

**Monika BOGUSZ, Agnieszka CHOJNACKA-BROŻEK,** Zakład Mechaniki Doświadczalnej i Biomechaniki, Instytut Mechaniki Stosowanej, Politechnika Krakowska, Kraków

## MODELOWANIE NUMERYCZNE KOŚCI STOPY PO OPERACJI PALUCHA KOŚŁAWEGO

**Streszczenie:** Opracowano numeryczny model stopy po operacji palucha koślawego metodą *scarf*, uwzględniając 26 kości stopy, stawy i powięź podeszwową oraz podłoże betonowe. Do tego celu wykorzystano program CAD CATIA V5 oraz system ANSYS Workbench. Przeprowadzono wstępne, porównawcze analizy wytrzymałościowe metodą elementów skończonych MES dla modelu stopy zdrowej i po operacji. Uwzględniono odpowiednie stałe materiałowe, utwierdzenia i obciążenia dla schematu stania swobodnego ze złączonymi stopami.

**Słowa kluczowe:** paluch koślawy, metoda *scarf*, CAD, MES

### 1. WSTĘP

Stopa jest najbardziej rozwiniętą częścią ludzkiej anatomii, obciążoną niezmiernie dużą odpowiedzialnością w stosunku do wielkości [1]. W trakcie życia człowieka, jest ona podatna na mnóstwo przeciążeń i uszkodzeń, które są konsekwencją chodzenia po kamiennych, sztywnych nawierzchniach dzisiejszych miast, a także noszenia niewłaściwego obuwia. Te czynniki wpływają na powstanie i progresję palucha koślawego, które jest wielopłaszczyznowym zniekształceniem przodostopia w obrębie stawu śródstopno-paliczkowego I. Obecnie zniekształcenie palucha koślawego stanowi problem cywilizacyjny. Częstość występowania w populacji wynosi od 2 do 4% (w zależności od źródeł) i jest zdecydowanie wyższa u kobiet 7-9 razy [2, 3].

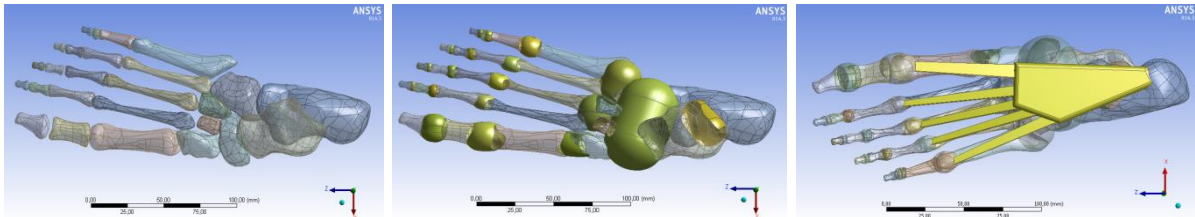
W dobie komputerów o coraz większej mocy obliczeniowej, bardzo pomocne w zrozumieniu patologii stopy oraz zrewolucjonizowaniu leczenia jej chorób, mogą okazać się badania na modelach komputerowych. Są to nieinwazyjne metody, które umożliwiają planowanie zabiegów chirurgicznych, projektowanie implantów do osteosyntezy oraz symulację odpowiedzi zamodelowanego układu na obciążenia fizjologiczne, uwzględniając poszczególne fazy cyklu chodu. W oparciu o oceny rozkładów podstawowych parametrów, takich jak: naprężenie zredukowane, intensywność odkształcenia czy przemieszczenie można przewidzieć ewentualne uszkodzenia wewnątrz tkanki i wprowadzonych implantów.

Celem pracy było zamodelowanie stopy po operacji palucha koślawego metodą *scarf* oraz przeprowadzenie wytrzymałościowych analiz numerycznych metodą elementów skończonych (MES). Dzięki temu oceniono skuteczność wybranego sposobu leczenia pod względem ryzyka nawrotu zniekształcenia.

