

ANALIZA WŁAŚCIWOŚCI TŁUMIĄCYCH CHRZĄSTKI W STAWIE SKOKOWYM

DAMPING PROPERTIES OF ARTICULAR CARTILAGE IN ANKLE

Tomasz Klekiel*, Romuald Będziński

Uniwersytet Zielonogórski, Wydział Mechaniczny, Zakład Inżynierii Biomedycznej,
65-419 Zielona Góra, ul. Licealna 9,

* e-mail: t.klekiel@ibem.uz.zgora.pl

STRESZCZENIE

Niniejszy artykuł przedstawia analizę mechanizmu rozpraszania energii przez chrząstkę stawu skokowego człowieka. Wykonano analizę mającą na celu określenie prawdopodobieństwa powstawania urazu powierzchni stawowej pod wpływem obciążenia silnym impulsem. Opracowano model numeryczny stawu uwzględniający kość piszczelową, kość skokową, powierzchnie stawowe oraz więzadła. Sztywność układu uzyskano uwzględniając więzadła w postaci elementów sprężystych. Na podstawie opracowanego modelu, dokonano analizy wpływu zmian właściwości chrząstki i więzadeł na stopień tłumienia energii obciążenia. Wyniki badań numerycznych uwzględniają zarówno zmiany sztywności poszczególnych struktur, jak również zmiany modeli konstytutywnych materiałów użytych w modelu. Wyznaczono zależność pomiędzy strukturą geometryczną chrząstki a jej zdolnością do rozpraszania energii. Na drodze eksperymentów numerycznych wyznaczono warunki, przy których wystąpi uraz powierzchni stawowej.

Słowa kluczowe: staw skokowy, chrząstka, naprężenia w chrząstce, kontakt w stawie skokowym, element skończony, nieliniowy model materiału, materiał hipersprężysty

ABSTRACT

This article presents an analysis of the energy dissipation in the ankle during impact load. The aim of study was to analyze different material models of cartilage for selected conditions in which the contact of surface is destroyed. The numerical model includes tibia and talus with articular cartilage surfaces and ligaments. Based on the model, the changes in the material properties of cartilage were investigated for research the damping behavior of cartilage under impact load. The damping properties were analyzed based on the reaction force in the support. The differences in the force values were used for comparison of the selected material models. The numerical experiments show mechanism of destruction in the cartilage layer during plastic deformations. This destruction moment was detected by the yield stress of cartilage.

Keywords: ankle, articular cartilage, stress in cartilage, contact in ankle joint, finite element, nonlinear material model

1. Wstęp

Staw skokowy górny składa się z trzech kości: piszczelowej, strzałkowej oraz kości skokowej. Kości te są ze sobą powiązane więzadłami, których zadaniem jest uzyskanie stabilności stawu jak również

utrzymanie naturalnej geometrii wymaganej do prawidłowego przenoszenia obciążeń. Od góry stawu znajduje się kość piszczelowa, której powierzchnia stawowa charakteryzuje się kształtem przypominającym stożek o wierzchołku skierowanym przyśrodkowo w kierunku kostki przyśrodkowej [1]. Kształt powierzchni stawowej wskazuje na to, że promień krzywizny w kierunku poprzecznym jest większy niż w kierunku środkowym. Powierzchnia stawowa kości piszczelowej ma kluczową rolę dla ruchów zginania podszwowego i grzbietowego stopy, co w konsekwencji ma wpływ na transmisję energii przez staw. Anatomicznie, stopa jest jednym z najbardziej skomplikowanych struktur z wieloma stawami i znaczną ruchliwością. Stopa zawiera 26 kości, 33 stawy, 107 więzadeł i 33 mięśnie, co stanowi ok. 25% kości ciała ludzkiego. Te elementy współpracują ze sobą tak, aby zapewnić organizmowi równowagę i mobilność. Uszkodzenie jednego z elementów może prowadzić do poważnych zaburzeń w funkcjonowaniu całej kończyny, mając jednocześnie destrukcyjny wpływ na pozostałe segmenty ciała [2, 3, 4, 5].

W większości przypadków osiowego przeciążania stawu, w przypadku dużego odkształcenia chrząstki, pacjenci odczuwają ból w okolicach stawu skokowego, o ile nie nastąpiło jawne zwichnięcie stawu lub złamanie w jego okolicy. Świadczy to o tym, że z jednej strony rozmiar uszkodzeń może wynikać z ułożenia kończyny, z drugiej zaś z charakteru obciążenia. Pod tym kątem dokonano analizy układu obciążenia stawu skokowego w celu zbadania zależności między położeniem kończyny a urazowością, dając wstępne założenia do prowadzenia bardziej szczegółowych analiz numerycznych dla wybranych przypadków [6].

