальних рівнянь із граничними умовами та системи лінійних алгебраїчних рівнянь, розв'язання яких не має особливих складнощів, з урахуванням існуючих розроблених алгоритмів та готових програм. У роботі для розрахунків застосовані основні рівняння теорії пружності та в'язкопружності, що наведені нижче.

Статичні (або динамічні) рівняння (рівняння рівноваги):

$$\sigma_{ij,i} + X_i = 0 \left[\rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} \right], i, j = 1, 2, 3, \quad (1)$$

де $\sigma_{ij,i}$ – тензор напружень; X_i – об'ємні сили, u_i – компоненти вектора переміщень, ρ – щільність матеріалу.

Геометричні рівняння:

$$\epsilon_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i}), i, j = 1, 2, 3, \quad (2)$$

де ϵ_{ij} – тензор деформацій Коші.

За умов відсутності початкових напружень і деформацій фізичні рівняння для пружного тіла з ізотропними властивостями подані як узагальнений закон Гука в індексному вигляді:

$$\sigma_{ij} = \frac{E}{1 + \nu} \left[\epsilon_{ij} + \frac{\nu}{1 - 2\nu} \delta_{ij} \epsilon_{kk} \right], \quad (3)$$

де δ_{ij} – символи Кронекера.

В окремому випадку, для ізотропного пружного тіла рівняння рівноваги мають такий вигляд:

$$\nabla^2 \sigma_{ij} + \frac{1}{1 + \nu} = - (X_{i,j} + X_{j,i}) - \frac{\nu}{1 - \nu} \delta_{ij} X_{kk}. \quad (4)$$

У напруженнях або в переміщеннях (рівняння Нав'є):

$$\nu u_{i,jj} + (\lambda + \mu) u_{i,jj} + X_i = 0 \left[\rho \frac{\partial^2 u_j}{\partial t^2} \right]. \quad (5)$$

Останні отримані шляхом вираження деформації через напруження підставлені в умови сумісності деформацій.

Як умови, що конкретизують розв'язання крайової задачі, сформульовано граничні умови, які відображають взаємодію досліджуваного тіла із зовнішнім середовищем.

Напружений стан у будь-якій точці тіла біомеханічної конструкції охарактеризовано тензором напружень:

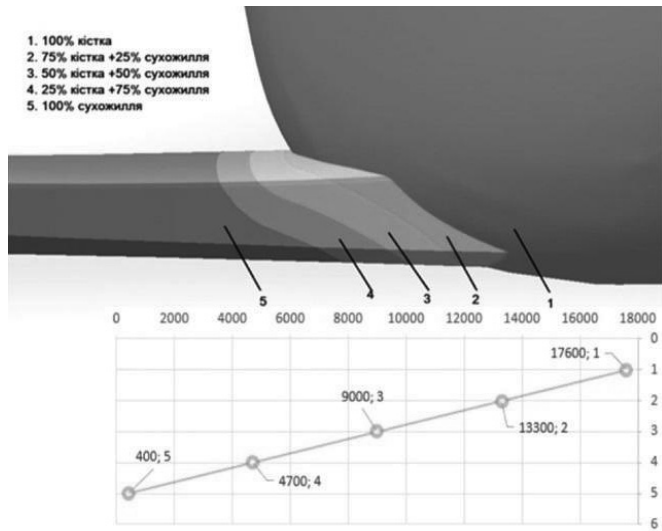
$$T_{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \text{ або } T_{\sigma} = \sigma_{ij}, i, j = y, x, z, \quad (6)$$

де $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}$ – нормальні напруження, $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}, \dots$ – дотичні напруження. Через парність дотичних напружень ($\sigma_{ij} = \sigma_{ji}, i = j$) тензор напружень є симетричним.

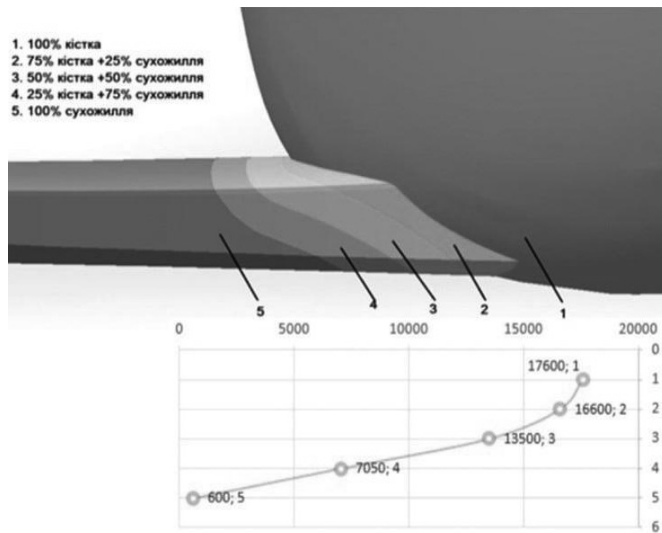
Деформований стан твердого тіла біомеханічної конструкції охарактеризовано тензором деформацій.

