

Paweł BIESIACKI¹, Dariusz GRZELCZYK¹, Jerzy MROZOWSKI¹,
Jan AWREJCWICZ¹

¹Katedra Automatyki, Biomechaniki i Mechatroniki, Politechnika Łódzka, Łódź

MODEL NUMERYCZNY KOŃCZYNY GÓRNEJ CZŁOWIEKA I JEGO ANALIZA W ASPEKCIE UPADKÓW DO PRZODU

Streszczenie: Praca przedstawia model numeryczny kończyny górnej człowieka przydatny do analizy ryzyka złamania kości kończyny podczas upadku do przodu. W odróżnieniu od innych modeli spotykanych w literaturze, proponowany w tej pracy model uwzględnia wszystkie trzy główne kości kończyny górnej połączone powierzchniami stawowymi w stawie łokciowym i nadgarstkowym przy zastosowaniu kontaktu typu *bonded* jako jeden złożony układ biomechaniczny. Analizę dynamiczną przeprowadzono dla różnych konfiguracji kości przedramienia, wykorzystując dwa kryteria wytrzymałościowe do oceny potencjalnych miejsc złamań kości kończyny.

Słowa kluczowe: kończyna górna człowieka, metoda elementów skończonych, wytrzymałość kości, upadek do przodu

1. WSTĘP

Upadki występujące w życiu codziennym człowieka są nieuniknione jako zagrożenia podczas procesu chodzenia. Do zdarzeń tych dochodzić może w każdej grupie wiekowej i w każdych okolicznościach. I chociaż młodzi ludzie upadają znacznie częściej niż osoby starsze, to właśnie w tej ostatniej grupie wiekowej upadki stanowią poważny problem społeczny. Postępująca wraz z wiekiem utrata sił mięśni kończyn górnych powoduje, że ich wykorzystanie w czasie upadków staje się nieefektywne. Dlatego też upadki te powodują różnego rodzaju urazy, w tym urazy głowy, zwichnięcia stawów, złamania kości czy też otarcia lub poważniejsze obrażenia tkanek miękkich. Najczęściej jednak w wyniku upadków ludzie doświadczają obrażeń kończyn górnych, okolic stawu biodrowego oraz głowy.

Kończyny górne wykorzystywane są powszechnie do amortyzacji upadków pomimo ryzyka wystąpienia ich urazów, a zdecydowana większość tych urazów występuje w wyniku upadku na wyprostowane ręce. W takim przypadku najczęstszą postacią uszkodzenia kończyny górnej jest złamanie dystalnej części kości promieniowej przedramienia [5]. Złamania tego typu są szczególnie częste w przypadku kobiet z osteoporozą, ze względu na zmniejszoną gęstość kości [14], jak również zwiększone ryzyko upadków w tej grupie wiekowej [8]. Metody elementów skończonych (MES) i tomografia komputerowa (TK) wykonywana z reguły w celach diagnostycznych, stosowane były do modelowania kończyn górnych człowieka przez wielu badaczy [1, 2, 4, 13, 15, 16, 18]. Należy jednak zaznaczyć, że w cytowanych powyżej pozycjach literatury zazwyczaj tylko kość promieniowa (a w szczególności jej dalsza nasada) brana była pod uwagę, natomiast pozostałe kości

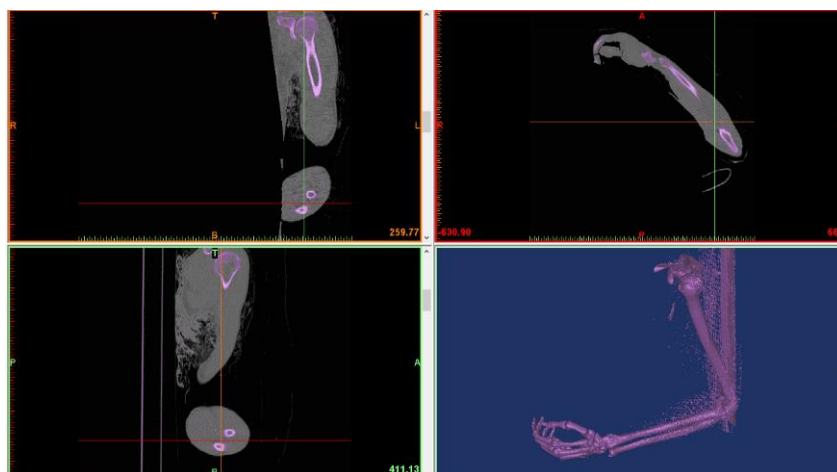
kończyny były pomijane. Może to wynikać z braku ogólnie dostępnych obrazów TK całej kończyny górnej, gdyż z reguły wykonuje się tylko TK wybranych fragmentów kości objętych zmianami chorobowymi pacjentów. Dysponując odpowiednimi danymi w postaci plików DICOM, w niniejszym artykule zaproponowano nowy model kończyny górnej człowieka składający się ze wszystkich trzech kości długich (tj. kości ramiennej, kości promieniowej i kości łokciowej) połączonych przy użyciu kontaktu pomiędzy kośćmi w stawach łokciowym i nadgarstkowym. Takie podejście stanowi w pewnym stopniu o oryginalności tej pracy oraz wytycza kierunki rozwoju modeli i badań tego typu układów jako złożonych układów biomechanicznych. Uzyskane w ten sposób wyniki z pewnością lepiej będą odzwierciedlać rzeczywiste zachowania się kośćca kończyny górnej.