Kontakt stopy z podłożem odbywa się na stosunkowo małej powierzchni, co powoduje, że generowane są znaczne siły podczas podporu czy chodzenia. Duże obciążenia powstające podczas np. marszu wojskowego czy uprawiania różnych dyscyplin sportu, działają przez stosunkowo długi czas. Stopa oraz staw skokowy jest zwykle ukształtowany w taki sposób, aby tak duże siły przenosić. Inaczej rzecz wygląda w sytuacji, w której obciążenia mają charakter impulsowy, gdzie duża energia skupiona jest na niewielkim obszarze np. na styku powierzchni stawowych. Większość obecnie prowadzonych prac badawczych skoncentrowanych na stopie i stawie skokowym dotyczą biomechanicznych analiz oddziaływania tkanek w warunkach statycznych [7, 8, 9]. Procesy zachodzące w tkankach pod wpływem nadmiernego obciążenia była analizowany m.in. przez Nive [10]. Nie bez znaczenia na rozkład obciążeń pozostaje wpływ zaopatrzenia ortopedycznego i ortotycznego [11, 12].

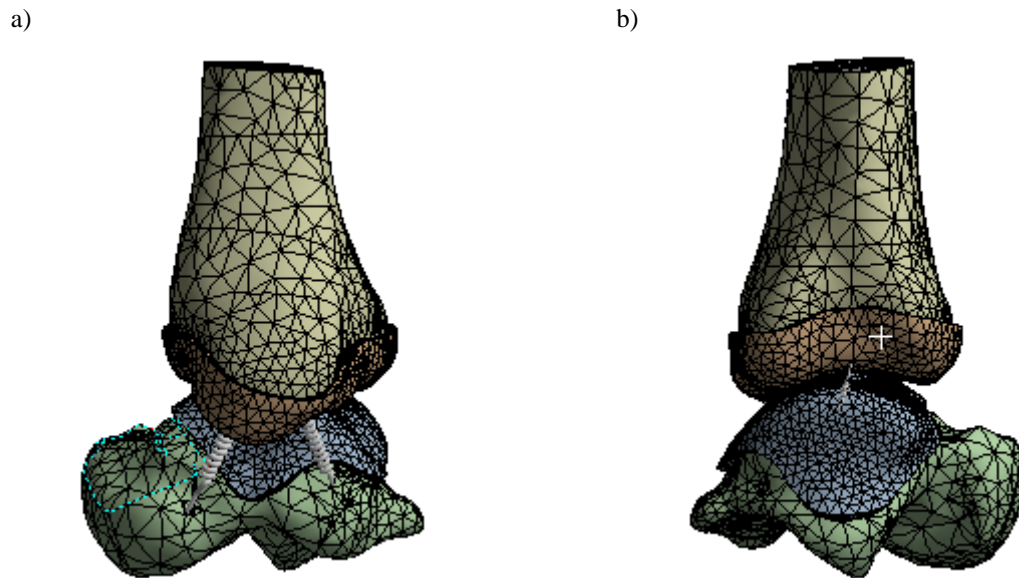
Istotne znaczenie dla propagacji i rozkładu naprężeń w stawie ma chrząstka stawowa, której jednym z podstawowych zadań jest równomiernie rozłożenie obciążenia podczas przenoszenia go pomiędzy kośćmi. W niniejszej pracy przeanalizowano zagadnienie transmisji energii obciążenia impulsowego i jego wpływu na wytrzymałość chrząstki w stawie skokowym. Przyjęto, że odkształcenia plastyczne chrząstki są wyróżnikiem określającym zniszczenie jej powierzchni stawowej. Granicę plastyczności przyjęto na podstawie wyników eksperymentów [13].

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki modelowania zachowania się chrząstki stawu skokowego pod wpływem gwałtownych, silnych, osiowych obciążeń. W analizie dynamicznej metodą elementów skończonych przyjęto jeden model plastyczny oraz trzy modele hipersprężyste materiału dla chrząstek: neo-Hookean, Mooneya-Rivlina i Yeoha. W wyniku obliczeń uzyskano cenne informacje na temat właściwości tłumiących stawu, a w szczególności określono rolę chrząstki w tłumieniu obciążeń.