$$T_{\epsilon} = \epsilon_{ij} = \begin{bmatrix} \epsilon_{xx} & \epsilon_{xy} & \epsilon_{xz} \\ \epsilon_{yx} & \epsilon_{yy} & \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} & \epsilon_{zy} & \epsilon_{zz} \end{bmatrix}, \text{ де } i, j = y, x, z, \quad (7)$$

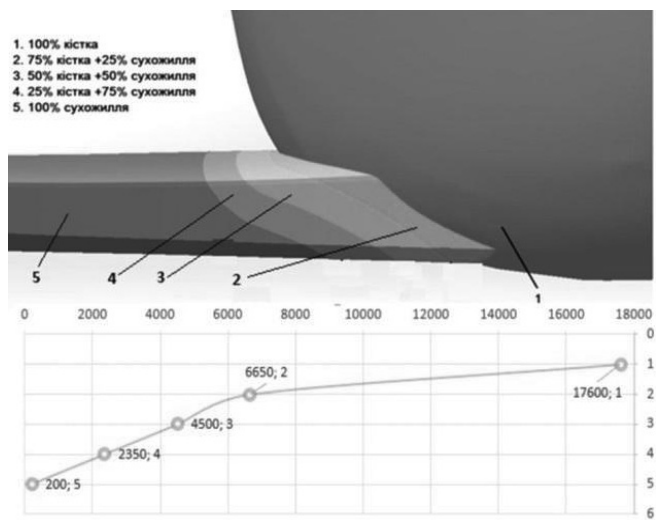
де $\epsilon_{xx}, \epsilon_{yy}, \epsilon_{zz}$ – відносні подовження, $\epsilon_{xy}, \epsilon_{xz}, \epsilon_{zy}, \dots$ – деформації зміщення (кутові деформації).



а)



б)



в)

Рис. 1. Механічні властивості ентезиса в нормі (А), при підвищенні жорсткості – 150% від норми (Б), при підвищенні еластичності – 50% від норми (В)

