

A talpi bőnyében ébredő megnyúlás numerikus vizsgálata járás során a sarokmagasság függvényében

The Influence of Heel Height on Strain Variation of Plantar Fascia During High Heel Shoes Walking-Combined Musculoskeletal Modeling and Finite Element Analysis

WANG Meizi^{1,2}, doktorandusz, LI Shudong², doktorandusz, TEO Ee-Chon³, doktorandusz

Prof. Dr. GU Yaodong¹, egyetemi tanár, Dr. SINGH Tej⁴, egyetemi docens

Dr. JÁNOSI Endre⁴, egyetemi docens, Dr. habil. FEKETE Gusztáv⁴, egyetemi docens

¹Ningbo University, Faculty of Sport Science
315211 Ningbo, Fenghua Road 818.
Website: <https://nbugh.nbu.edu.cn/>

²Óbuda University, Doctoral School on Safety and Security Sciences
H-1034 Budapest, Bécsi út 96/b.
Website: <https://bdi.uni-obuda.hu>

³Nanyang Technological University, School of Mechanical and Aerospace Engineering,
639798, Szingapúr, Nanyang Avenue 50.
website: <https://www.ntu.edu.sg/>

⁴Eötvös Loránd Tudományegyetem, Informatikai Kar, Savaria Műszaki Intézet
H-9700 Szombathely Károlyi Gáspár tér 4.
tel: +36-94-504-460, E-mail: fg@inf.elte.hu, Website: smi.inf.elte.hu

Abstract

The therapeutic benefit of high heel shoes (HHS) for plantar fasciitis treatment is controversial topic. It has been suggested by several authors that plantar fascia strain can be decreased by heel elevation of shoes which helps in body weight redistribution throughout the length of the foot. However, repetitive tension, caused by HHS wearing, can result in plantar fasciitis which arises as heel and plantar pain. To explore the biomechanical function on plantar fascia under HHS conditions, musculoskeletal modeling (MS) and finite element method (FEM) were used to investigate the effect of heel height (3-, 5-, and 7-cm) on strain distribution. For validation, the computed foot contact pressure was compared with experimental measurement, and the strain value on 1D fascia was compared with previous studies. Results showed that the peak strain of plantar fascia progressively increased on both 3D and 1D plantar fascia as heel elevated from 3 to 7 cm, and the maximum strain of plantar fascia occurred near the heel pain site at second peak stance. The 3D fascia model predicted a higher strain magnitude than that of 1D, while it also provided more reliable strain distribution on the plantar fascia. It has been concluded that HHS with narrow heel support could pose a high risk on plantar fasciitis development, rather than reducing symptoms. Therefore, heel elevation as recommended treatment for plantar fasciitis is questionable.

Keywords: high heel shoes, plantar fasciitis, effect of heel height, musculoskeletal modeling, finite element method.

Kivonat

A magas sarkú cipők terápiás előnyei a plantáris fasciitis (talpi bőnye gyulladás) kezelésére egy ellentmondásos téma. Több szerző javasolta, hogy a talpi bőnye feszültsége csökkenthető a cipő sarkának megemelésével, ami elősegíti a testtömeg eloszlását a talp teljes hosszában. A magas sarkú cipők viselése által okozott ismétlődő feszültség azonban talpi bőnye gyulladást eredményezhet, amely sarok- és talpfájdalomként jelentkezik. A talpi bőnye megnyúlását a sarokmagasság (3, 5 és 7 cm) függvényében, magas sarkú cipőben történő járás közben, izom-csontrendszeri modellezéssel (MS) és végelelemes módszerrel (VEM) vizsgáltuk. A validáláshoz a számított talpnyomást hasonlították össze kísérleteken keresztül nyert mérési eredményekkel valamint az 1D talpi bőnye nyúlási értékét korábbi tanulmányokkal. Az eredmények azt mutatták, hogy a talpi bőnye csúcspontjának feszültsége fokozatosan nőtt mind a 3D, mind az 1D vizsgálat esetén, amikor a sarokmagasság 3-ról 7 cm-re emelkedett. A talpi bőnye maximális feszültsége a sarokfájdalom helye közelében, a második csúcspontnál következett be. A 3D bőnye modell az 1D-nél nagyobb deformációt eredményezett, ugyanakkor megbízhatóbb nyúláseloszlást is biztosított. Arra a következtetésre jutottunk, hogy a keskeny saroktámaszú magas sarkú cipők továbbra is nagy kockázatot jelenthetnek a talpi bőnye gyulladás kialakulására. Ezért a sarokemelés, mint a talpi bőnye gyulladás megelőzésére tett javaslat, továbbra is kérdéses.