## 2. ETAPY TWORZENIA MODELU

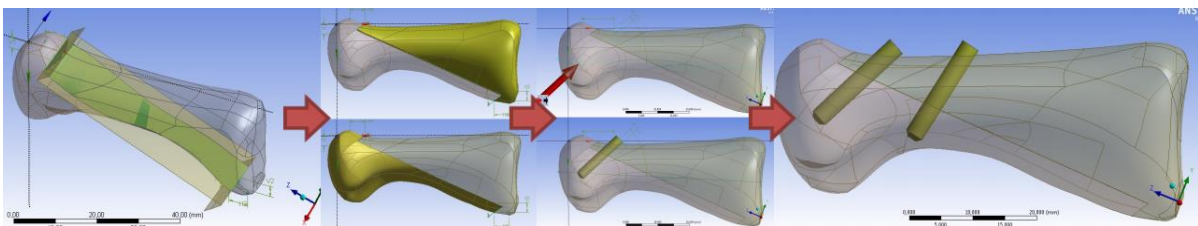
Proces modelowania rozpoczęto od wykonania modeli kości stopy w programie CATIA V5, bazując na zdjęciach z tomografii komputerowej. W tym celu wykorzystano 26 plików w formacie *STL*. Każdy plik stanowił pojedynczy model siatkowy, który odwzorowywał daną kość. Poszczególne struktury bryłowe zostały wykonane poprzez transformację danego modelu siatkowego w reprezentację sklejanych płatów polipowierzchni, ich odpowiednią modyfikację oraz zamianę modelu powierzchniowego na model bryłowy. Ze względu na dalszy etap pracy związany z przeprowadzeniem analizy wytrzymałościowej, w programie ANSYS weryfikowano poprawność tworzonych obiektów bryłowych kości (rys.1).

Kolejne etapy pracy przeprowadzono w programie ANSYS Workbench, gdzie utworzono uproszczone komponenty reprezentujące: stawy, powięź podeszwową, podłoże betonowe. Bryły pomiędzy kośćmi służą prawidłowemu odwzorowaniu schematu przenoszenia obciążeń. Zastępują one połączenia stawowe w postaci torebek stawowych. Kształt struktur połączeń układu kostnego (połączeń stawowych oraz powięzi podeszwowej) (rys. 1) był dopasowany do łączących kości i jednocześnie zbliżony do rzeczywistych geometrii modelowanych struktur. Anatomicznie, torebki stawowe mają kształt zbliżony do elipsoidy obrotowej. Geometria stawu skokowego przedniego, stawu piętowo-sześciennego oraz stawu klinowo-łódkowego została uproszczona. Te trzy stawy utworzono jako jedną bryłę, z uwagi na nieregularny kształt kości w części centralnej stopy oraz konieczność zapewnienia prawidłowego przenoszenia obciążeń. Dla prawidłowego obciążenia i utwierdzenia modelu stopy w dalszym etapie pracy, konieczne było wykonanie bryły reprezentującej podłoże.



Rys. 1. Wygenerowane geometrie (kolejno od lewej): kości, połączeń stawowych, powięzi podeszwowej

Otrzymany model stopy zdrowej, w oparciu o dane literaturowe [4], zmodyfikowano do postaci pooperacyjnej metodą *scarf* oraz zamodelowano stabilizację osteotomii przy użyciu dwóch identycznych śrub kompresyjnych Barouk (rys. 2).



Rys. 2. Modelowanie osteotomii trzonu I kości śródstopia oraz śrub stabilizujących

## 3. WYTRZYMAŁOŚCIOWA ANALIZA NUMERYCZNA

Utworzony model stopy poddano liniowej analizie numerycznej metodą elementów skończonych, bez uwzględnienia zagadnień tarcia pomiędzy stopą i podłożem betonowym oraz w obrębie połączeń układu kostnego.