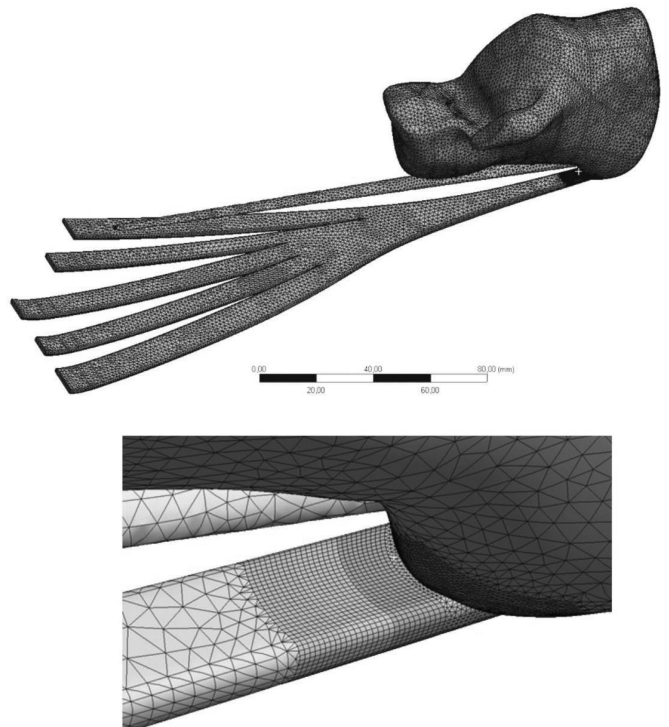


Рис. 2. Скінчено-елементна модель плантарного апоневрозу

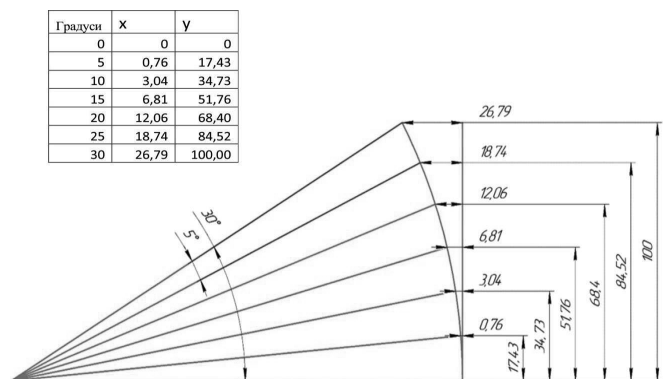


Рис. 3. Переміщення п'яткової кістки по осях залежно від кута підйому стопи

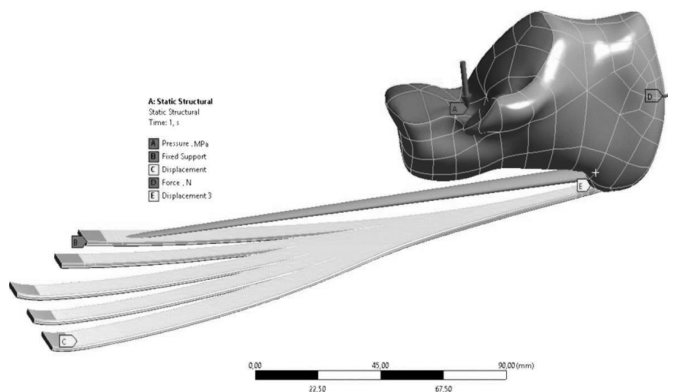


Рис. 4. Розрахункова модель із граничними умовами (пояснення у тексті)

Результати та їх обговорення

Переміщення (ΔL) в усіх трьох моделях становили 0,5 мм (одна із граничних умов навантаження – фіксація ПА головками плеснових кісток), деформація (ϵ_{max}) мала незначну різницю: 0,012405; 0,012447; 0,012453 відповідно до норми (100%), збільшеної жорсткості (150%), збільшеної еластичності (50%).

У нормі ділянки концентрації напружень виникали по верхній (краніальній) та нижній (плантарній) поверхнях ентезиса, досягали максимуму в 3-й умовній зоні і становили 8,89 МПа. Розподіл напружень за умовними зонами ентезиса був відносно рівномірним (від 7,36 МПа в 1-й зоні до 8,42 МПа в 4-й зоні) зі зменшенням напружень у 5-й зоні, де зареєстровано їх рівномірний розподіл зі значенням 3,62 МПа (рис. 5).

При збільшеній жорсткості ентезиса величина напружень збільшувалась у 2,18 рази і досягала 19,4 МПа. Ділянки концентрації напружень локалізувались по краніальній та плантарній поверхнях ентезиса і досягали максимуму в 4-й умовній зоні та зменшувались у 5-й зоні, де розподілялись рівномірно по всій поверхні ПА, але були перевищеними відносно норми у 1,82 рази (рис. 3).

При моделюванні навантаження за умови гіпереластичного ПА зареєстровано зменшення значень напружень у ділянках їх концентрацій, які також локалі-

зувались по краніальній та плантарній поверхнях ПА з піковою ділянкою в 4-й умовній зоні (рис. 6).

Переміщення та деформації для всіх трьох розрахункових варіантів схожі через введені обмеження в моделях при розрахунках для адекватної оцінки результатів, тому аналізували тільки значення напружень (за фон Мізесом) для кожного з елементів моделі. Узагальнені результати моделювання представлені в табл. 4 та діаграмами на рис. 8, 9.

Таблиця 4

Узагальнені результати ІКМ НДС ентезиса ПА

Жорсткість ентезиса (у відсотках від E)	Напруження (МПа)	Елемент моделі				
		1	2	3	4	5
Норма (100%)	8,89	7,36	5,49	8,89	8,41	3,62
150%	19,40	12,15	9,11	9,54	19,40	6,55
50%	6,48	3,72	2,33	3,20	6,48	2,19

Таким чином, НДС ентезиса плантарного апоневрозу біомеханічної системи “п'яткова кістка – плантарний апоневроз” характеризувався появою концентраторів напружень в елементах, які перебувають по периферії ентезиса, при цьому величини максимальних напружень не перевищували межу міцності сухожильної тканини.