2. MODEL NUMERYCZNY KOŃCZYNY GÓRNEJ

Do opracowania modeli numerycznych kości wykorzystuje się często obrazy uzyskane metodą TK. W ogólności obrazy te reprezentują przekroje poprzeczne różnych narządów organizmów żywych zapisane w formacie plików DICOM, który służy do zapisu cyfrowego i wymiany obrazów w medycynie. Również i w tej pracy wykorzystana została ta metodologia w celu stworzenia dokładniejszego modelu numerycznego kości kończyny górnej człowieka.

2.1. Tworzenie geometrii modeli kości w środowisku MIMICS

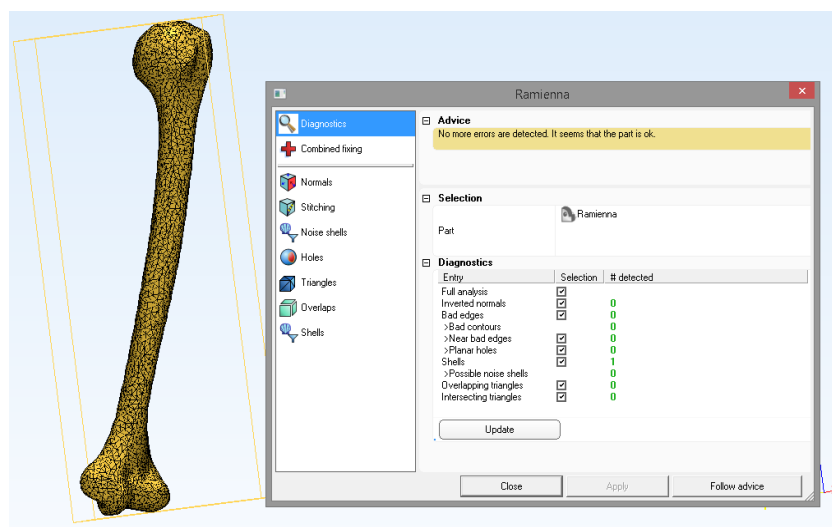
Obrazy TK całej ludzkiej kończyny górnej użyte w tej pracy pochodzą od zwłok 35-letniego mężczyzny o wzroście 1,73 m i masie 75 kg, a pozyskane zostały dzięki uprzejmości Katedry i Zakładu Medycyny Sądowej Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie. Zdjęcia tomograficzne wykonane zostały za pomocą aparatu marki Siemens 64. Uzyskane obrazy składające się z łącznej liczby 274 warstw o grubości równej 1,5 mm, rozmiarze piksela 0,977 mm i rozdzielczości równej 512x512, zostały zaimportowane do środowiska MIMICS (rys. 1). W kolejnych dwóch etapach opracowywania plików DICOM poszczególne kości kończyny górnej zostały poddane procesowi segmentacji, a następnie wyodrębnione zostały trójwymiarowe modele kości długich, tj. kości ramiennej, promieniowej i łokciowej.



Rys.1. Obrazy DICOM zaimportowane do program MIMICS wykorzystane do wyodrębnienia kości kończyny górnej przy użyciu metody progowania w skali Hounsfielda

Uzyskane w wyniku procesu triangulacji wstępne siatki obliczeniowe modeli kości charakteryzowały się pewną nieregularnością. Przeprowadzone testy wykazały sporo błędnych trójkątów o powierzchniach znacznie większych od sąsiednich oraz dużą liczbę

elementów z przecinającymi się ścianami. W związku z tym zastosowano narzędzia służące do modyfikacji jakości tej siatki, co doprowadziło do uzyskania geometrii trójkątów zbliżonych do geometrii trójkąta równobocznego. W kolejnym kroku wykorzystano funkcje Smooth, Reduce, Auto Remesh i Quality Preserving Reduce Triangles w celu zredukowania zbędnej liczby powierzchniowych elementów skończonych. Dzięki temu uzyskano także skrócenie czasu obliczeń oraz uniknięto błędów numerycznych podczas analizy w środowisku ANSYS. W wyniku przeprowadzonego procesu optymalizacji kość ramienna, kość promieniowa i kość łokciowa składają się odpowiednio z 12090, 3444 i 6044 elementów powierzchniowych. Poprawność budowy siatki MES sprawdzona została przy użyciu funkcji Fix Wizard pozwalającej wykryć wszystkie niedoskonałości siatki oraz dokonać automatycznej naprawy prostych defektów. Końcowy etap weryfikacji siatki za pomocą narzędzia Fix Wizard na przykładzie kości ramiennej zaprezentowany został na rys. 2.