Kulcsszavak: magas sarkú cipők, talpi bőnye gyulladás, sarokmagasság, izom-csontrendszeri modellezés, végelelemes modellezés

1. BEVEZETÉS

A talpi bőnye (plantar fascia) egy meglehetősen összetett része a talpnak, amelynek számos biomechanikai funkciója van. A járás során támogatja a talp kereszt- és hosszanti ívét, segíti az erőátvitelt a láb és a talaj között, kiegyensúlyozza a terhelés eloszlását a talpon, valamint csillapítja a talajról visszaható reakcióerő és megakadályozza a láb sérülését [1, 2]. A talpi bőnye esetleges sérülése számos esetben elkerülhetetlenül befolyásolja a láb biomechanikai funkcióját is. Ezek közül az egyik leggyakoribb a talpi bőnye gyulladása, amely a túlzott ismétlődő terhelés miatt jelenik meg. A gyulladás velejárái közé tartoznak a mikroszakadások valamint a sarokcsont gyulladása is, elsősorban az inak és ínszalagok tapadásánál (calcaneal enthesitis). Leggyakrabban a nők között fordul elő, különösen a magas sarkú cipőt rendszeresen viselők körében [3, 4]. Fontos megemlíteni, hogy különböző, gyakran ellentmondásos, vélemények vannak a magas sarkú cipő viselésének talpi bőnyére gyakorolt hatásával kapcsolatban. Egyes kutatók azt javasolták, hogy a megfelelő sarokemelés előnyös lehet a talpi bőnye gyulladásának kezelésére, mivel a sarokemeléssel átmenetileg csökkenthető a benne keletkező feszültség mértéke [5, 6].

Az ellentmondások feloldásának érdekében, ebben a tanulmányban, három különböző sarokmagasság (3, 5, 7 cm) hatásait vizsgáltuk háromdimenziós véges-elem modellel (VEM) valamint muszkulóskeletális modellezéssel (MS). Célkitűzésünk az volt, hogy a feszültség-megnyúlás változását meghatározzuk a sarokmagasság függvényében járás során és álló helyzetben, majd abból következtetéseket vonjunk le a megnyúlás talpi bőnyére gyakorolt hatásáról.

2. ANYAG ÉS MÓDSZER

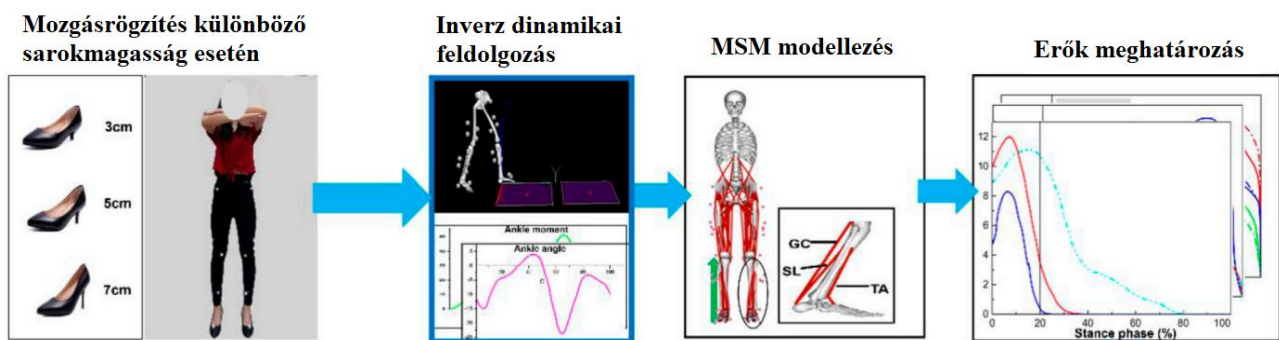
2.1 Járás vizsgálat

A járásanalízis alapvetően az MS és a VEM vizsgálatok bemeneti adatainak megszerzését irányozta. A méréshez Vicon mozgásrögzítő rendszert (Oxford Metrics Ltd., Oxford, Egyesült Királyság) és két AMTI erőplatformot használtunk (Watertown, MA, USA), amelyek a kinematikai és kinetikai mennyiségek rögzítésére szolgáltak a járás során. A jelölőkészletet az alany alsó végtagjainak fontosabb anatómiai pontjaihoz rögzítettük, amelyek az OpenSim-ben lévő GaitModel 2392-vel korrelálnak. Egy statikus állópróbát és hat sikeres járáspróbát rögzítettünk minden sarokmagasság mellett.