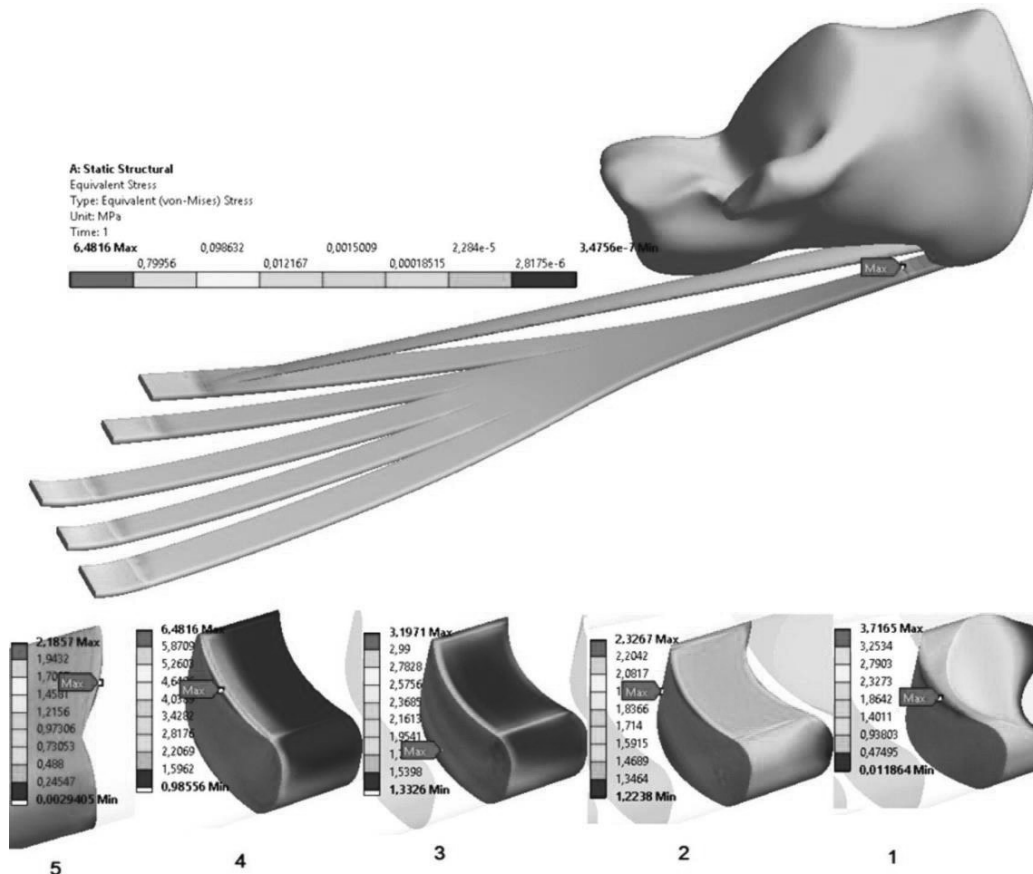


Рис. 5. Розподіл напружень за умовними зонами ентезиса ПА в нормі

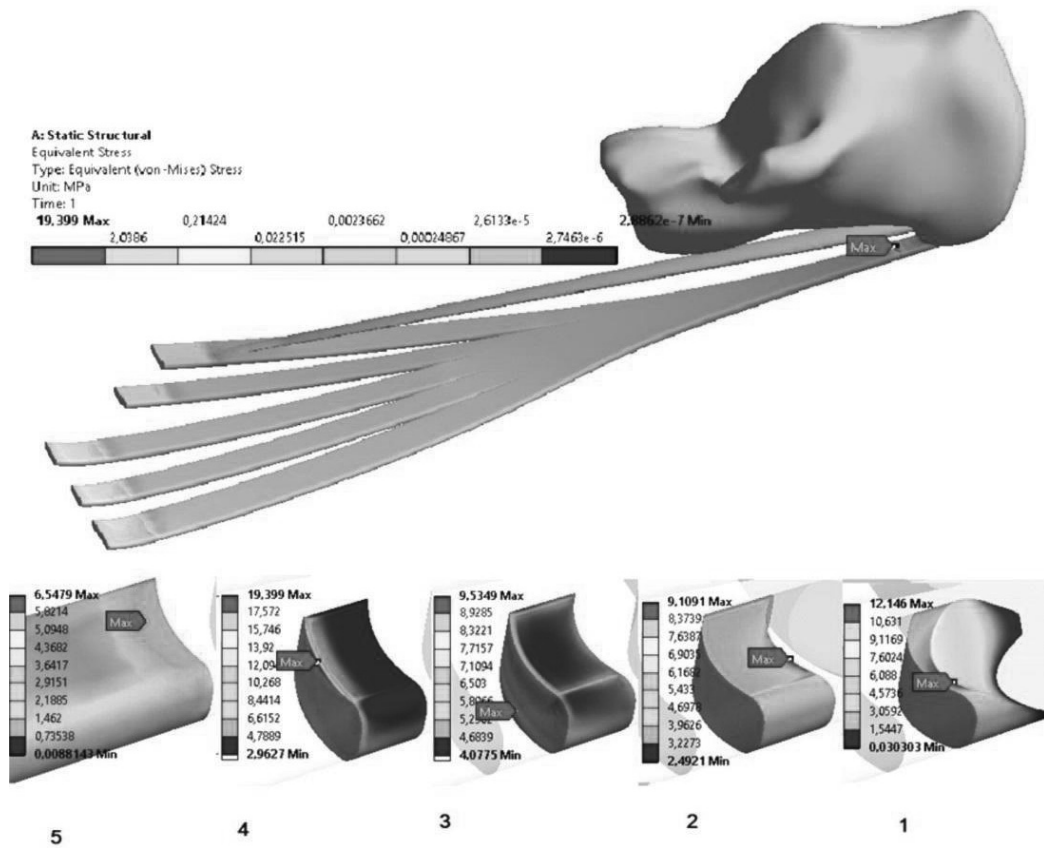


Рис. 6. Розподіл напружень за