

ANALIZA NUMERYCZNA POWSTAWANIA URAZÓW KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

WOJCIECH WOLAŃSKI, DAGMARA TEJSZERSKA

*Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska
e-mail: wojciech.wolanski@polsl.pl, dagmara.tejszerska@polsl.pl*

Streszczenie. W pracy przedstawiono analizę numeryczną powstawania urazów kręgosłupa szyjnego. Głównym celem tych badań było opracowanie numerycznego modelu kręgosłupa szyjnego umożliwiającego wyznaczenie wpływu obciążeń występujących podczas wypadku samochodowego na własności kręgosłupa. Uzyskane z komputerowej symulacji wyniki obliczeń umożliwiły określenie miejsc uszkodzeń kręgosłupa. W tym celu użyto kryterium maksymalnych odkształceń głównych, których wartości decydowały o wystąpieniu urazu kręgosłupa.

1. WSTĘP

Badania nad biomechaniką kręgosłupa człowieka głównie inspirowane są problemami medycznymi. Odcinek szyjny jest odsłoniętym i najmniej chronionym, a więc najbardziej narażonym na urazy odcinkiem kręgosłupa. Uszkodzenie kręgosłupa, w większości przypadków, prowadzi do nieodwracalnego kalectwa [9]. Wybór właściwej metody leczenia operacyjnego, jak w każdej dziedzinie chirurgii, ma szczególne znaczenie. Związane jest to z rolą i zadaniami, jakie pełni kręgosłup w poprawnym funkcjonowaniu organizmu ludzkiego: ochrony rdzenia kręgowego, narządu ruchu oraz narządu podpory ciała [2]. Dlatego rozpoznanie mechanizmów powstawania urazów jest bardzo ważne w kompletnym i całościowym zrozumieniu przeciążenia kręgosłupa, a także w doborze odpowiedniej metody operacyjnego leczenia kręgosłupa.

Badania kręgosłupa, podobnie jak całej struktury kostnej układu szkieletowego, prowadzone są za pomocą modelowania oraz szeregu różnego rodzaju symulacji. Badania in vitro oraz in vivo nie pozwalają na dostateczną ocenę, jeżeli pytamy o wytrzymałość kręgosłupa oraz o mechanizmy powstawania urazów. Dzieje się tak, gdyż bezpośredni dostęp do kręgosłupa nie jest możliwy bez uszkodzenia tkanek miękkich, a badania nieinwazyjne, jak np. prześwietlenia rentgenowskie, akustyczne czy magnetyczne, umożliwiają jedynie określenie szacunkowych własności mechanicznych kręgosłupa [8]. Rozwój technologii spowodował, że w rozważaniach nad mechanizmami urazowymi stosowana jest coraz to częściej metoda elementów skończonych przy wykorzystaniu komputerów o większej mocy obliczeniowej. Wydaje się uzasadnione użycie metody elementów skończonych do tego typu badań, ponieważ można analizować odkształcenia i naprężenia w tkankach kręgosłupa.

Inspiracją podjętych badań modelowych jest niebezpieczna społecznie i medycznie tendencja wzrostu częstości występowania urazów kręgosłupa. Badania epidemiologiczne

ostatnich lat prowadzone wnikliwie, zwłaszcza w niektórych krajach [1], ujawniły, że związane są one głównie z upadkami z wysokości oraz wypadkami samochodowymi. Pomimo wielu prowadzonych badań problemy kręgosłupa wciąż istnieją i należy się spodziewać, że przy dalszym rozwoju cywilizacyjnym oraz starzejącym się społeczeństwie będą narastać. Z biomechanicznego punktu widzenia wciąż nie są w pełni poznane mechanizmy powstawania urazów. Dlatego uzasadnione jest prowadzenie badań modelowych segmentów szkieletowych człowieka z zastosowaniem metod numerycznych.

2. NUMERYCZNY MODEL ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

Analizę przeprowadzono na podstawie symulacji numerycznej modelu kręgosłupa szyjnego. Powodem zastosowanej metodyki badań jest możliwość określenia stanu odkształcenia i naprężenia w tkankach organizmów żywych, a podstawową jej zaletą jest absolutna powtarzalność. Dodatkowo umożliwia ona lepsze poznanie parametrów materiałowych, a także warunków powstawania urazów i objawów patologii.