2.2 MS modellezés és kísérleti összehasonlítás

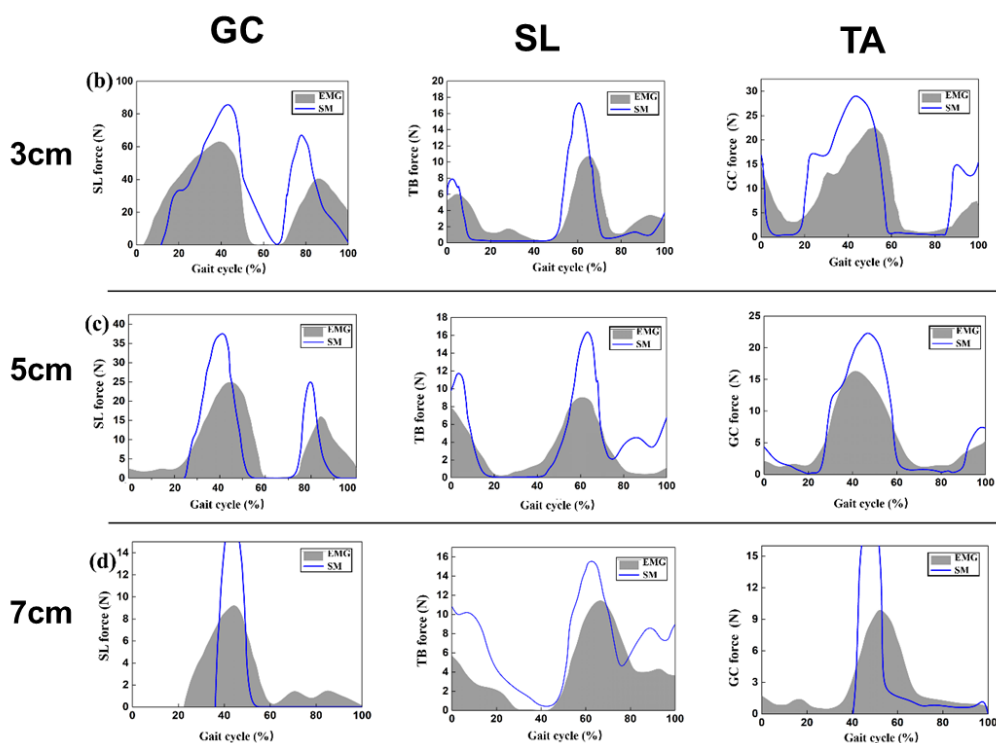
Az alsó végtagok megfelelő izomerőinek kiszámításához az OpenSimben található általános GaitModel 2392 került kiválasztásra. Ez a modell 10 db merev testszegmással, 23 szabadságfokkal, valamint 92 izom- és ízületi összekötéssel rendelkezik, amelyek 76 izmot és szalagot helyettesítenek az alsó végtagokban és a törzsben. Az alsó végtagok három fő izomcsoportját modelleztük, név szerint a gastrocnemius izmot (GC), a soleus-t (SL) és tibialis anterior-t (TA).

A 3-, 5-, és a 7 cm-es sarokmagasság függvényében mért kinematikai és kinetikai (GRF) adatokat a V3D programmal konvertáltuk, majd az OpenSim rendszerbe importáltuk az izomerők kiszámításához. A MS modellezési folyamat három lépésből állt. Először a kiválasztott modell (Gait model 2392) arányosítását végeztük el, hogy a tesztalany magassága és tömege illeszkedjen izomtápadás helyéhez és annak hosszához. Ezután a konvertált kinematikai és kinetikai adatokat az OpenSim járásmodellbe töltöttük be, legvégül pedig elindítottuk a szimulációt, hogy a különböző sarokmagasság mellett meghatározzuk az izomerőket. A modellezés lépéseit az 1. ábra mutatja.



1. ábra: Az MS modellezés lépései

A szimulációk eredményeként a különböző izomerők (GC, SL, TA) aktivitását és lefutását kaptuk meg a mozgás során. Ezen eredményeket összehasonlítottuk az irodalomban található EMG mérési adatokkal [7, 8], amelyekkel jó egyezést mutattak (2. ábra).