умовними зонами ентезиса ПА при збільшеній жорсткості

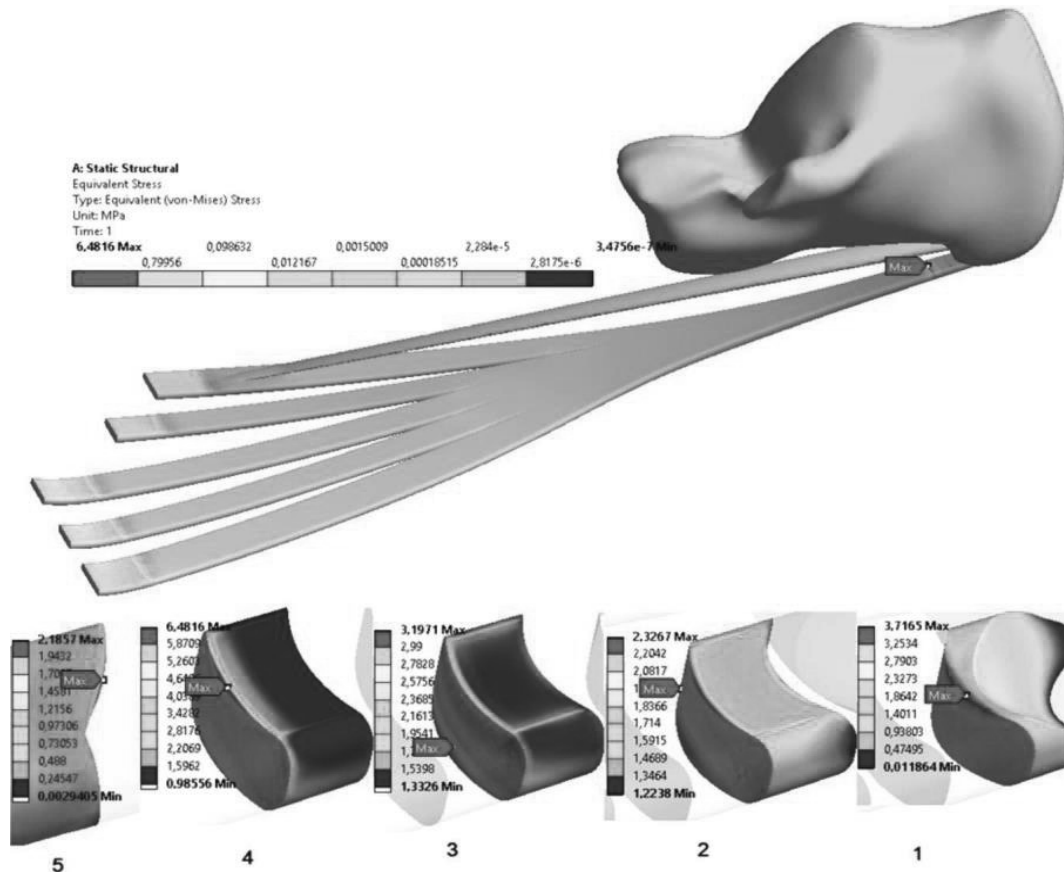


Рис. 7. Розподіл напружень за умовними зонами ентезиса ПА при збільшеній еластичності