2. Model obliczeniowy

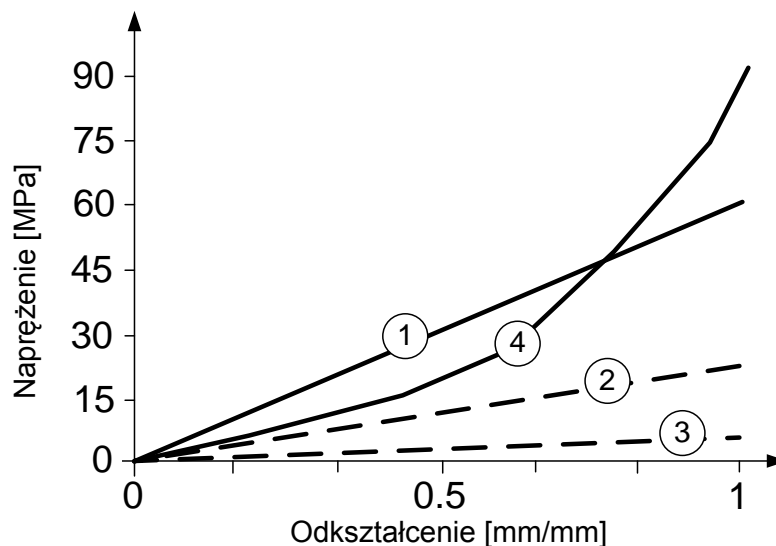
Model geometryczny stawu skokowego wyposażono w powierzchnie stawowe oraz główne więzadła (patrz rys. 1.a) jak i element usztywniający całość stawu zastępujący sztywność wywoływaną kością strzałkową (patrz rys. 1.b). Opracowany model zawiera strukturę dwufazową kości oraz powierzchnie chrząstki. Dodatkowo układ wyposażono w elementy więzadłowe tworzące zwarty układ kości i stykających się ze sobą powierzchni. Zaplanowano, że eksperyment będzie się skupiał na analizie transportu energii, przy czym założono, że znaczna część tej energii obciążenia będzie rozpraszana poprzez odkształcenia plastyczne a więc trwale chrząstki, a być może także poprzez odkształcenia struktur kostnych. Interesujące z punktu widzenia urazowości stawu skokowego jest określenie zmian wartości sił reakcji pod wpływem obciążenia. Aby zrealizować założony cel, wykonano obliczenia w dwóch etapach. W pierwszym określono obciążenie, przy którym dochodzi do plastycznych odkształceń chrząstki [14]. W drugim etapie dla wyznaczonych obciążeń granicznych, przeprowadzono

eksperyment polegający na obciążeniu modelu impulsem siły o wartości bliskiej wytrzymałości układu. Takie podejście pozwala na prześledzenie zmian w strukturze stawu w warunkach obciążenia, wywołanego silnym udarem np. skok z dużej wysokości [15].



Rys. 1. Model stawu skokowego górnego

Na podstawie badań doświadczalnych szeroko publikowanych w literaturze, przyjęto parametry materiałowe [16, 17, 18]. Założono, że część zbita dla kości piszczelowej jak i kości skokowej ma taką samą charakterystykę o module Jounga 18 GPa i współczynniku Poissona równym 0,3 [19]. Granicę plastyczności przyjęto równą 160 MPa. Dla struktury gąbczastej obu kości przyjęto moduł Jounga 1 GPa i współczynnik Poissona 0,33 [20]. Sztywność układu uzyskano stosując elementy sprężyste odwzorowujące działanie więzadeł [21].



Rys. 2. Zależność odkształcenie-napężenie dla czterech modeli materiałów:
1 – izotropowego, 2 – neo-Hookean, 3 – Mooneya-Rivlina, 4 – Yeoha

Dla materiału chrząstki przyjęto cztery modele, w tym jeden model plastyczny oraz trzy modele hipersprężyste. Model neo-Hookean jest modelem materiału hipersprężystego opartego na prawie Hooke'a i przeznaczonego do modelowania dużych odkształceń i wyrażona równaniem (1).

W przeciwieństwie do modelu liniowego, zależność pomiędzy odkształceniem i naprężeniem wyrażona jest nieliniową zależnością. Gęstość energii odkształcenia w tym modelu jest zdefiniowana, jako:

$$W = \frac{c_1}{\beta} (J^{-2\beta} - 1) + c_1 (I_1 - 3) - p(J - 1) \quad (1)$$

W równaniu (1), (2) i (3) I_1 jest niezmiennikiem tensora Cauchiego-Greena, J jest wyznacznikiem gradientu deformacji, c_1 i β są parametrami materiałowymi, a p to ciśnienie hydrostatyczne służące do opisanego nieściśliwości materiału. W modelu Mooneya-Rivlina gęstość energii odkształcenia opisana jest równaniem (2). W modelu tym c_1 i c_2 są parametrami materiałowymi I_1 , I_2 są niezmiennikami tensora Cauchiego-Greena.