2. ábra: Az izomerők numerikus (MS – kék) és kísérleti (EMG – szürke) összehasonlítása

Ezek az adatok szolgálták a VEM modellben bemenő terhelésként.

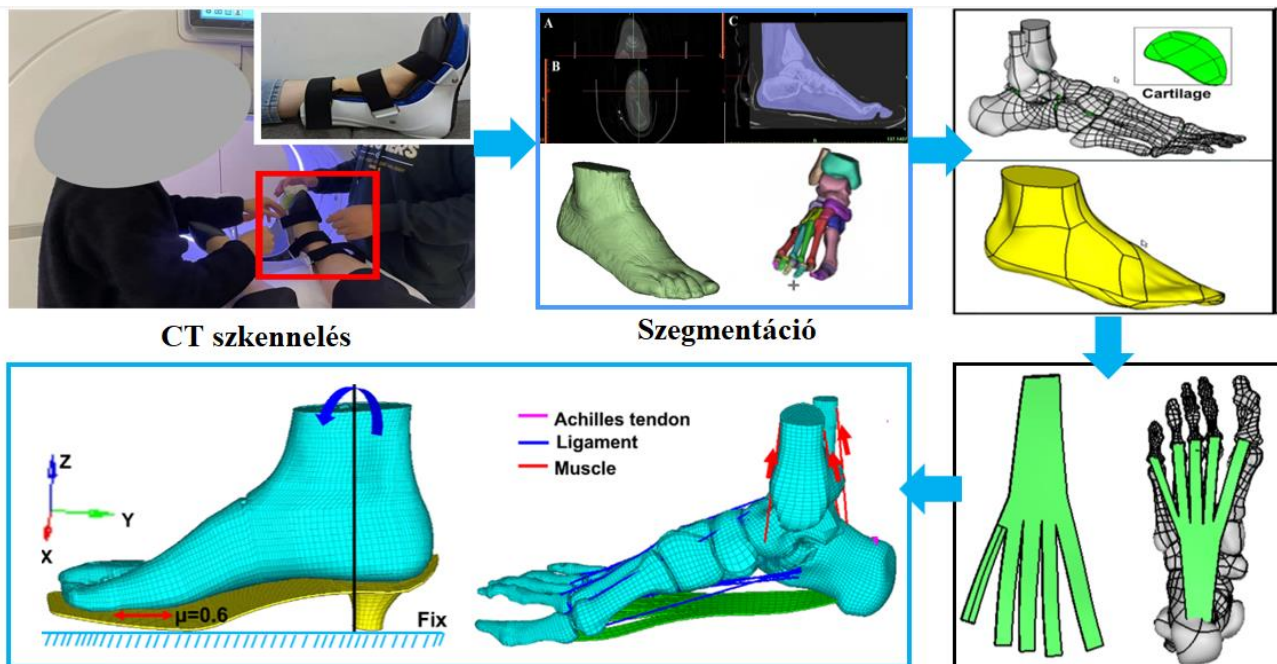
2.3 VEM modellezés és kísérleti összehasonlítás

A VEM modellezésnél két célt tűztünk ki magunk előtt. Egyrészt létrehozni egy olyan modellt, ahol a talpi bőnyét 1D-s és 3D-s elemekkel közelítjük, eldöntve a kapott eredmények alapján, hogy általánosan alacsonyabb vagy magasabb rendű közelítés szükséges. Másrészt, a megfelelő modell kiválasztása után meghatározni a talpi bőnyében a megnyúlás mértékét a sarokmagasság függvényében.

A VEM modell geometriáját a következőképpen állítottuk elő. Egy személyen végeztünk MRI szkennelést 3.0-T Siemens segítségével, valamint a jobb bokát semleges helyzetbe rögzítve, CT vizsgálatra is sor került. A képeket a sagittális és koronális síkban vettük fel (ismétlési idő: 4,11 s; szelet vastagság: 1 mm; mátrix: 320×260). Az MRI képek alapján szegmentáltuk a jobb láb modell részeit a MIMICS software segítségével (Materialise, Leuven, Belgium).