Przy opracowywaniu modeli kręgosłupa szyjnego zastosowano metodę elementów skończonych (MES), przy wykorzystaniu systemu ANSYS. Na wstępie modelowania pominięto elementy anatomicznej budowy, które mają mniejszy wpływ na analizowane zjawiska, a spowodowałyby jego komplikację. Pominięto składające się na budowę odcinka szyjnego elementy układów: pokarmowego, krwionośnego, nerwowego, jak też kość gnykową wraz z grupą przylegających mięśni.

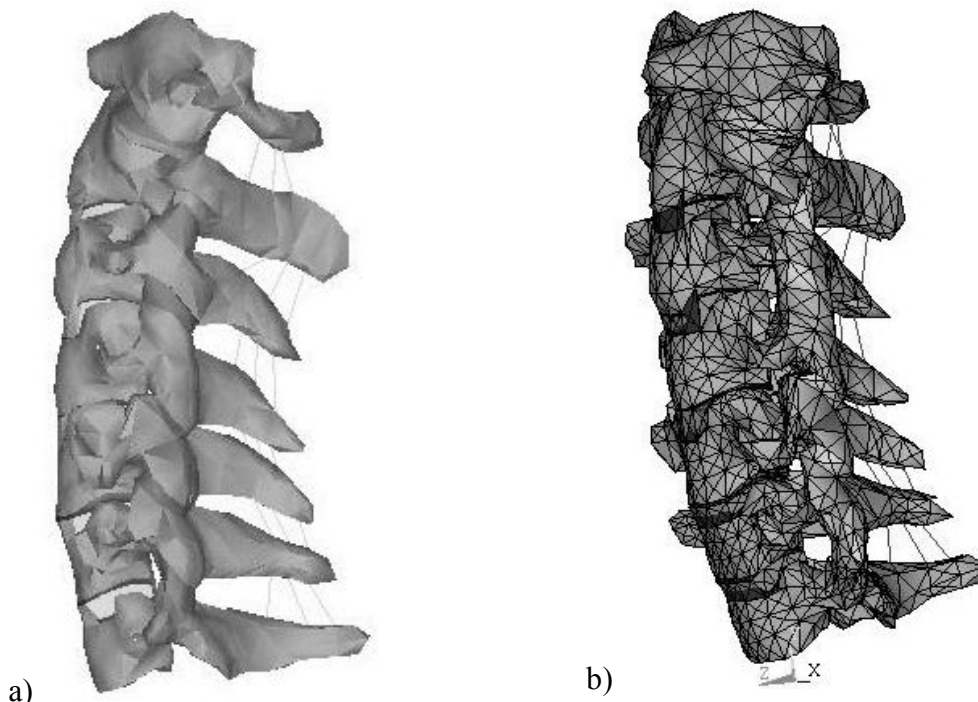
Do budowy modelu numerycznego przyjęto geometrię kręgów szyjnych pozyskanych z zasobów Visible Human Project [12], oddających złożoną i skomplikowaną budowę. W modelu numerycznym starano się odwzorować stan fizjologiczny poprzez wprowadzenie struktur miękkich, takich jak: połączenia stawowe - wyrostki stawowe, krążki międzykręgowe oraz aparat więzadłowy. Należy w tym miejscu zaznaczyć, że krążki międzykręgowe zostały zbudowane z uwzględnieniem podziału na jądra miażdżyste i pierścienie włókniste. Umożliwia to lepsze przybliżenie modelu do stanu rzeczywistego oraz odzwierciedlenie złożonej pracy tych elementów w różnych warunkach obciążeniowych.

W procesie modelowania przyjęto następujące założenia upraszczające:

- modele kręgów traktowano jako elementy o własnościach izotropowych,
- uwzględnione więzadła przyjęto jako elementy nieliniowosprężyste,
- krążek i stawy międzykręgowe traktowano jako elementy sprężyste,
- w przekroju płaszczyzną strzałkową zadano warunek symetrii,
- model utwierdzono zgodnie z naturalną triadą podparcia na dolnej powierzchni kręgu C7.

Tak zrealizowany model przedstawiony na rys. 1 poddano weryfikacji, a następnie symulacji różnych wariantów obciążeń. Analiza wyników była podstawą oceny wpływu obciążenia na struktury kręgosłupa oraz określenia miejsc powstawania urazów.