$$W = c_1 (I_1 - 3) + c_2 (I_2 - 3) - p(J - 1) \quad (2)$$

Kolejny model zakładający hipersprężystość został zaproponowany przez Yeoha [22]. Model ten służy głównie do opisu zachowania elastomerów. Gęstość energii odkształcenia w tym modelu opisana jest równaniem:

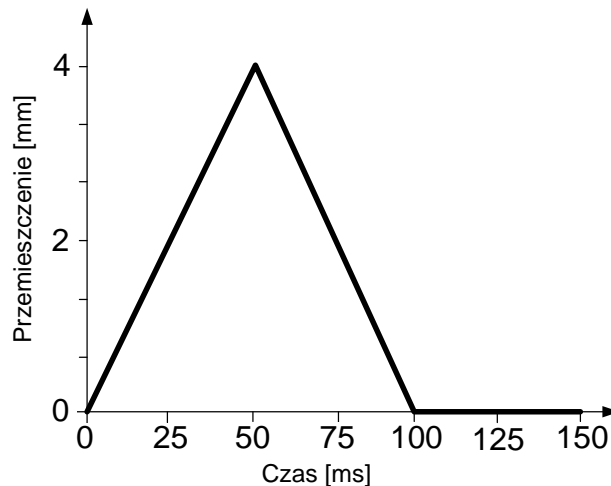
$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 + \frac{1}{D_1}(J^{el} - 1)^2 + \frac{1}{D_2}(J^{el} - 1)^4 + \frac{1}{D_3}(J^{el} - 1)^6 \quad (3)$$

W tym modelu parametry C_{10} , C_{20} , C_{30} , D_1 , D_2 , D_3 są wielkościami określającymi właściwości materiału. Tabela 1 zawiera zestaw parametrów użytych dla poszczególnych modeli.

Tabela 1. Parametry modeli materiałowych chrząstki

| Nr | Model materiału | Parametry modelu | Literatura |
|----|-----------------|---|----------------------------------|
| 1 | Linear | $E = 93 \text{ MPa}$, $\nu = 0,3$ | Danso, J Biomech, 2014 [12] |
| 2 | Mooney-Rivlin | $c_1 = 0,66 \text{ MPa}$, $c_2 = 0,25 \text{ MPa}$ | Butz, J. Biomech., 2011 [23] |
| 3 | neo-Hookean | $c_1 = 0,67 \text{ MPa}$ | Butz, J. Biomech, 2011[19] |
| 4 | Yeoh | $c_1 = 1,25 \text{ MPa}$, $c_2 = 2,25 \text{ (MPa)}$ | Robinson, Mech Behav., 2016 [24] |

W wyniku analiz typowych obciążeń stawu skokowego wywołujących trwałe uszkodzenia stwierdzono, że średnie czasy trwania impulsu obejmują około $100 \text{ ms} \pm 5 \text{ ms}$, a zatem przyjęcie przebiegu impulsu z rysunku 3 wydaje się uzasadnione [25]. Propagacja fali uderzeniowej powoduje, że energia dociera do kończyny wywołując osiowe obciążenie podudzia [26, 27]. Badania eksperymentalne dowodzą, że obciążenie powyżej 15 kN działające na kość piszczelową daje 100% prawdopodobieństwa uszkodzenia.

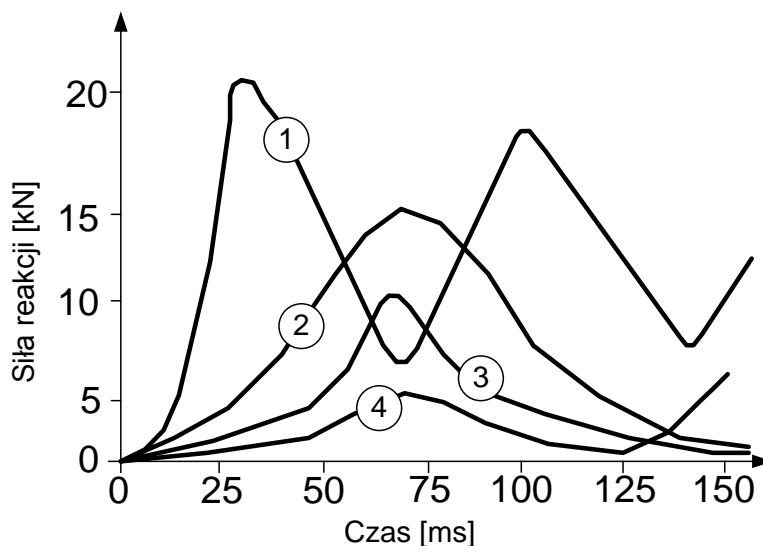


Rys. 3. Przebieg obciążenia dynamicznego w postaci przemieszczenia pionowego kości skokowej

Oczywiście dane te zależą od wielu czynników tj. płeć, wiek, choroby układu kostnego [27]. Przenoszenie obciążenia przez powierzchnie stawu jest ściśle uzależnione od powierzchni kontaktu. W zależności od tej powierzchni różna jest koncentracja strumienia energii prowadzące do zmian struktury tkanek, w tym złamań [6].