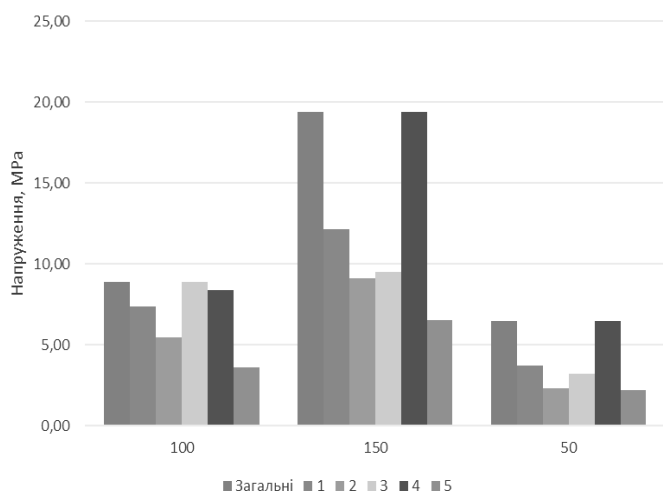


Рис. 8. Діаграма максимально допустимих зусиль на розтягнення-стискання в умовних зонах ентезиса трьох досліджених моделей

Найбільш навантаженим елементом умовного ентезиса в нормі виявилась 3-я зона, а при зміні пружно-еластичних властивостей ентезиса – 4-та зона, яка безпосередньо контактувала з тканиною ПА, де концентрації еквівалентних за фон Мізесом напружень відрізнялись приблизно у 1,82 рази залежно від виду навантаження і сягали 19,4 МПа у випадку збільшення жорсткості ентезиса (рис. 9).

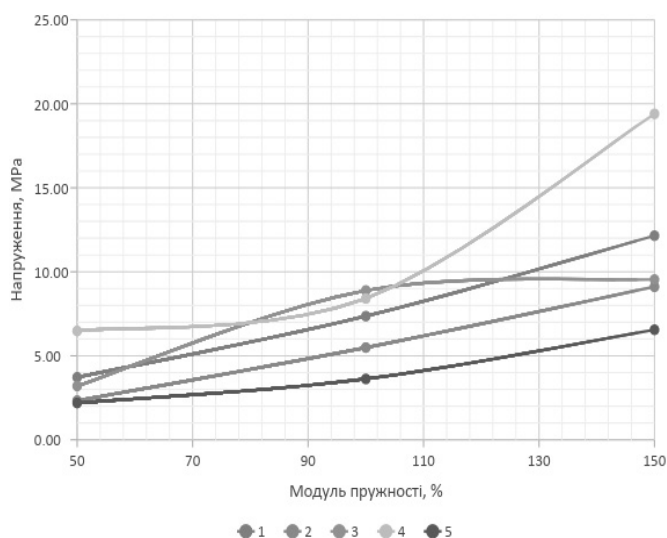


Рис. 9. Графік залежності напружень за умовними зонами ентезиса ПА залежно від жорсткості ентезиса

Висновки

Проведене дослідження показало, що збільшення жорсткості ентезиса ПА суттєвим чином впливає на НДС даної ділянки у бік посилення концентрації напружень по периферії умовної зони (4-та зона), що межує безпосередньо з тканиною плантарного апоневрозу (5-та зона), в якій концентрація напружень розподілена рівномірно і нижче майже втричі. На противагу цьому, в моделі НДС, що відображала норму, концентрація пікових напружень локалізувалась у 3-й зоні (приблизно посередині ентезиса), значення напружень були вдвічі меншими, а перепад напружень між 4-ю зоною та 5-ю зоною, що репрезентувала тканину плантарного апоневрозу, був не таким значним. Встановлені закономірності можуть обґрунтувати лікувальну (знеболювальну) дію кінезіотейпування та індивідуальних ортопедичних устілок, як чинників, що безпосередньо впливають на біомеханічні умови функціонування ПА, зокрема при пронованій стопі.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів під час підготовки статті.

Література

1. Riddle D.L. Volume of ambulatory care visits and patterns of care for patients diagnosed with plantar fasciitis: a national study of medical doctors / D.L. Riddle, S.M. Schappert // *Foot Ankle Intern.* – 2004. – Vol. 25, № 5. – P. 303–310.
2. Plantar-fascia specific stretching exercise improves outcomes in patients with chronic plantar fasciitis: a prospective clinical trial with two-year follow-up / B.F. Digiovanni, D.A. Nawochenski, D.P. Malay [et al.] // *J. Bone Joint Surg.* – 2006. – Vol. 88(A), № 8. – P. 1775–1781.
3. Tong K.B. Economic burden of plantar fasciitis treatment in the United States / K.B. Tong, J. Furia // *Am. J. Orthop.* – 2010. – Vol. 39, № 5. – P. 227–231.
4. Anatomy and Biomechanical Properties of the Plantar Aponeurosis: A Cadaveric Study / D. Chen, B. Li, A. Aubeeluck [et al.] // *PLOS ONE.* – 2014. – № 9 (1). – e84347. DOI: 10.1371/journal.pone.0084347.
5. Heel Pain – Plantar Fasciitis: Revision 2014 / L.M. Robroy, E.D. Todd, F.R. Stephen [et al.] // *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* – 2014. – № 44 (11). – A1–A23. DOI: 10.2519/jospt.2014.0303.
6. Imaging of plantar fascia disorders: findings on plain radiography, ultrasound and magnetic resonance imaging / F. Draghi, S. Gitto, C. Bortolotto [et al.] // *Insights Imaging.* – 2017. – № 8. – P. 69–78. DOI: 10.1007/s13244-016-0533-2.
7. Influence of calcaneus angle and muscle forces on strain distribution in the human Achilles tendon / C. Lersch, A. Grötsch, B. Segesser [et al.] // *Clin. Biomech. (Bristol, Avon).* – 2012. – Vol. 27 (9). – P. 955–961.