Szczególną trudność w procesie modelowania sprawiła weryfikacja modelu. Dane do tego celu uzyskać można jedynie na drodze badań doświadczalnych, które ponadto należałoby przeprowadzić na większej liczbie preparatów kręgosłupa człowieka dla uśrednienia wartości ze względu na charakter tego rodzaju badań i trudność w pozyskiwaniu preparatów, gdyż są one dopuszczalne jedynie dla jednostek wykwalifikowanych w tej dziedzinie i mających zgodę Komisji Etycznej. Weryfikację przeprowadzono dla modelu oddającego fizjologiczną budowę kręgosłupa, gdyż posłużono się danymi literaturowymi [3] i [11]. Były one również podstawą identyfikacji parametrów modelu oraz posłużyły do jego wstępnej oceny.

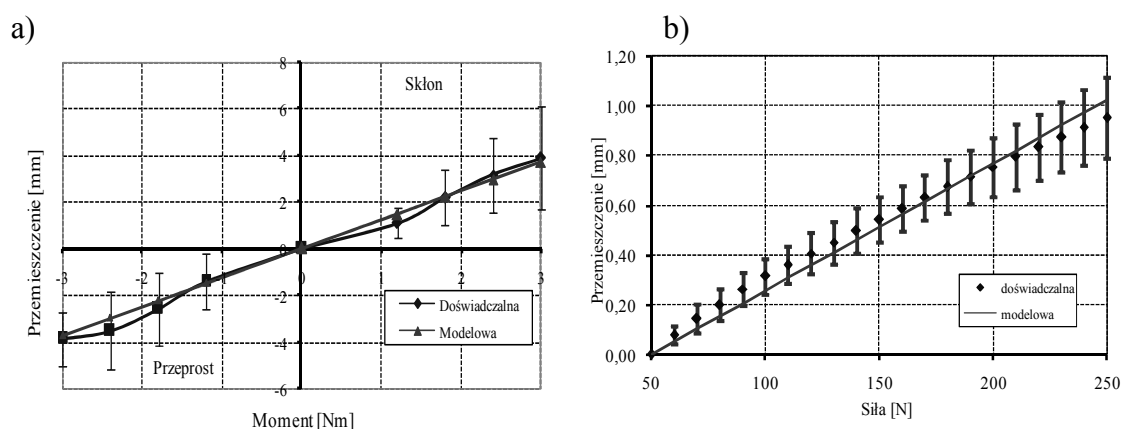


Rys. 1. Model geometryczny (a) i numeryczny (b) odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka

Wyniki badań doświadczalnych i modelowych porównywano dla tych samych warunków brzegowych:

- w przypadku zginania do przodu i tyłu sposób utwierdzenia i wartość 3 Nm zadanego momentu w obliczeniach odpowiadały doświadczalnym, a porównywano uzyskiwane przemieszczenia poziome kręgu górnego,
- w przypadku ściskania sposób utwierdzenia oraz wartość 250 N zadanej siły w obliczeniach odpowiadały doświadczalnym, a porównywano uzyskiwane przemieszczenia pionowe kręgu górnego,

Porównanie wyników doświadczalnych z modelowymi dla obydwu przypadków obciążenia przedstawiono na rys. 2a i 2b.



Rys. 2. Porównanie wyników doświadczalnych z modelowymi dla:
a) zginania, b) ściskania

W obydwu przypadkach obciążenia uzyskano zadowalającą zgodność wyników. Różnice wartości przemieszczeń przy tych samych obciążeniach nie przekraczały 10%. Jakościowa

i ilościowa zgodność charakterystyk otrzymanych z symulacji modelu i badań doświadczalnych jest podstawą do założenia, że model kręgosłupa szyjnego został poprawnie sformułowany i może posłużyć jako narzędzie do określenia mechanizmów powstawania urazów kręgosłupa szyjnego.

Przyjęte w modelu własności mechaniczne struktur kręgosłupa szyjnego, dla których został on pozytywnie zweryfikowany, zebrano w tabeli 1. W wyborze zastosowanych własności mechanicznych sugerowano się danymi pochodzącymi z literatury [7].

Tabela 1. Własności mechaniczne struktur odcinka szyjnego [7]

Element	Moduł Younga [MPa]	Liczba Poissona
Kręgi		
tkanka kostna	10000	0,3
Struktury międzykręgowe		
krążek międzykręgowy:		
- jadro miażdżyste	2	~0,5
- pierścień włóknisty	15	0,3
płytki graniczne	100	0,4
połączenia stawowe	3	0,4

Przyjęte nieliniowe własności zamodelowanych więzadeł zestawiono w tabeli 2 opisującej ich charakterystyki odkształcenie-napężenie, które pozyskano z badań doświadczalnych [4].