Na podstawie literatury [5] zostały zdefiniowane stałe materiałowe (tab.1) dla poszczególnych struktur modelu. Połączeniom stawowym nadano własności materiałowe więzadeł z uwagi na odgrywaną rolę połączeń kości w warunkach obciążenia oraz budowę

anatomiczną stopy. Zamodelowane struktury stawowe służą jedynie prawidłowemu odwzorowaniu schematu przenoszenia obciążeń. Ponadto, jak wynika z budowy anatomicznej stopy, wszystkie stawy są silnie wzmacniane przez szereg więzadeł, które razem tworzą zespół torebkowo-więzadłowy. Biorąc te czynniki pod uwagę, zamiast nadania stawom własności materiałowych chrząstki stawowej, zostały przypisane stałe materiałowe struktur więzadłowych.

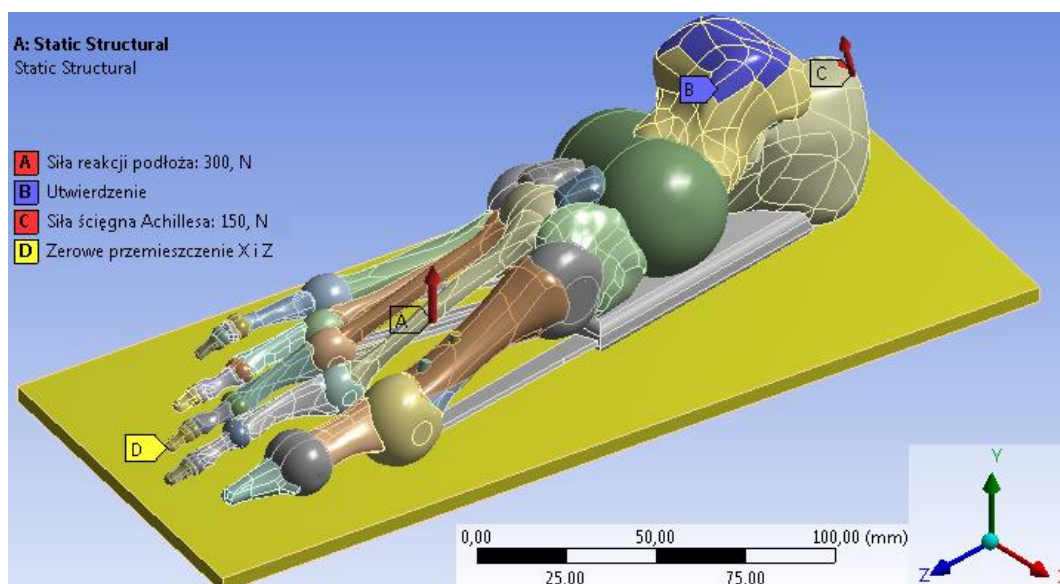
Dla struktur kostnych wygenerowano siatkę elementów skończonych czworościennych, a w przypadku śrub i podłoża betonowego wykorzystano elementy sześciokątne. Przeprowadzono wstępne symulacje celem zbadania wpływu dyskretyzacji.

Rozpatrywano schemat obciążenia podczas stania swobodnego ze złączonymi stopami (rys. 3), który został przyjęty zgodnie z danymi literaturowymi [5, 6, 7, 8]. W tej pozycji obie kończyny dolne mają kontakt z podłożem oraz są obciążane symetrycznie. Środek ciężkości jest utrzymywany w ustawicznej akcji przez mięsień płaszczkowaty, który jest jedynym mięśniem wykazującym wtedy aktywność elektryczną [9]. Na górnej powierzchni płyty betonowej zdefiniowano siłę odpowiadającą reakcji podłoża na nacisk stopy.

Wartości przyłożonych sił, dla człowieka o masie ok. 60 kg: siła reakcji podłoża 300[N], siła od ścięgna Achillesa 150[N] [10]. Wartość siły ścięgna Achillesa ustalono w oparciu o badania Simkin'a [10], który obliczył, że wynosi ona około 50% ciężaru ciała. Kierunek i zwrot zdefiniowano tak, aby odzwierciedlić prawidłowe działanie ścięgna. Model utwierdzono na powierzchniach bloczka kości skokowej (miejsce połączenia stopy z pozostałą częścią kończyny dolnej). Na podłożu betonowe nałożono zerowe przemieszczenie w kierunku osi X i Z.