Stress-Strain State of Plantar Aponeurosis in Plantar Fasciitis

Lazariev I.A., Turchyn O.A., Skyban M.V.

SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, Kyiv

Summary. Relevance. An increase in the rigidity of plantar aponeurosis entheses is considered as a factor in the occurrence of plantar fasciitis. This hypothesis was the basis for the study of the stress-strain state of plantar aponeurosis entheses by means of computer simulation. **Objective:**

mathematical analysis of the “behavior” of plantar aponeurosis in the area of enthesis during the posterior impulse with various biomechanical characteristics of the enthesis (the density of the area of enthesis is 50, 100 and 150% of the norm). **Materials and Methods.** To calculate the stress-strain state, a simplified finite element model of the calcaneus was used with average width and thickness of the aponeurosis structures. Using the SolidWorks software package, a calculation model was built. The input data for the physical parameters of the area of plantar aponeurosis enthesis were taken from the literature. The zonality of the enthesis site was divided into 5 conditional zones with a step of 25%: 100% bone (1); 75% bone, 25% tendon (2); 50% bone, 50% tendon (3); 25% bone, 75% tendon (4); 100% tendon (5). We calculated the Young’s modulus for each zone in the norm, provided that the density of enthesis was increased (150% of the norm) and the density of enthesis was reduced (50% of the norm). Using the finite element method, a model was built in semi-automatic mode. The moments of the hindfoot lifting at the moment of the back push from 0° to 30° were simulated. **Results.** With an increase in the enthesis density of the plantar aponeurosis, which corresponds to the conditions of the plantar fasciitis model, the magnitude of the voltage increased by 2.18 times and reached 19.4 MPa. The areas of stress concentration reached a maximum in the 4th conditional zone and decreased in the 5th zone, but still remained high. **Conclusions.** An increase in the enthesis density of the plantar aponeurosis significantly affects the stress-strain state of this region in the direction of increasing the stress concentration along the periphery of the conditional zone (4th zone), which borders directly on the tissue of the plantar aponeurosis (5th zone), where the stress concentration is evenly distributed and is almost three times lower.

Key words: finite element modeling, stress-strain state, plantar fasciitis, enthesis, foot.

Напряженно-деформированное состояние подошвенного апоневроза при плантарном фасциите

Лазарев И.А., Турчин Е.А., Скибан М.В.

ГУ “Институт травматологии и ортопедии НАМН Украины”, г. Киев

Резюме. Актуальность. Усиление жесткости энтезиса подошвенного апоневроза рассматривают как фактор возникновения подошвенного фасциита. Эта гипотеза была положена в основу исследования напряженно-деформированного состояния энтезиса подошвенного апоневроза путем имитационного компьютерного моделирования. **Цель исследования.** Математический анализ “поведения” подошвенного апоневроза в области энтезиса во время заднего толчка при различных биомеханических характеристиках энтезиса (плотность области энтезиса 50, 100 и 150% от нормы). **Материалы и методы.** Для расчета напряженно-деформированного состояния использовали упрощенную конечно-элементную модель пяточной кости со средними показателями ширины и толщины структур апоневроза. С помощью программного пакета SolidWorks построена расчетная модель. Входные данные для физических параметров области энтезиса подошвенного апоневроза были взяты из литературы. Зональность области энтезиса была разделена на 5 условных зон с шагом 25%: 100% кость (1); 75% кость, 25% сухожилие (2), 50% кость, 50% сухожилие (3), 25% кость, 75% сухожилие (4), 100% сухожилие (5). Рассчитывали значение модуля Юнга для каждой зоны в норме, при условии повышенной плотности энтезиса (150% от нормы) и сниженной плотности энтезиса (50% от нормы). Методом конечных элементов в полуавтоматическом режиме была построена модель; были имитированы моменты подъема заднего отдела стопы в момент заднего толчка от 0° до 30°. **Результаты.** При увеличении плотности энтезиса подошвенного апоневроза, что соответствует условиям модели подошвенного фасциита, величина напряжения увеличивалась в 2,18 раза и достигала 19,4 МПа. Области концентрации напряжений достигают максимума в 4-й условной зоне и уменьшаются в 5-й зоне, но при этом остаются повышенными. **Выводы.** Увеличение плотности энтезиса подошвенного апоневроза значительным образом влияет на напряженно-деформированное состояние этой области в сторону усиления концентрации напряжения по периферии условной зоны (4-я зона), которая граничит непосредственно с тканью подошвенного апоневроза (5-я зона), где концентрация напряжения распределена равномерно и ниже почти в три раза.