Rys.2. Model kości ramiennej zweryfikowany za pomocą funkcji Fix Wizard w programie MIMICS

W wyniku zastosowania narzędzia *Create Volume* możliwe było utworzenie realistycznych bryłowych modeli kości, które wykorzystane zostały do analizy numerycznej w środowisku ANSYS. Wspomniane modele 3D kości zdyskretyzowane zostały elementami bryłowymi czworosiecznymi typu SOLID185. Uzyskanym elementom skończonym przypisano izotropowe i liniowo-sprężyste własności materiałowe. W rezultacie, końcowe bryłowe modele kości ramiennej, promieniowej i łokciowej składają się odpowiednio z 54119, 15751 i 17484 bryłowych elementów skończonych.

Połączenie kości w wyprostowanym stawie łokciowym oraz nadgarstkowym zamodelowano wprowadzając kontakt symulujący styk powierzchni stawowych, przy czym odpowiednie założenia numeryczne i parametry tych połączeń przyjęto na podstawie pracy [7]. Przyjęte założenia powodują, że uzyskany model numeryczny kończyny górnej, choć nie doskonały, dość dobrze odzwierciedla anatomiczną strukturę połączeń kości kończyny. Ze względu na stosunkowo małe wartości momentów sił generowanych przez mięśnie biceps brachii i triceps brachii w przypadku wyprostowanej ręki w stawie łokciowym, dla uproszczenia modelu nie uwzględniono wpływu działania sił mięśniowych. Założono, że siła wynikająca z upadku na podłoże powoduje głównie ściskanie kości kończyny ułożonych w pozycji wyprostowanej. Takie założenie stanowi pewne ograniczenie stosowania tego modelu i problem ten powinien być dokładniej rozważony w jego kolejnych modyfikacjach.

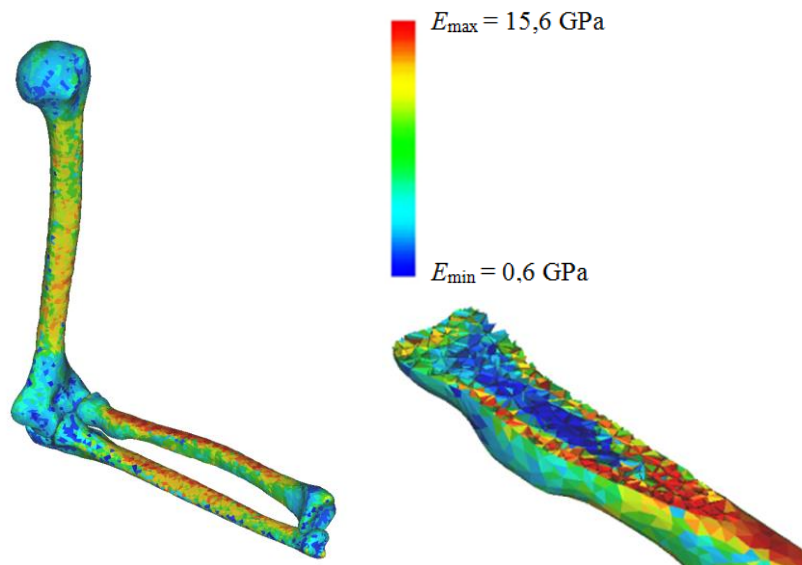
2.2. Własności materiałowe modeli kości

Stworzone modele objętościowe kości ponownie zostały zaimportowane do programu MIMICS, gdzie przeprowadzona została operacja przypisania własności materiałowych. Testowane były przy tym różne formuły wiążące skalę Hounsfielda z gęstością kości i ich modułem Younga w celu uzyskania wartości modułów Younga kości zbliżonych do wartości prezentowanych w literaturze. Z tego względu też ostatecznie właściwości mechaniczne (moduły Younga) rozważanych kości oszacowane zostały na podstawie zależności [12]

$$\rho = 1,067HU + 131 \Rightarrow E = 0,004\rho^{2,01} \quad (1)$$

gdzie ρ (kg/m^3) oznacza gęstość kości, HU jest liczbą bezwymiarową w skali Hounsfielda, E (MPa) oznacza moduł Younga, natomiast ν jest współczynnikiem Poissona. Zależność (1) wyznaczona była dla kości udowej, która podobnie jak kości ramienna, promieniowa, łokciowa czy piszczelowa należą do kości długich i charakteryzują się podobnymi właściwościami mechanicznymi. Ze względu na brak powszechnie dostępnych w literaturze zależności wiążących gęstości kości kończyny górnej z modułem Younga, również i inni badacze do modeli kości kończyny górnej stosowali zależności opracowane na podstawie kości udowych lub piszczelowych, np. w pracach [1, 9, 10, 12, 13, 17]. Wykorzystana w tym artykule zależność (1) zaczerpnięta z pracy [12] jest niejako zależnością "pośrednią" pomiędzy dwiema innymi dostępnymi w pracach [9] i [17].