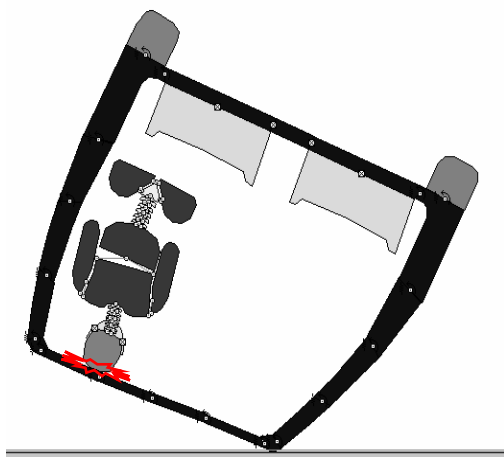
Tabela 2. Charakterystyka własności więzadeł w układzie odkształcenie-napężenie [4]

Odkształcenie [%]	Napężenie w więzadle [MPa]				
	podłużne przednie	podłużne tylne	żółte	międzykolczyste	poprzeczne
0	0	0	0	0	0
5	0,1	0,09	0,01	0,001	0,1
10	0,4	0,2	0,05	0,0015	0,4
15	1	0,75	0,1	0,01	1
20	2,5	1,75	0,2	0,02	2,5
25	4,25	2,75	0,5	0,05	4,25
30	8	4	0,75	0,1	8

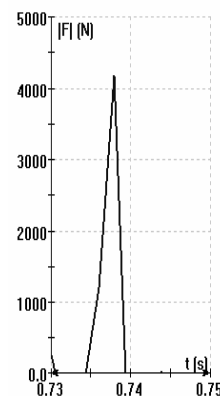
3. ANALIZA WYNIKÓW

Badanie powstawania urazów kręgosłupa szyjnego przeprowadzono dla tego samego rodzaju obciążenia, dla którego model fizjologiczny został zweryfikowany, tj. ściskania osiowego z siłą 4000N. Wartości obciążeń przyjęto z symulacji [5] dachowania samochodu z prędkością 80 km/h, podczas którego dochodzi do zderzenia głowy kierowcy z dachem samochodu. Analizowaną sytuację przedstawiono na rys.3.

a)



b)



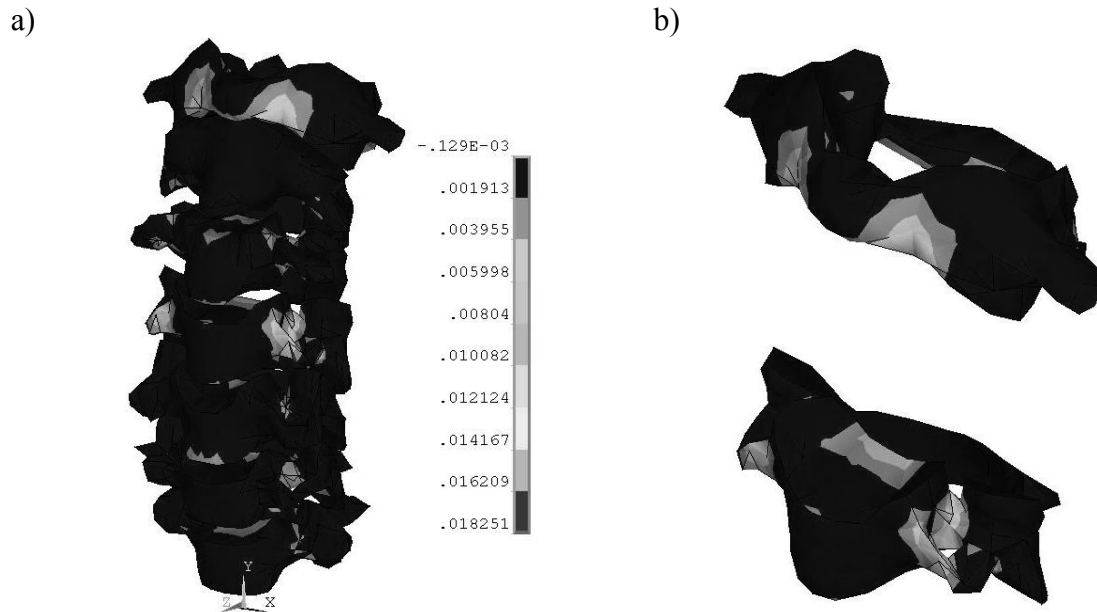
Rys. 3. Symulacja dachowania samochodu [5]: a) model kierowcy i samochodu, b) wartość siły uderzenia głowy kierowcy o dach samochodu

Uzyskane wyniki obliczeń numerycznych umożliwiły analizę naprężeń i odkształceń pod wpływem tego obciążenia w przypadku wypadku samochodowego. Stanowiły one podstawę do określenia miejsc powstawania urazów. Za główny warunek uszkodzenia przyjęto kryterium maksymalnych odkształceń głównych, których wartości decydowały o złamaniu kręgów.