Ключевые слова: моделирование конечных элементов, напряженно-деформированное состояние, подошвенный фасциит, энтезис, стопа.

Для листування: Турчин Олена Андріївна, к.м.н., молодший науковий співробітник відділу патології стопи та складного протезування, ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, Бульварно-Кудрявська вул., 27, Київ, 01601, Україна. E-mail: olenaturch@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8668-7063>.

For correspondence: Turchyn Olena A., PhD in Medicine, junior researcher, the Department of Foot Pathology and Complex Prosthesis, SI “Institute of Traumatology and Orthopedics of NAMS of Ukraine”, 27 Bulvarno-Kudriavska St., Kyiv, 01601, Ukraine. E-mail: olenaturch@gmail.com. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8668-7063>.

УДК: 616.71-007.155-073.75

DOI: 10.37647/0132-2486-2019-103-4-81-87

Нові аспекти рентгенодіагностики пацієнтів із різними формами фіброзної дисплазії

Науменко Н.О., Гук Ю.М., Зима А.М., Кінча-Поліщук Т.А., Чеверда А.І., Скуратов О.Ю.
ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, м. Київ

Резюме. Мета дослідження. Встановити характерні та додаткові рентгенологічні ознаки фіброзної дисплазії, удосконалити її діагностику та зменшити кількість помилок при встановленні діагнозу “фіброзна дисплазія”. **Матеріали і методи.** Дана стаття базується на рентгенологічному дослідженні, що виконане на основі аналізу рентгенограм 40 хворих із фіброзною дисплазією віком від 3 до 30 років, які були розподілені за формами фіброзної дисплазії, локалізацією ураження кісткової тканини (моноосальна та поліосальна) та за характером ураження (дифузна, вогнищева та змішана). Усі дослідження виконані на апараті Multix-UP. Використовувалась звичайна рентгенографія у стандартних прямій і боковій проекціях. Обстеженню підлягали ділянки нижніх кінцівок відповідно до пред’явлених скарг пацієнта і наявних деформацій. **Результати.** У статті проведено уточнення та розподіл рентгенологічних ознак, що виявляються при різних формах фіброзної дисплазії на основні (характерні та суттєві) та додаткові на підставі аналізу рентгенограм 40 хворих. Також висвітлені особливості виявлення рентгенологічних ознак залежно від форми захворювання, віку та статі пацієнта, що дозволить зменшити та усунути діагностичні помилки, які стосуються даної патології. **Висновки.** Серед рентгенологічних ознак фіброзної дисплазії виділено основні (структурні зміни – вогнищеві та дифузні, збільшення об’єму кістки, стоншення коркового шару, деформації та патологічні переломи) та додаткові (“зазубреність” супраспонгіозного шару, недиференційовані кісткові включення, перебудова, компенсаторні зміни (робоча гіпертрофія, лоозеровська зона, несправжній суглоб)), що дозволяє покращити діагностику фіброзної дисплазії. Наявність рентгенологічних ознак та ступінь їх вираженості залежать від форми, стадії фіброзної дисплазії та віку хворих.

Ключові слова: фіброзна дисплазія, патологічні переломи кісток, деформація кісток, діагностика, рентгенологічні симптоми.

Вступ

Фіброзна дисплазія (ФД), що належить до вад розвитку скелета, по суті є одним із патологічних станів організму, який при несвоєчасному і некоректному лікуванні викликає довготривалі та стійкі порушення

функції опорно-рухового апарату. Це захворювання має не тільки клінічне, але й велике соціальне значення, оскільки при множинній локалізації неминуче призводить до інвалідизації хворих, якщо з раннього віку не застосовується комплекс заходів, спрямованих на забезпечення медичної і соціальної реабілітації. Суть