Uzyskane w ten sposób zakresy modułów Younga poszczególnych kości zmieniają się w następujących granicach: kość ramienna 2700-15600 MPa, kość promieniowa 600-12000 MPa, kość łokciowa 1200-12000 MPa, natomiast współczynnik Poisson'a jest równy 0.3 dla wszystkich elementów skończonych. Rysunek 3 przedstawia niejednorodne rozkłady modułów Younga wszystkich trzech badanych kości, przy czym pokazany został również przekrój fragmentu modelu kości ukazujący przestrzenne rozkład własności materiałowych.



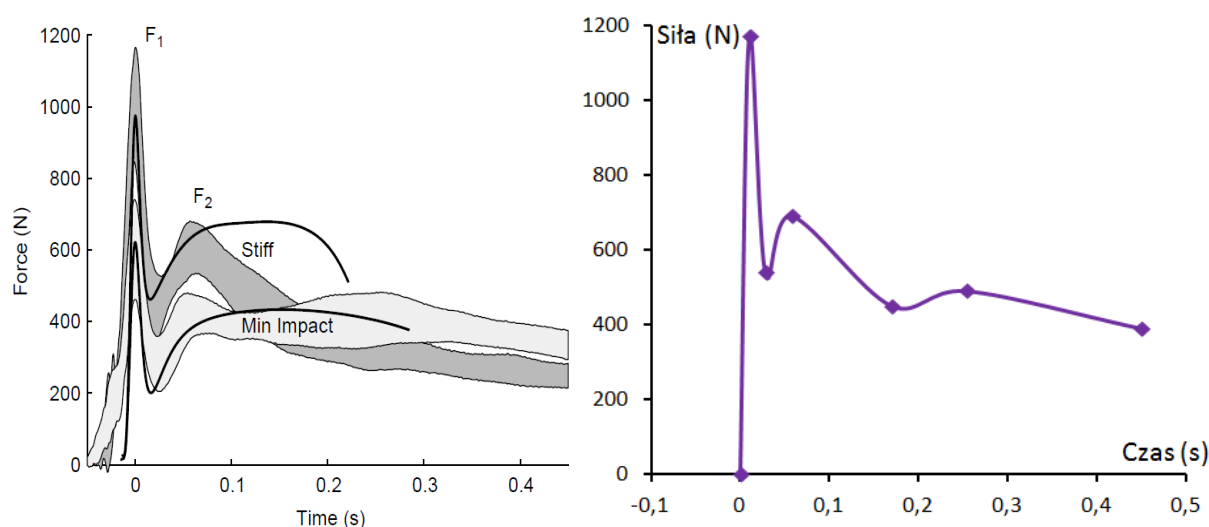
Rys.3. Model 3D i jego przekrój przedstawiające niejednorodny przestrzenne rozkład modułów Younga kości kończyny górnej człowieka

3. WYNIKI BADAŃ SYMULACYJNYCH

Poniżej przedstawiono wyniki symulacji komputerowych opracowanego modelu numerycznego kości kończyny górnej przeprowadzone w programie ANSYS dla różnych konfiguracji kości przedramienia, tzn. pronacji, pozycji neutralnej i supinacji.

3.1. Obciążenie dynamiczne i warunki brzegowe

W pracy przeprowadzono analizę dynamiczną połączonych ze sobą kości kończyny górnej w jeden złożony układ biomechaniczny poddany działaniu zmiennej w czasie siły będącej siłą reakcji podłoża generowaną podczas upadku. W tym celu wykorzystano przebiegi czasowe sił przedstawione w pracy [3]. Rysunek 4 przedstawia wspomniane przebiegi czasowe tej siły w pierwszej fazie uderzenia dla trzech różnych scenariuszy upadku (tj. upadku na sztywne ramiona, upadku naturalnego oraz upadku z minimalną siłą uderzenia). Do dalszych badań przyjęto scenariusz upadku na sztywne ramiona jako najbardziej niebezpieczny, dla którego generowana siła reakcji podłoża amortyzowana jest głównie przez osiowe ściskanie kości kończyny. Rysunek 4 przedstawia również uśredniony gładki przebieg siły reakcji uzyskanej ze wspomnianej pracy [3], który przyjęty został do dalszych badań numerycznych.



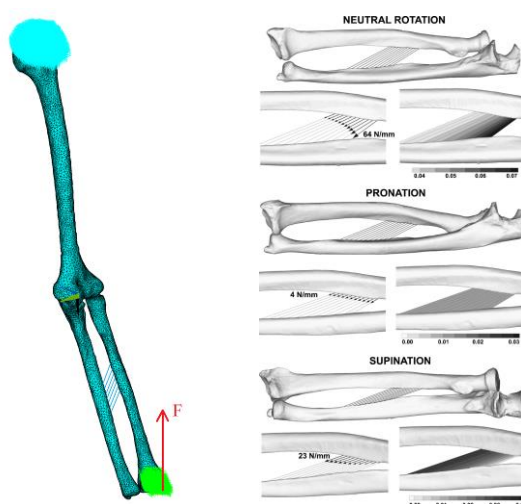
Rys.4. Przebiegi czasowe siły reakcji podłoża działające na kończynę górną podczas uderzenia o podłoże w wyniku upadku do przodu na wyciągnięte ręce: dane literaturowe [3] (z lewej) oraz gładka aproksymacja siły reakcji podłoża zastosowana w modelu numerycznym jako obciążenie dynamiczne (z prawej)