A szilárd modell megalkotásához 28 anatómiailag szegmentált csontot, valamint egy porcokkal rendelkező tokba zárt lágyszövetet, hoztuk létre a SolidWorks (SolidWorks Corporation, MA, USA) segítségével. Az izmok és a talpi bőnye hálóját a Hypermesh-ben készült. A lábmodellt nagyrészt hexahedrális elemekből építettük fel, míg kb. 5% volt a tetrahedrális elemek százaléka. Egyes részeket, ahol a csont és a lágyszövet találkoztak, felosztottuk és újra-hálóztuk, hogy a háló Jacobi-tényezője ne legyen rosszabb mint 0.6 [9]. Az egész rendszeren végeztük háló-függetlenségi vizsgálatot is, amivel a háló méretét addig csökkentettük amíg a feszültségek számításában 3%-nál nagyobb eltérés nem jelentkezett. A háló végső elemszáma 279.037 lett.

Egydimenziós, lineáris rácsrúd modellt használtunk az izomcsoportok (GC, TA és SL) valamint a különböző szalagok (20 db) és az Achilles-ín modellezéséhez (3. ábra).



3. ábra: A VEM modellezés lépései

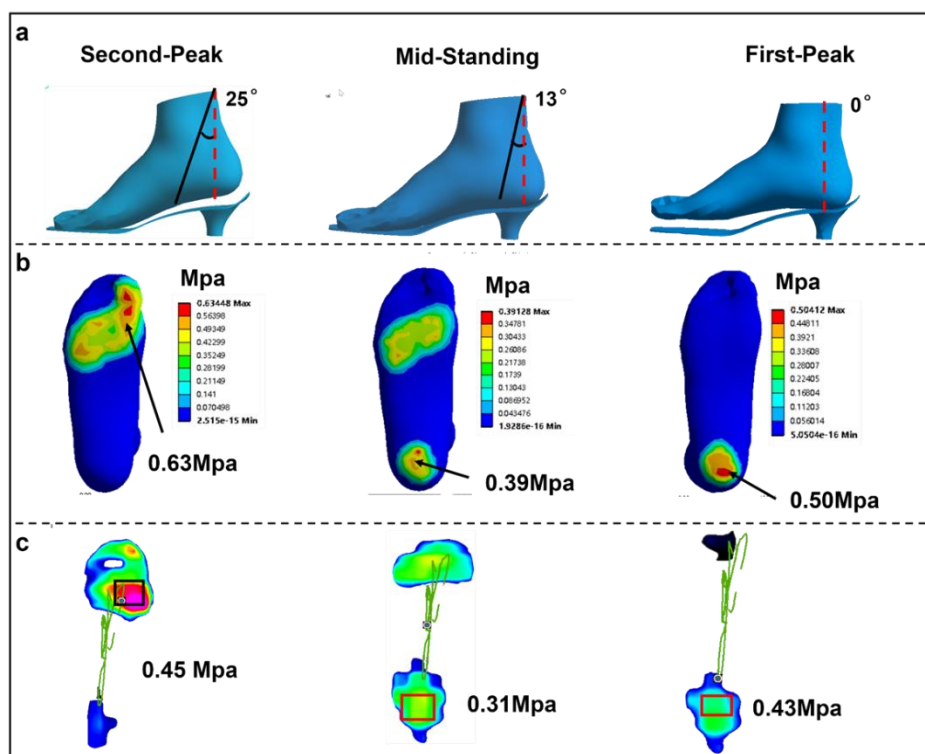
Az első megközelítésben a talpi bőnyét 1D-s elemekkel építettük fel, míg a 3D-s talpi bőnye esetén 2 mm-es vastagságot definiáltunk az irodalom alapján [10]. A különböző sarokmagasságú (37-es méretű) cipőtálp VEM modelljét is SolidWorks-ben hoztuk létre. A modellezés során lineárisan rugalmas anyagmodellt alkalmaztunk szinte az összes elemnél (1. táblázat), kivéve a porcokkal rendelkező tokot, ahol hiper-elasztikus anyagmodellt célszerű használni az irodalom szerint [11].

1. táblázat: A VEM szimulációban felhasznált Anyagjellemzők

	Rugalmasági modulus [MPa]	Poisson tényező [-]	Sűrűség [kg/m ³]
Lágszövet	Másodrendű, polinom, hiper-elasztikus megnyúlás modell együtthatói: $C_{10}=0.8556$, $C_{01}=0.05841$, $C_{20}=0.03900$, $C_{11}=0.02319$, $C_{02}=0.00851$, $D_1=3.65273$	-	-
Csont	7300	0.3	1500
Talp	200.000	0.42	7800
Szalag	260	0.32	1090
Porc	1	0.4	1050
Talpi bőnye	350	0.45	908