3. Wyniki obliczeń

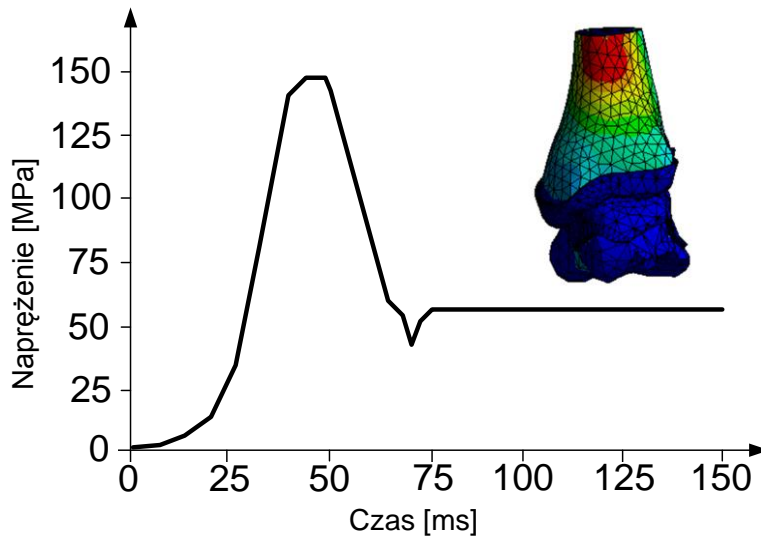
Energia towarzysząca gwałtownemu obciążeniu stawu, w wyniku przeciążenia struktury doprowadzającej do odkształceń plastycznych, została w znacznej części rozproszona. Efektem tego rozproszenia są mniejsze naprężenia i siły występujące na kości piszczelowej w porównaniu z siłą wymuszającą.



Rys. 4. Przebieg obciążenia dynamicznego w postaci przemieszczenia pionowego kości skokowej dla różnych modeli chrząstki stawowej: 1 –izotropowego, 2 – neo-Hookean, 3 – Mooneya-Rivlina, 4 – Yeoha

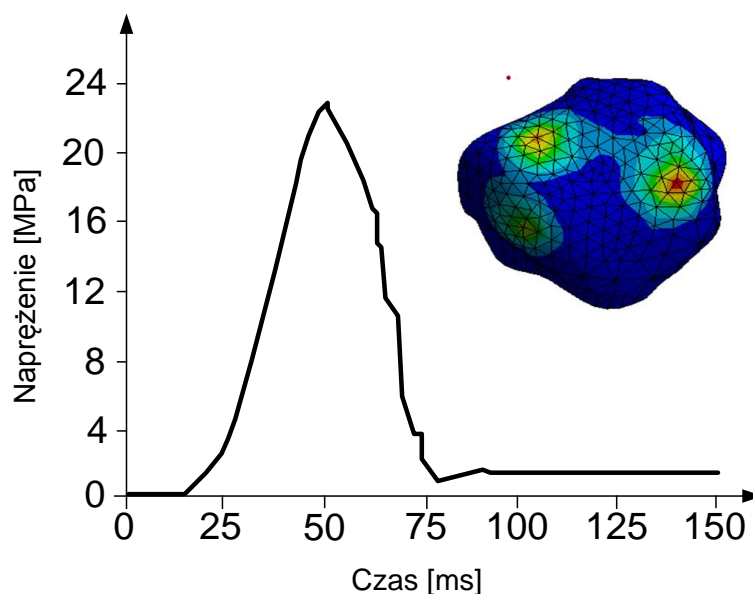
Eksperyment przeprowadzono, przyjmując, że kość skokowa przemieszcza się pionowo wzdłuż osi kości piszczelowej. Utwierdzono kość piszczelową w miejscu jej przelomu. W miejscu utwierdzenia obliczono wartości sił reakcji na siłę wymuszającą. W przypadku obciążenia statycznego, siła reakcji jest równa sile obciążającej, podczas gdy krótkotrwały impuls jest tłumiony przez struktury tkankowe. Na rysunku 4 przedstawiono wykres sił reakcji w miejscu utwierdzenia pod wpływem przemieszczenia kości skokowej. Z przebiegu krzywych wynika, że w przypadku chrząstki o właściwościach plastycz-

nych, siła reakcji jest stosunkowo duża do momentu przekroczenia przez chrząstkę granicy plastyczności. W przypadku pozostałych modeli chrząstki, siły reakcji są znacznie mniejsze.