Tabela 1. Wartości stałych materiałowych przyjętych do analiz [5]

	Kość stopy	Połączenie stawowe	Powięź podeszwowa	Stop Ti-6Al-4V	Beton
$E$ [MPa]	7300	260	350	110000	17000
$\nu$	0,3	0,4	0,4	0,3	0,1



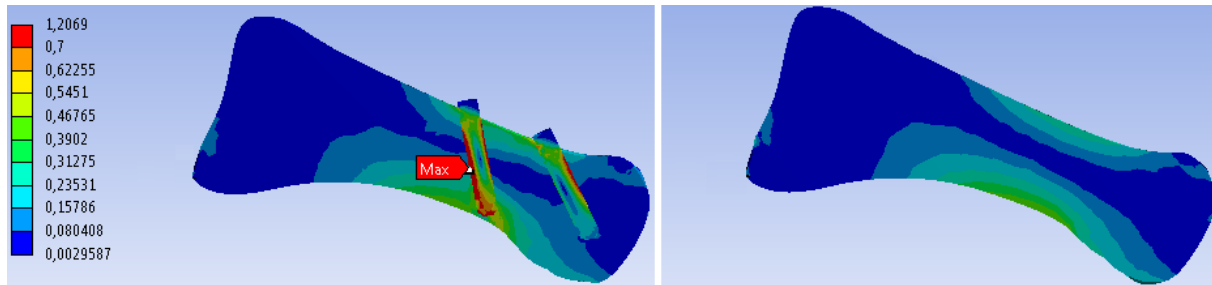
Rys. 3. Model stopy po operacji palucha koślawego z zadanymi obciążeniami oraz utwierdzeniami

#### 4. OTRZYMANE WYNIKI BADAŃ

Analizie numerycznej MES poddano układ kostny stopy zdrowej oraz po operacji, w celu sprawdzenia skuteczności wybranej metody leczenia koślawości palucha. Wyniki otrzymano

w postaci rozkładów: naprężenia zredukowanego wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego (HMH), przemieszczenia całkowitego, intensywności odkształcenia.

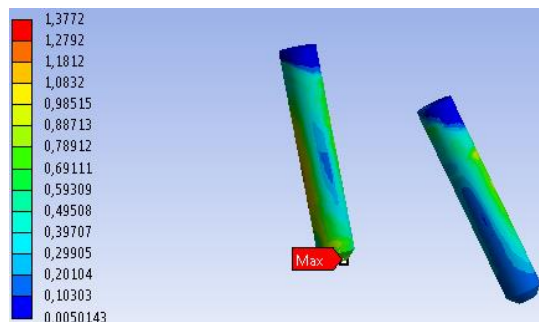
Rysunek 4 prezentuje rozkład naprężenia zredukowanego wg hipotezy HMH w przekrojach na wysokości osi długiej I kości śródstopia dla modelu stopy zdrowej i po operacji.



**Rys. 4. Rozkład naprężenia zredukowanego  $\sigma_{\text{HMH}}$  [MPa] w przekroju wzdłuż osi długiej I kości śródstopia dla stanu zdrowego (z lewej), dla stanu pooperacyjnego (z prawej)**

Porównując wartości naprężenia w miejscu styku z kością klinowatą przyśrodkową można dostrzec, że w przypadku stanu pooperacyjnego jest mniejszy nacisk. Jest to efekt wprowadzenia elementów stabilizujących osteotomię o dużej sztywności. Przejmują one przenoszone obciążenia i zwiększają sztywność tkanki kostnej. Można ponadto zaobserwować niewielki wzrost naprężenia wokół implantów, co jest również konsekwencją różnicy w własnościach materiału stabilizującego i tkanki kostnej.