Przebiegi siły reakcji przedstawione w pracy [3] uzyskane zostały na podstawie badania upadków pięciu zdrowych młodych ochotników płci męskiej w wieku od 22 do 28 lat. Średnia masa i wzrost tych ochotników wynosiły odpowiednio 72 ± 7 kg i 173 ± 3 cm. Najważniejsze cechy osobnicze pomiędzy ochotnikami poddanymi tym badaniom oraz dawcą, z którego zwłok uzyskane zostały obrazy TK, takie jak masa i wzrost, mające istotne znaczenie dla generowanej w trakcie upadku siły reakcji podłoża działającej na rękę, zostały zatem dobrze dopasowane. Inne cechy osobnicze takie jak wiek, płeć oraz to czy dane materiałowe kości pochodzą ze zwłok ludzkich czy żywych organizmów, mają wpływ na wytrzymałość kości a nie na przebieg generowanej w trakcie upadku siły.

Przyjęte warunki brzegowe, działające obciążenie dynamiczne oraz zastosowane połączenia pomiędzy kośćmi kończyny pokazane zostały na rys. 5. Dla wszystkich analizowanych w pracy przypadków konfiguracji kości przedramienia węzłom siatki odebrano wszystkie sześć stopni swobody w rejonie bliższej nasady kości ramiennej (jasnoniebieski obszar), zapewniając przy tym odpowiednie warunki brzegowe. Takie sztywne podparcie kości ramiennej powoduje, że wyniki analizy numerycznej uzyskiwane w obszarze dalszej nasady kości promieniowej są mało wrażliwe na przyjęte warunki brzegowe.

Zmiany konfiguracji kości przedramienia realizowane były poprzez względną zmianę położenia kości promieniowej i łokciowej. Kąt pomiędzy podłużną osią kości przedramienia

i kierunkiem pola grawitacyjnego wynosił około 15° i był stały dla każdej konfiguracji przedramienia. Taka wartość tego kąta jest najbardziej typowa dla większości upadków na sztywne ramiona występujących w rzeczywistych sytuacjach [3]. Z kolei obciążenie dynamiczne w postaci zmiennej w czasie siły (czerwona strzałka) przyłożone zostało w obszarze nadgarstka w kierunku pionowym zgodnym z kierunkiem pola grawitacyjnego. Dla każdego z analizowanych przypadków kierunek działania siły w stosunku do ułożenia kości przedramienia pozostawał stały. Siła obciążająca układ rozdzielona została automatycznie na wiele węzłów siatki w obszarze dalszej nasady kości promieniowej (jasnozielony obszar).



Rys.5. Schematyczne przedstawienie warunków brzegowych i obciążenia wraz z anatomicznym połączeniem kości promieniowej i łokciowej (z lewej) wg połączeń zastosowanych w pracy [11] (z prawej)

3.2. Analiza dynamiczna

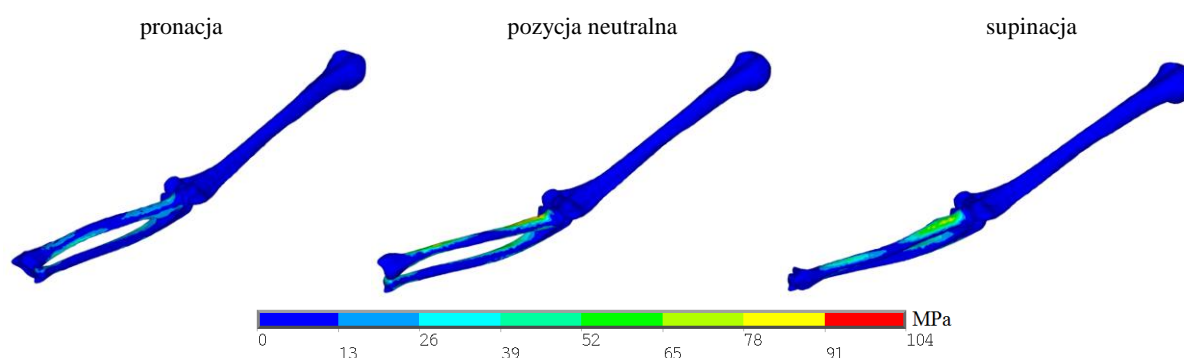
W pracy przedstawiona została dynamiczna analiza stanów przejściowych, która w biomechanice służy do badania odpowiedzi dynamicznych kości poddanych zmiennym w czasie obciążeniom. Analiza tego typu jest przydatna w przypadkach występowania obciążeń typu impulsowego, a więc również może być zastosowana w rozważanym przypadku działania na kończynę obciążenia wynikającego z upadku do przodu. Dokładność uzyskanych wyników zależy od gęstości siatki obliczeniowej, nieliniowych połączeń między kośćmi oraz kroku czasowego całkowania. Dlatego też w pracy przyjęto kompromis pomiędzy dokładnością odwzorowania rozważanego modelu kości a czasem uzyskiwanych na komputerze wyników i zajmowanej przez komputer pamięci.