A szimuláció során a következő peremfeltételeket adtuk meg. A cipő talpát a talajhoz mereven rögzítettük, míg a sarok az lépés első részéhez igazodva, érintkezésben volt a talppal. A talpbetét és a láb közötti mozgásbeli súrlódási tényező értékét 0.6-nak vettük fel a modellben az irodalom alapján [12]. Terhelésként az időfüggő GC, SL és a TA erők hatottak a lábra, amiket az MS szimulációból határoztunk meg, míg kinematikai kényszerként a tibián keresztül egy elfordulást definiáltunk. Ez az elfordulás 0 foktól 25 fokig forgatta rá a lábat a talpra konstans sebességgel, a tibia anatómiai tengelyéhez képest. A láb translációs és rotációs mozgását a koronális és transzverzális síkban nem vettük figyelembe.

A modellezés helyességének ellenőrzését kísérleti eredményekkel is összehasonlítottuk. Az összehasonlításhoz egy nyomásmérő lappal mértük meg a talp nyomáseloszlását mindhárom sarokmagasság mellett, sétáló mozgás során. A maximális nyomásértékeket rögzítettük a kísérlet alatt, illetve azok pozícióját (4. ábra).

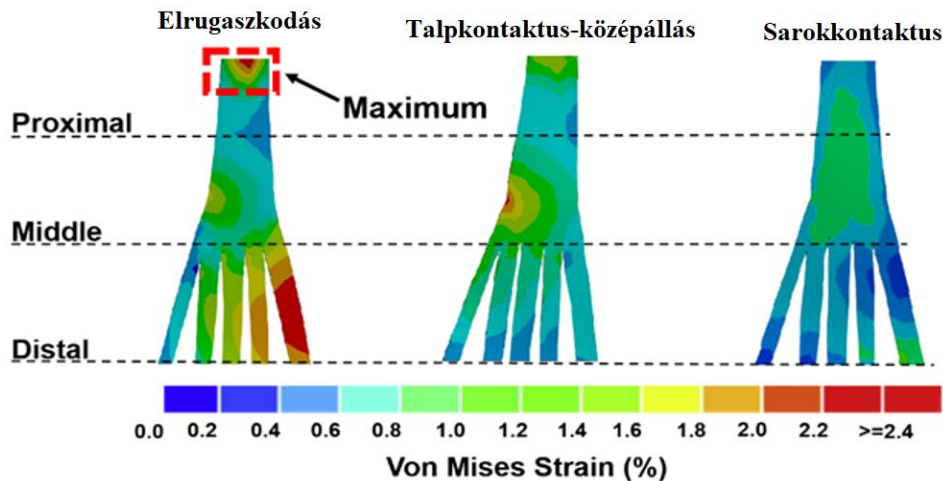


4. ábra: A maximális talpnyomás numerikus (b) és kísérleti (c) eredményeinek összehasonlítása

A maximális nyomásokat tekintve látható, hogy a sarokkontaktus során a számított és mért értékek között kb. 14% különbség volt, a talpkontaktus-középpállás során kb. 20%, míg az elrugaszkodás során már 28% felett volt a differencia. A hozzávetőleges 15-30%-os differencia ellenére a modellezés megfelelőnek mondható, mivel minden esetben felülbecsüli a valódi értékeket, így a biztonság javára tévedünk.