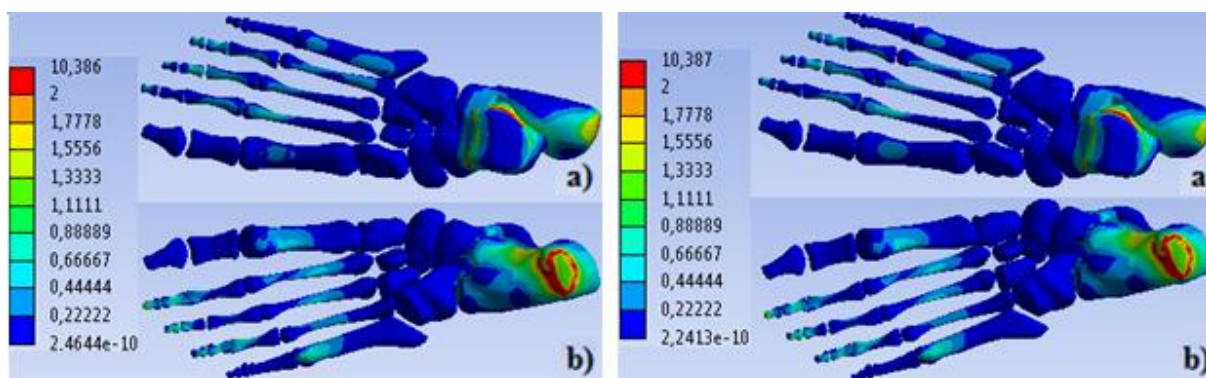
Celem określenia odporności śrub na zniszczenia zbadano rozkład naprężenia w ich obrębie (rys. 5).



**Rys. 5. Rozkład naprężenia zredukowanego  $\sigma_{\text{HMH}}$  [MPa] w śrubach stabilizujących Barouk**

Naprężenia w obrębie implantów są większe niż w otaczającej tkance kostnej. Jest to związane z materiałem, z którego są wykonane. Najwyższe wartości są zlokalizowane na zewnętrznej powierzchni śruby umieszczonej w środkowej części trzonu. Wynikają one z konieczności przeniesienia obciążeń w miejscu kontaktu z kością. Porównując granicę plastyczności stopu tytanu [11] do wartości maksymalnych naprężenia w badanych modelach stwierdzić można, iż nie ulegną one uszkodzeniu.

Rys. 6 prezentuje rozkład naprężenia zredukowanego w modelu stopy zdrowej oraz po operacji. Wartości maksymalne odpowiadają miejscom lokalnych koncentracji naprężenia, wynikających z geometrii modelu. W pozostałych obszarach kostnych wartości naprężenia są niewielkie.



Rys. 6. Rozkład naprężenia zredukowanego  $\sigma_{HMH}$  [MPa] w układzie kostnym stopy: dla stanu zdrowego (z lewej), dla stanu pooperacyjnego (z prawej); widok od strony: a) grzbietowej, b) podeszwowej

Rozkłady naprężenia w obu przypadkach są bardzo podobne. Porównując tylny i środkowy odcinek czynnościowy stopy z odcinkiem przednim, zauważa się, że kości tyłostopia przenoszą nieznacznie większe naprężenia. Jest to spowodowane przyjętym schematem obciążenia. Lokalne wzrosty naprężenia w paliczku dalszym trzeciego palca i kości piętowej, od strony podeszwowej, wiążą się z geometrią modelu.

Ze względu na zbliżony rozkład naprężenia w tkance poddanej leczeniu oraz zdrowej można stwierdzić, iż przeprowadzenie wybranego rozpatrywanego zabiegu nie powinno stać się przyczyną powstania innych zniekształceń w obrębie stopy. Z obserwacji wynika, że żadna z kości nie jest zagrożona uszkodzeniem.