W celu lokalizacji potencjalnych miejsc złamań kości wyznaczane były przede wszystkim rozkłady naprężeń zredukowanych obliczonych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego. Dla porównania zastosowane zostało również kryterium maksymalnych odkształceń w celu dodatkowej analizy zachowania się kończyny górnej w warunkach przyjętego obciążenia. Wyznaczenie maksymalnych wartości naprężenia i odkształcenia w trakcie całej analizy czasowej posłużyło do określenia położenia najbardziej wyjątkowych i odkształconych miejsc kości i przebadania ich zachowania w pozostałych chwilach czasowych.

Tabela 1 przedstawia maksymalne wartości naprężeń zredukowanych von Misesa w poszczególnych kościach kończyny dla różnych konfiguracji kości przedramienia. Rozkłady naprężeń zredukowanych von Misesa w postaci graficznej dla różnych konfiguracji kości przedramienia zaprezentowane zostały natomiast na rys 6.

Tabela 1. Maksymalne naprężenia dla trzech różnych konfiguracjach przedramienia

		kość ramienna	kość promieniowa	kość łokciowa	czas (s)
Pronacja	Naprężenia (MPa)	15.77	84.30	57.51	0.072
Pozycja neutralna	Naprężenia (MPa)	7.27	102.36	67.09	0.08
Supinacja	Naprężenia (MPa)	9.59	84.65	63.31	0.08

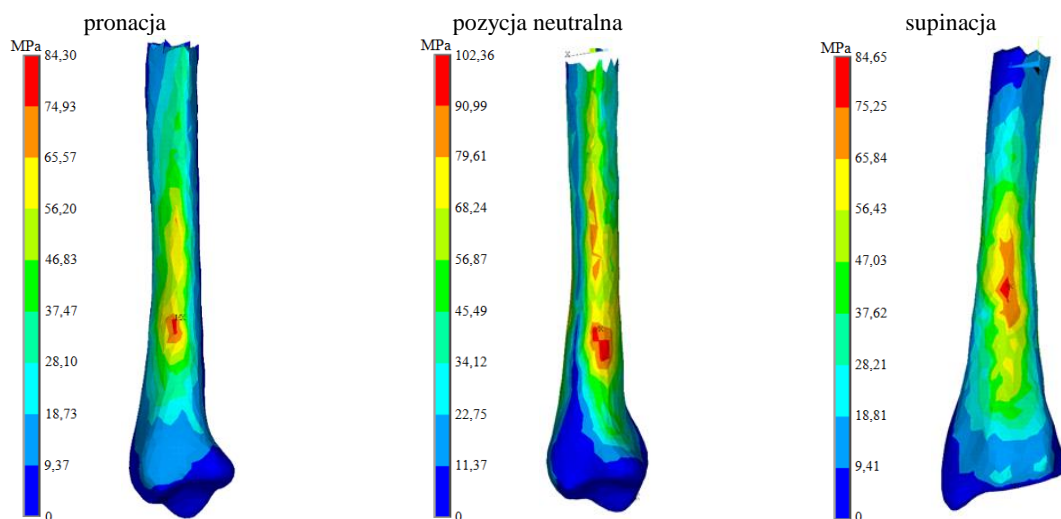


Rys.6. Rozkłady maksymalnych naprężeń von Misesa dla różnych konfiguracji kości przedramienia

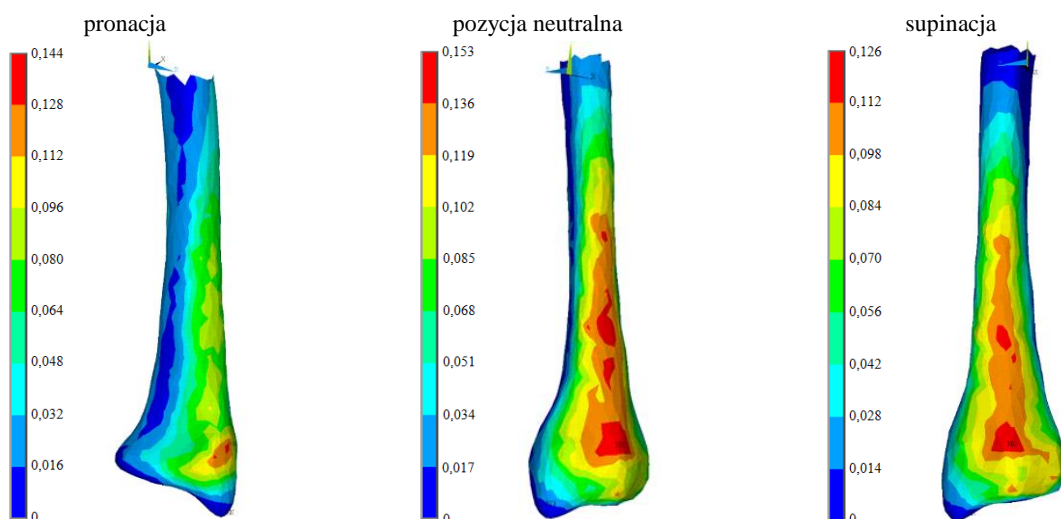
Dla wszystkich rozważanych konfiguracji przedramienia największe naprężenia zaobserwowano w kości promieniowej, natomiast najmniejsze w kości ramiennej, co jest zgodne z innymi wynikami prezentowanymi w literaturze [3, 6]. Miejsce potencjalnego złamania kości promieniowej zależy od konfiguracji przedramienia. Dla pozycji neutralnej oraz supinacji największe naprężenia występują w bliższej nasadzie kości promieniowej. Najwyższe ryzyko złamania tej kości występuje w konfiguracji neutralnej przedramienia.