Rys. 5. Przebieg zmian naprężeń w kości piszczelowej

Model plastyczny chrząstki uwzględnia możliwość zmiany geometrii chrząstki. Zwykle zmiany plastyczne chrząstki w wyniku gwałtownych przeciążeń są nieodwracalne i wywołują trwałe zaburzenia w funkcjonowaniu stawu. Z drugiej strony fakt występowania odkształceń plastycznych powoduje, że znaczna część energii jest pochłaniana, chroniąc pozostałe elementy struktury kostnej. Rysunek 5 przedstawia przebieg naprężeń zredukowanych von Missesa w kości piszczelowej a dokładniej w części korowej tej kości dla pierwszego modelu chrząstki. Przekroczenie granicy plastyczności chrząstki spowodowało gwałtowną redukcję naprężeń występujących w kości piszczelowej. Ten fakt podkreśla znaczenie chrząstki w ochronie kości przed przeciążeniami prowadzącymi do złamań.



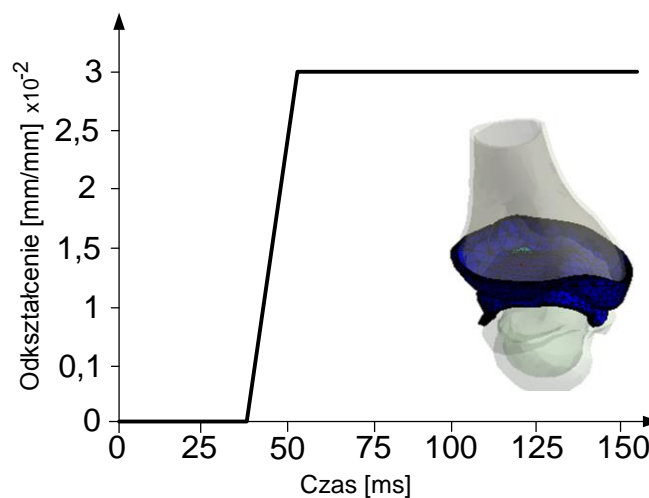
Rys. 6. Przebieg zmian naprężeń w kości piszczelowej

Eksperyment pozwolił na analizę, jakie zmiany w stanie naprężeń dokonują się w momencie utraty stateczności przez chrząstkę. Niestety model nie uwzględnia możliwych przesunięć po powierzchni stawu wywołanych obciążeniem zakładając, że ruch kości skokowej odbywa się tylko w jednej osi.

Wyznaczono zatem granicę po przekroczeniu której chrząstka ulegała odkształceniom plastycznym. Siła reakcji na to obciążenie wyniosła około 22 kN. Na powierzchni chrząstki koncentrują się naprężenia na poziomie 22 MPa. Rysunku 6 przedstawia przebieg zmian naprężeń na powierzchni chrząstki. Kształt powierzchni kontaktu wskazuje na duży obszar, w którym powierzchnie stawowe współpracują. W efekcie potwierdziło się, że w tym eksperymencie numerycznym uzyskano kształt i rozmiar powierzchni kontaktu odpowiadający pomiarom empirycznym [28].

Z analizy rozkładu zmian naprężeń w strukturze zbitiej kości korowej wynika, że zmiana maksymalne naprężenia w kości utrzymywały się przez pewien czas, który wynika z czasu, w jakim obciążenie było na tyle duże, by wywołać odkształcenia plastyczne. W trakcie zmian w chrząstce naprężenia w strukturze kości nie przekraczają dopuszczalnych wynoszących około 160 MPa. Należy zatem przyjąć, że nie dochodzi do pęknięcia kości, a pierwszym elementem pochłaniającym energię impulsu jest struktura chrząstki.

Rysunek 7 przedstawia przebieg odkształceń plastycznych chrząstki w funkcji czasu. Na podstawie przebiegu można określić punkt czasowy, w którym nastąpiło trwałe odkształcenie chrząstki.