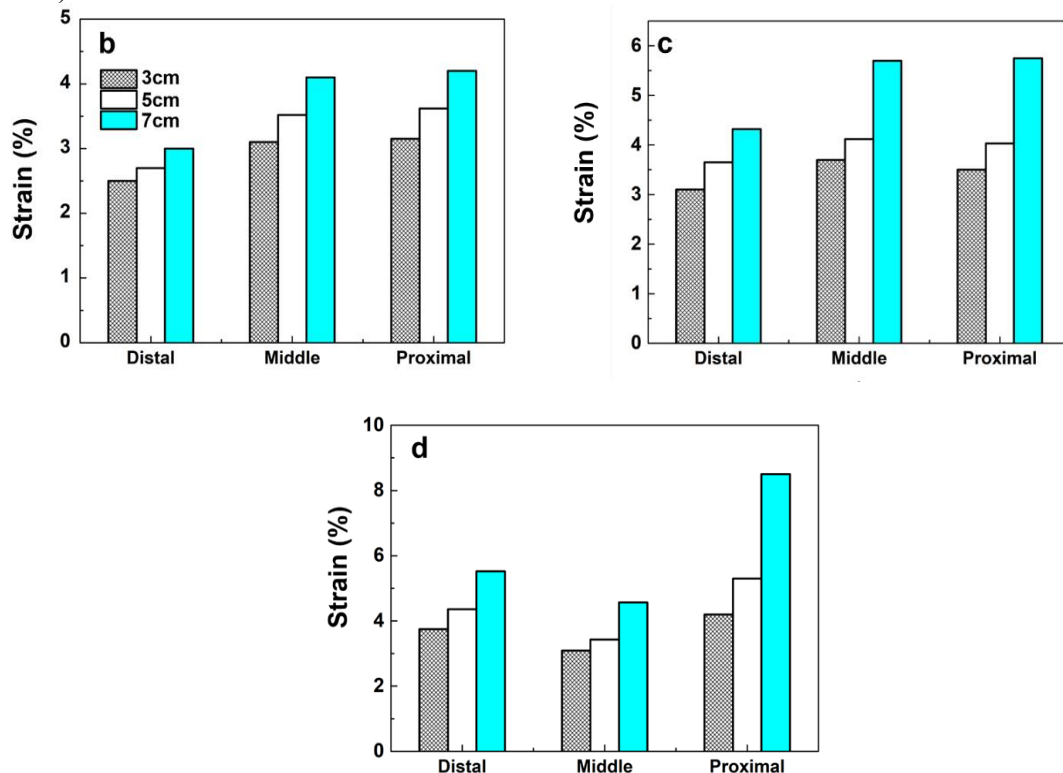
3. EREDMÉNYEK ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

A VEM modellezés során volt egy olyan célunk, hogy a talpi bőnyét 1D-s és 3D-s elemekkel közelítve kimutassuk, hogy megfelelő-e egy alapvetően vékony biomechanikai elem közelítése 1D geometriával, vagy szükséges-e magasabb rendű approximáció. A bőnye esetén az 1D-s megközelítés nem volt megfelelő, mivel a proximális, a mediális és a disztális rész között olyan nagyok voltak a változások megnyúlások esetén (5. ábra), amelyeket 1D-s elemekkel nem lehetett vizsgálni.



5. ábra: A talpi bőnye megnyúlásának változása a lépés különböző fázisaiban (5 cm sarokmagasság mellett)

A talpi bőnye két, csontokhoz kötött legvégét a proximális és disztális régiókban kizártuk a vizsgálatokból az ott fellépő valószínűleg deformációk miatt. A fennmaradó részeket egyenlő arányban osztották fel proximális, mediális és disztális régiókra. A VEM numerikus eredményei azt mutatták, hogy a sarokmagasság mindhárom lépési fázisban (és részben) szignifikáns hatással volt a talpi bőnyére (6. ábra).



6. ábra: A talpi bőnye részeinek (disztális, mediális, proximális) megnyúlása a lépés különböző fázisaiban (b: sarokkontaktus, c: talpkontaktus-középállás, d: elrugaszkodás) a sarokmagasság függvényében

A 6. ábrán lévő eredmények közül a következő, alapvető megállapításokat tehetjük:

- A talpi bőnye disztális és mediális részében a megnyúlás maximális értéke a sarokkontaktus és a talpkontaktus között arányosan, átlagosan 20%-al nő, amennyiben azonos sarokmagasságokat hasonlítunk össze.
- A talpi bőnye maximális megnyúlás szempontjából teljesen azonos viselkedik a mediális és proximális részen, a sarokkontaktus és a talpkontaktus között, amennyiben azonos sarokmagasságokat hasonlítunk össze.
- A sarokmagasság hatása a disztális és mediális részben, a sarokkontaktus és a talpkontaktus között egyértelműen szignifikáns, míg a mediális és proximális részben hatása már csekélyebb.
- Az elrugaszkodás fázisában a sarokmagasság függvényében tekintve az eredmények ellentmondásosak, mivel sem a részek, sem sarokmagasságok között nem lelhető fel világos trend.
- A talpi bőnye maximális megnyúlása és feszültsége a proximális részen (ahol leggyakrabban a sarokfájdalom jelentkezik), az elrugaszkodási szakaszban lép fel. Ez az eredmény megegyezik a gyakorlatban is előforduló megfigyeléssel.