Rysunki 7 i 8 przedstawiają w sposób dokładniejszy odpowiednio maksymalne naprężenia i odkształcenia w rejonie dalszej nasady kości promieniowej dla różnych konfiguracji przedramienia. Dla wszystkich przypadków maksymalne wartości naprężeń występują w środkowej części kości promieniowej (w trzonie kości), natomiast maksymalne odkształcenia pojawiają się w rejonie nasady dalszej kości promieniowej. Wiadomo, że urazy i złamania nasady dalszej kości promieniowej są najczęstszymi typami urazów tej kości w wyniku upadków do przodu na wyciągnięte ręce. Stąd wnioskować można, że to właśnie kryterium maksymalnych odkształceń może być bardziej przydatne do przewidywania miejsc potencjalnych urazów czy złamań kości kończyny górnej.

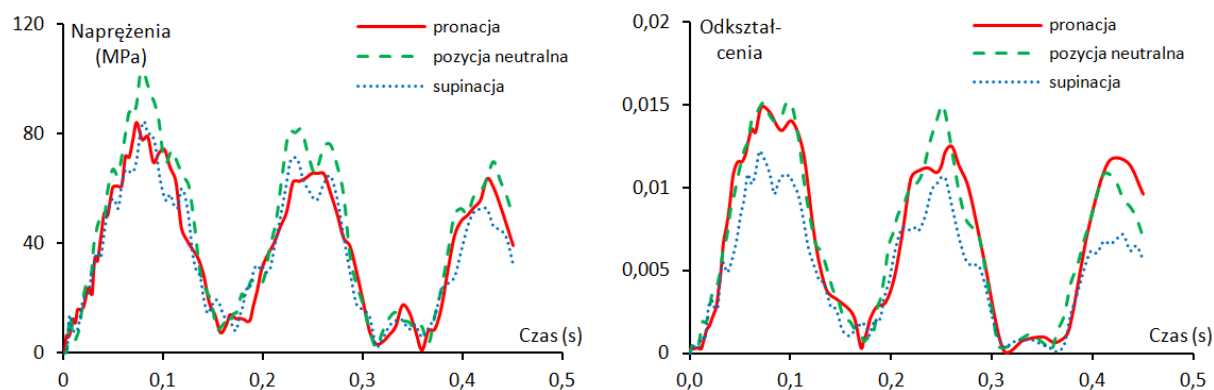
Na rys. 9 przedstawiono przebiegi czasowe maksymalnych wartości naprężeń i odkształceń dla różnych konfiguracji kości przedramienia. Wspomniane wartości maksymalne występują w chwili czasowej około 0,07 - 0,08 s i nie pokrywają się dokładnie z występowaniem maksimum siły obciążającej. Różnice te wynikają z bezwładności rozważanego układu biomechanicznego, a więc opóźnienia pojawienia się naprężeń i odkształceń po zadaniu impulsowej siły obciążającej.



Rys.7. Maksymalne naprężenia w rejonie dalszej nasady kości promieniowej dla różnych konfiguracji kości przedramienia



Rys.8. Maksymalne odkształcenia w rejonie dalszej nasady kości promieniowej dla różnych konfiguracji kości przedramienia



Rys.9. Przebiegi czasowe maksymalnych wartości naprężeń i odkształceń dla różnych konfiguracji kości przedramienia

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

W pracy przedstawiono model numeryczny kończyny górnej człowieka uwzględniający wszystkie trzy kości długie. W celu zapewnienia ich wzajemnego połączenia wprowadzono kontakt typu *bonded* w stawie łokciowym oraz nadgarstkowym. Anatomiczne połączenie kości promieniowej oraz łokciowej błoną międzykostną przedramienia zamodelowano przy użyciu sprężyn z tłumieniem. Analizę dynamiczną przeprowadzono dla różnych konfiguracji kości przedramienia. Do oceny zachowania się kości poddanych zadanemu obciążeniu zastosowano kryterium naprężeń zredukowanych obliczonych wg hipotezy Hubera-Misesa-Hencky'ego oraz kryterium maksymalnych odkształceń.

Przeprowadzone badania wykazały, że dla pronacji będącej najbardziej typową konfiguracją kości przedramienia podczas upadku do przodu, najbardziej narażona na złamanie jest kość promieniowa. Wykazano także, że kryterium maksymalnych odkształceń może być bardziej przydatne do przewidywania potencjalnych miejsc złamań kości kończyny niż kryterium wyęźnieniowe naprężeń zredukowanych. Oszacowane miejsca ewentualnych złamań kości zgadzają się jakościowo z innymi wynikami prezentowanymi w literaturze.