Rys.7. Odkształcenia plastyczne chrząstki

Jak dowodzą liczne badania chrząstka pod wpływem odkształceń plastycznych traci swoje właściwości prowadząc tym samym do trwałych uszkodzeń stawu [2, 12]. Dla pacjentów takie przeciążenia są odczuwalne częstokroć bezpośrednio po zdarzeniu w postaci dolegliwości bólowych, ale również w dalszej perspektywie mogą być przyczyną zmian zwyrodnieniowych.

4. Wnioski

Analiza pozwoliła na określenie granicznych wartości obciążeń chrząstki, w wyniku której, na powierzchni występują odkształcenia trwałe. Początek odkształceń plastycznych dla chrząstki następuje w zakresie siły, dla której prawdopodobieństwo wystąpienia urazu wynosi 50% [20]. Zakładając, że odkształcenia chrząstki są nieodwracalne, należy założyć, że w podobnych warunkach obciążenia, pacjenci będą odczuwać dolegliwości bólowe.

Osiągnięcie przez chrząstkę naprężeń maksymalnych wskazuje na jej tłumiące właściwości. Odkształceniu towarzyszy energia potencjalna, która jest gromadzona w znacznej ilości zarówno w części korowej kości jak i w chrząstce prowadzi do trwałej zmiany jej struktury wewnętrznej. Chrząstka pod wpływem obciążenia jest trwale odkształcana. To odkształcenie zmierza w efekcie do uszkodzenia powierzchni stawu. Jednocześnie, pełniąc rolę tłumika, pochłania energię.

W pracy przyjęto cztery różne modele chrząstki. Model liniowy charakteryzował się plastycznością z granicą plastyczności wyznaczoną na podstawie przebiegu próby ściskania chrząstki. Osiągnięcie wskutek obciążenia naprężeń plastycznych pozwolił na pochłonięcie części energii. Badając reakcję w podporze stwierdzono, że pomimo osiągnięcia odkształcenia plastycznego chrząstki, siła reakcji jest

duża. Zgodnie z badaniami przeprowadzonymi na zwłokach, siła osiowa obciążająca kończynę dolną na poziomie 22 kN prowadzi do zniszczenia struktur kostnych[29].

W przypadku przyjęcia modeli hipersprężystych, ze względu na nieliniowy charakter energii gromadzonej wewnątrz materiału pod wpływem jego kompresji, znaczna część energii jest pochłaniana przez strukturę chrząstki. Należy zatem przyjąć, że model hipersprężysty lepiej odwzorowuje rzeczywistą funkcję realizowaną przez chrząstkę stawową, gdyż jak wiadomo znaczną część energii udarowej, generowanej podczas np. chodu, pochłaniają struktury chrząstki w stawie skokowym.