## 5. WNIOSKI

Przeprowadzone wstępne analizy numeryczne wykazały, iż jest możliwość utworzenia modelu komputerowego stopy, odwzorowującego budowę anatomiczną oraz symulacji leczenia operacyjnego palucha koślawego. Potwierdza to również charakter rozkładu naprężenia zredukowanego zbliżony do wyników dostępnych w danych literaturowych [8]. Otrzymany model pozwala na przeprowadzenie analiz funkcjonowania pracy stopy podczas stania swobodnego. Z zestawienia pracy układu kostnego po operacji z działaniem modelu zdrowej tkanki wynika, że wybrana technika leczenia koślawości palucha jest skuteczna i nie powinna prowadzić do nawrotu deformacji. Nie istnieje ryzyko nawrotu zniekształcenia, ponieważ zwiększone wartości naprężenia nie są związane z siłami koślawiącymi palucha. W celu udoskonalenia modelu należałoby m.in.: uwzględnić geometrię pozostałych tkanek miękkich oraz budowę wewnętrzną kości, zrezygnować z uproszczeń własności materiałów, wprowadzić elementy kontaktu, zamodelować staw skokowo-goleniowy z fragmentem kości strzałkowej i piszczelowej.

## LITERATURA

- [1] Digiovanni Ch.W., Greisberg J.: Stopa I staw skokowo-goleniowy: Core Knowledge In Ortopaedics, Wyd. Elsevier Urban&Partner, Wrocław, 2010
- [2] Nikratowicz P.: Ocena wyników leczenia operacyjnego pacjentów ze zmianami zwyrodnieniowymi stawu śródstopno-paliczkowego pierwszego metodą Kellera, Rozprawa doktorska, Poznań, 2012
- [3] Gądek A., Liszka H., Łoboda K.: Współczesne metody leczenia operacyjnego deformacji koślawej palucha, Przegląd Lekarski, vol. 70, nr 7, 2013, s. 468-472
- [4] Suresh S.S.: Scarf osteotomy – Is it the procedure of choice in hallux valgus surgery. A preliminary report, Oman Medical Journal, vol. 22, no. 3, 2007, p. 47-50

- [5] Qiu T.X., Teo E.C., Yan Y.B., Lei W.: Finite element modeling of a 3D coupled foot-boot model, *Medical Engineering & Physics*, vol. 33, no. 10, 2011, p. 1228-1233
- [6] Cheung J.T., Zhang M., Leung A.K., Fan Y.B.: Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study, *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 5, 2005, p. 1045-1054
- [7] Wang Y., Li Z., Zhang M.: Biomechanical study of tarsometatarsal joint fusion using finite element analysis, *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, no.11, 2014, p. 1394-1400
- [8] Ozen M., Sayman O., Havitcioglu H.: Modeling and stress analyses of a normal foot-ankle and a prosthetic foot-ankle complex, *Acta Of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 15, no. 3, 2013, p. 19-27
- [9] Kowalski C.: *Le petit livre rouge du pied*, Retinne, 2000
- [10] Simkin, A.: Structural analysis of the human foot in standing posture. Ph.D. Thesis, Tel Aviv University, Tel Aviv, Israel, 1982
- [11] Kowalewski P.: Modelowanie tarcia w endoprotezie stawu kolanowego, Praca doktorska, Politechnika Wroclawska, Wydział Mechaniczny, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wrocław, 2007

## **MODELING OF FOOT BONES OF POSTOPERATIVE HALLUX VALGUS**

**Abstract:** Numerical model of the foot was developed of postoperative hallux valgus by *scarf* method. Model consisted of geometry of 26 bones, articular connections, plantar fascia, ground support, two stabilizing screws types Barouk and it took into account the *scarf* operating procedure. It was used a supporting computer-aided design CATIA V5 program and ANSYS Workbench 14.5. program. The preliminary mechanical numerical FEM (Finite Element Method) analysis of a healthy foot and after surgery was performed. Scheme of load was chosen during free standing (standing on two legs).