Przyjęte w pracy pewne ograniczenia modelu nie pozwalają w pełni pokazać mechaniki powstawania urazów poszczególnych kości kończyn górnych podczas upadku. W artykule wskazano jednak kierunki dalszego rozwoju przedstawionego modelu numerycznego całej kończyny i prowadzonych przy jego użyciu badań. Przyszłe ulepszenia przedstawionego modelu powinny dotyczyć przede wszystkim jego rozbudowy uwzględniającej działanie mięśni stawu łokciowego, a także warunki brzegowe i obciążenia dokładniej odpowiadające rzeczywistym upadkom, co prowadziłoby do lepszego zrozumienia mechaniki powstawania urazów kończyny górnej.

Podziękowanie: Praca współfinansowana przez Narodowe Centrum Nauki w ramach grantu OPUS 9 nr 2015/17/B/ST8/01700 przyznanego na lata 2016-2018.

LITERATURA

- [1] Bhatia V.A., Edwards W.B., Troy K.L.: Predicting surface strains at the human distal radius during an in vivo loading task - finite element model validation and application, *Journal of Biomechanics*, vol. 47, 2014, p.2759-2765.
- [2] Bosisio M.R., Talmant M., Skalli W., Laugier P., Mitton D.: Apparent Young's modulus of human radius using inverse finite-element method, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, 2007, p.2022-2028.
- [3] DeGoede K.M., Ashton-Miller J.A.: Biomechanical simulations of forward fall arrests: effects of upper extremity arrest strategy, gender and aging-related declines in muscle strength, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, 2003, p.413-420.
- [4] Edwards W.B., Troy K.L.: Finite element prediction of surface strain and fracture strength at the distal radius, *Medical Engineering & Physics*, vol. 34, 2012, p.290-298.
- [5] Johnell O., Kannis J.A.: An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures, *Osteoporosis International*, vol. 17, 2006, p.1726-1733.
- [6] Kim K-J., Ashton-Miller J.A.: Segmental dynamics of forward fall arrests: A system identification approach, *Clinical Biomechanics*, vol. 24, 2009, p.348-354.
- [7] Kim S., Miller M.C.: Validation of a finite element humeroradial joint model of contact pressure using Fuji pressure sensitive film, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 138, 2016, p.014501-1 - 014501-4.

- [8] Lui-Ambrose T., Eng J.J., Khan K.M., Carter N.D., McKay H.A.: Older women with osteoporosis have increased postural sway and weaker quadriceps strength than counterparts with normal bone mass: overlooked determinants of fracture risk?, *Journal of Gerontology*, vol. 58, 2003, p.862-866.
- [9] Morgan E.F., Bayraktar H.H., Keaveny T.M.: Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, 2003, p.897-904.
- [10] Neuert M.A.C., Austman R.L., Dunning C.E.: The comparison of density-elastic modulus equations for the distal ulna at multiple forearm positions: a finite element study, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 15, 2013, p.37-43.
- [11] Pfaeffle H.J., Fischer K.J., Srinivasa A., Manson T., Woo S.L-Y., Tomaino M.: A model of stress and strain in the interosseous ligament of the forearm based on fiber network theory, *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 128, 2006, p.725-732.
- [12] Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B.: Relations of mechanical properties to density and CT number in human bone, *Medical Engineering & Physics*, vol. 17, 1995, p.347-355.
- [13] Troy K.L., Grabiner M.D.: Off-axis loads cause failure of the distal radius at lower magnitudes than axial loads: A finite element analysis, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, 2007, p.1670-1675.
- [14] Turner C.H.: Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality, *Osteoporosis International*, vol. 13, 2002, p.97-104.
- [15] Ural A.: Cohesive modeling of bone fracture at multiple scales, *Procedia Engineering*, vol. 10, 2011, p.2827-2832.
- [16] Varga P., Baumbach S., Pahr D., Zysset P.K.: Validation of an anatomy specific finite element model of Colles' fracture, *Journal of Biomechanics*, vol. 42, 2009, p.1726-1731.
- [17] Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R.: Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur, *Journal of Biomechanics*, vol. 33, 2000, p.1325-1330.
- [18] Zapata E., Follet H., Mitton D.: Homogeneous and heterogeneous finite element models to predict radius bone strength in forward fall configuration, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, 2015, p.2084-2085.

NUMERICAL MODEL OF THE HUMAN UPPER EXTREMITY AND ITS ANALYSIS RELATED TO FORWARD FALL

Abstract: The paper presents numerical model of the human upper extremity useful for the analysis of the upper extremity bones fracture risk during the falling process in a forward direction. Unlike previous models met in literature, the proposed in this paper model considers all three main upper extremity bones connected in the elbow and wrist joints by the *bonded* type contact as one complex biomechanical system. Transient analysis has been carried out for different forearm configurations by using two strength criteria to estimate possible sites of upper extremity bone fractures.