LITERATURA

- [1] V.T. Inman: *The joints of the ankle*, 2nd ed., Williams & Wilkins, Baltimore 1991, s. 31–74.
- [2] K. Akiyama, T. Sakai, N. Sugimoto, H. Yoshikawa, K. Sugamoto: *Three-dimensional distribution of articular cartilage thickness in the elderly talus and calcaneus analyzing the subchondral bone plate density*, Osteoarthritis and Cartilage, vol. 20, 2012, s. 296–304.
- [3] W.P. Chen, C.W. Ju, F.T. Tang: *Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis*, Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), vol. 18, 2003, s.17–24.
- [4] A. Gefen: *Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot*, Medical Engineering & Physics, vol. 25(6), 2003, s. 491–499
- [5] A. Gefen: *Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release*, Journal of Biomechanics, vol. 35, 2002, s. 629–637.
- [6] T. Klekiel, R. Będziński: *Finite element analysis of large deformation of articular cartilage in upper ankle joint of occupant in military vehicles during explosion*, Archives of Metallurgy and Materials, vol. 60(3), 2015, s. 2115–2121.
- [7] J.T. Cheung, M. Zhang, A.K. Leung, Y.B. Fan: *Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study*, Journal of Biomechanics, vol. 38(5), 2005, s. 1045–1054.
- [8] J.M. Garcia-Aznar, J.H. Kuiper, M.J. Gomez-Benito, M. Doblare, J.B. Richardson: *Computational simulation of fracture healing: influence of interfragmentary movement on the callus growth*, Journal of Biomechanics, vol. 40(7), 2007, s. 1467–1476.
- [9] M.J. Sormaala, M.H. Niva, M.J. Kiuru, V.M. Mattila, H.K. Pihlajamaki: *Bone stress injuries of the talus in military recruits*, Bone, vol. 39, 2006, s. 199–204.
- [10] M.H. Niva, M.J. Kiuru, R. Haataja, J.A. Ahovuo, H.K. Pihlajamaki: *Bone stress injuries of the ankle and foot: an 86-month magnetic resonance imagingbased study of physically active young adults*, The American Journal of Sports Medicine, vol. 35, 2007, s. 643–649.
- [11] Y.C. Hsu, Y.W. Gung, S.L. Shih, C.K. Feng, S.H. Wei, CH. Yu, et al: *Using an optimization approach to design an insole for lowering plantar fascia stress – a finite element study*, Annals of Biomedical Engineering, vol. 36, 2008, s. 1345–1352.
- [12] T.M. Chu, N.P. Reddy: *Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait*, Journal of Rehabilitation Research & Development, vol. 32, 1995, s. 349–360.
- [13] E.K. Danso, J.T. Honkanen, S. Saarakkala, R.K. Korhonen: *Comparison of Nonlinear Mechanical Properties of Bovine Articular Cartilage and Meniscus*, Journal of Biomechanics, vol. 47(1), 2014, s. 200–206.
- [14] C. Venturato, G.P. Pavan, A. Forestiero, L.E. Carniel, N.A. Natali: *Investigation of the biomechanical behaviour of articular cartilage in hindfoot joints*, Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 16(2), 2014.
- [15] A. Melińska, A. Czamara, Ł. Szuba, R. Będziński: *Biomechanical characteristics of the jump down of healthy subjects and patients with knee injuries*, Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2015, vol. 17(2), s. 111–120.
- [16] S.A. Goldstein, D.L. Wilson, L.S. Matthews: *The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location*, J. Biomechanics, vol. 16(2), 1983, s. 965–969.
- [17] A.H. Hogan, P.S. Ruhmann, W.H. Sampson: *The Mechanical Properties of Cancellous Bone in the Proximal Tibia of Ovariectomized Rats*, Journal of Bone and Mineral Research, vol. 15(2), 2000.
- [18] L. Cristofolini, M. Viceconti: *Mechanical Validation Of Whole Bone Composite Tibia Models*, Journal of Biomechanics, vol. 33, 2000, s. 279.
- [19] C.D. Untaroiu, N. Yue, J. Shin: *A Finite Element Model of the Lower Limb for Simulating Automotive Impacts*, Annals of Biomedical Engineering, vol. 41, 2013.
- [20] J. Shin, N. Yue, C.D. Untaroiu: *A Finite Element Model of the Foot and Ankle for Automotive Impact Applications*, Annals of Biomedical Engineering, vol. 40(12), 2012, s. 2519–2531.
- [21] P. Begeman, K. Aekbote: *Axial load strength and some ligament properties of the ankle joint*, Proceedings of the Injury Prevention through Biomechanics Symposium, 1996, s. 123–135.
- [22] O.H. Yeoh: *Some forms of the strain energy function for rubber*, Rubber Chemistry and technology, vol. 66(5), 1993, s. 754–771.
- [23] K.D. Butz, D. Chan, E.A. Nauman, C. Neu: *Stress distributions and material properties determined in articular cartilage from MRI-based finite strains*, Journal of Biomechanics, vol. 44, 2011, s. 2667–2672.
- [24] E.K. Robinson, J.T. Honkanen, S. Saarakkala, R.K. Korhonen: *Mechanical properties of normal and osteoarthritic*

- human articular cartilage*, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, vol. 61, 2016, s. 96–109.
- [25] T. Klekiel: *Biomechanical analysis of lower limb of soldiers in vehicle under high dynamic load from blast event*, Series on Biomechanics, 2015, vol. 29(2-3), s. 14–30.
- [26] N. Yoganandan, F. Pintar, M. Boynton, P. Begeman, P. Prasad, S.M. Kuppa, Morgan, R.M. Eppinger: *Dynamic Axial Tolerance of the Human Foot-Ankle Complex*, Society of Automotive Engineers, Paper 962426, Warrendale 1996.
- [27] N. Yoganandan, B.D. Stemper, F.A. Pintar, D.J. Maiman, B.J. McEntire, V.C. Chancey: *Cervical spine injury biomechanics: Applications for under body blast loadings in military environments*, Clinical Biomechanics, vol. 28, 2013, s. 602–609.
- [28] J.E. Bischof, Ch. E Spritzer, A.M. Caputo, M.E. Easley, J.K. De Orto, J.A. Nunley, L.E. De Frate: *In vivo cartilage contact strains in patients with lateral ankle instability*, Journal of Biomechanics, vol. 43, 2010, s. 2561–2566.
- [29] K. Gallenberger, N.B. Yoganandan, F.P. Pintar: *Biomechanics of foot/ankle trauma with variable energy impacts*, Annals of Advances in Automotive Medicine, vol. 57, 2013.

otrzymano / submitted: 29.10.2016
zaakceptowano / accepted: 16.12.2016