4. ÖSSZEFOGLALÓ

Ebben a tanulmányban olyan modellezési eljárást ismertettünk, amely többféle numerikus (VEM, MS, OpenSim) és kísérleti módszert (mozgásrögzítés, nyomásmérő platform) alkalmazva határozzuk meg a sarokmagasság talpi bőnyére gyakorolt mechanikai hatását. A kapott előzetes eredmények alapján kimutattuk, egyrészt azt, hogy a sarok magasságának hatása a talpi bőnye megnyúlására 5 cm felett erősen lecsökken, másrészt pedig a mediális és proximális részen, a sarokkontaktus és a talpkontaktus között, a talpi bőnye maximális megnyúlás szempontjából nagyon hasonlóan viselkedik.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Ez a kutatás az Innovációs és Technológiai Minisztérium ÚNKP-21-5 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Alapból finanszírozott szakmai támogatásával készült.



Továbbá a kutatást támogatta: Eötvös Loránd Tudományegyetem Informatikai Kara, Key R&D Program of Zhejiang Province China (2021C03130), Zhejiang Province Science Fund for Distinguished Young Scholars (R22A021199), Magyar Tudományos Akadémia Bolyai János Kutatási Ösztöndíj (BO/00047/21/6).

IRODALMI HIVATKOZÁSOK

- [1] Stecco, C., Corradin, M., Macchi, V., Morra, A., Porzionato, A., Biz, C., et al. (2013). Plantar Fascia Anatomy and its Relationship with Achilles Tendon and Paratenon. *J. Anat.* 223, 665–676. doi:10.1111/joa.12111.
- [2] Chen, Y.-N., Chang, C.-W., Li, C.-T., Chang, C.-H., and Lin, C.-F. (2015). Finite Element Analysis of Plantar Fascia during Walking. *Foot Ankle Int.* 36, 90–97. doi:10.1177/1071100714549189
- [3] López-López, D., Marañon-Medina, J., Losa-Iglesias, M. E., Calvo-Lobo, C., Rodríguez-Sanz, D., Palomo-López, P., et al. (2018). The Influence of Heel Height Related on Quality of Life on the Foot in a Sample of Women. *Revista da Associação Médica Brasileira* 64, 324–329. doi:10.1590/1806-9282.64.04.324
- [4] Trojjan, T., and Tucker, A. K. (2019). Plantar Fasciitis. *Am. Fam. Physician* 99, 744–750.
- [5] Kogler, G. F., Veer, F. B., Verhulst, S. J., Solomonidis, S. E., and Paul, J. P. (2001). The Effect of Heel Elevation on Strain within the Plantar Aponeurosis: In Vitro Study. *Foot Ankle Int.* 22, 433–439. doi:10.1177/107110070102200513
- [6] Marshall, P. (1988). The Rehabilitation of Overuse Foot Injuries in Athletes and Dancers. *Clin. Sports Med.* 7, 175–191. doi:10.1016/s02785919(20)30966-2

- [7] Hwang, S. J., Choi, H. S., Choi, H. H., Kim, H. S., and Kim, Y. H. (2006). The Evaluation of the Lower Extremity Joint Moments and Muscle Force during Various High-Heel Walking. *Kem* 326-328, 755–758. doi:10.4028/www.scientific.net/kem.326-328.755
- [8] Son, J., Choi, H., and Kim, Y. (2008). “Analysis of Changes in Muscle Length of Lower Limbs during High-Heeled Walking Based on the Musculoskeletal Model,” in 2008 International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, May 27–30, 2008, 809–812. doi:10.1109/BMEI.2008.342
- [9] Yu, J., Cheung, J. T.-M., Wong, D. W.-C., Cong, Y., and Zhang, M. (2013). Biomechanical Simulation of High-Heeled Shoe Donning and Walking. *J. Biomech.* 46, 2067–2074. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.05.009
- [10] Hedrick, M. R. (1996). The Plantar Aponeurosis. *Foot Ankle Int.* 17, 646–649. doi:10.1177/107110079601701012
- [11] Gu, Y. D., Ren, X. J., Li, J. S., Lake, M. J., Zhang, Q. Y., and Zeng, Y. J. (2010b). Computer Simulation of Stress Distribution in the Metatarsals at Different Inversion landing Angles Using the Finite Element Method. *Int. Orthopaedics (SICOT)* 34, 669–676. doi:10.1007/s00264-009-0856-4
- [12] Li, S., Zhang, Y., Gu, Y., and Ren, J. (2017). Stress Distribution of Metatarsals during Forefoot Strike versus Rearfoot Strike: A Finite Element Study. *Comput. Biol. Med.* 91, 38–46. doi:10.1016/j.combiomed.2017.09.018