Przez lata powstało bardzo wiele teorii opisujących wytrzymałość kości. Do powszechnie stosowanych należy teoria określająca związek pomiędzy wewnętrzną architekturą kości a przebiegiem trajektorii naprężeń. Wraz z rozwojem techniki komputerowej powstało wiele teorii opierających się na obliczeniach numerycznych z wykorzystaniem np. metody elementów skończonych (MES). Jedną z takich teorii jest teoria budowy kości prof. U. Nackerhorsta (1997). Metoda jest stosowana w połączeniu z metodą elementów skończonych na podstawie rozkładu maksymalnych naprężeń głównych. Według niej dla wartości odkształcenia ε_1 mniejszych od $4 \cdot 10^{-3}$ (wartości fizjologiczne) występują naturalne warunki obciążenia, dla których występuje stan równowagi kości. Natomiast, gdy wartości ε_1 przekraczają wartości fizjologiczne (ε_1 z przedziału od 0,004 do 0,006), następuje formacja kości ze względu na dodatkowe obciążenia stymulujące kość do poprawy własności mechanicznych. Natomiast dla wartości odkształceń z zakresu od 0,006 do 0,014 występuje stan przeciążenia kości, który może prowadzić do jej uszkodzenia, a powyżej tych wartości kość ulega zniszczeniu.

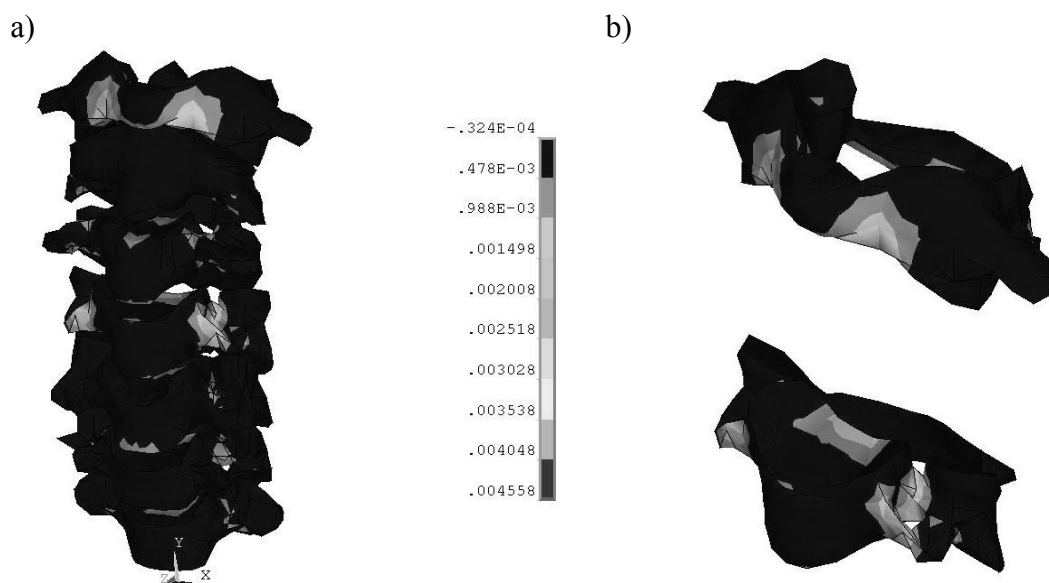
Opierając się na powyższych założeniach, zbadano rozkład odkształceń struktur kręgosłupa szyjnego uzyskany z obliczeń, który przedstawiono na rys. 4. Z mapy odkształceń można wywnioskować, że zadane obciążenie powoduje znaczne odkształcenia w węzłach kręgów. Uzyskane maksymalne wartości w tych miejscach wynoszą 0,018 i mogą wskazywać na pęknięcia tkanki kostnej. Szczególnie dotyczy to kręgu C1 i C4. Natomiast w obszarze

trzonów kręgów występują niewielkie odkształcenia. Ich wartości nie przekraczają zakresu fizjologicznego, zatem można wnioskować, że nie ulegną uszkodzeniu.

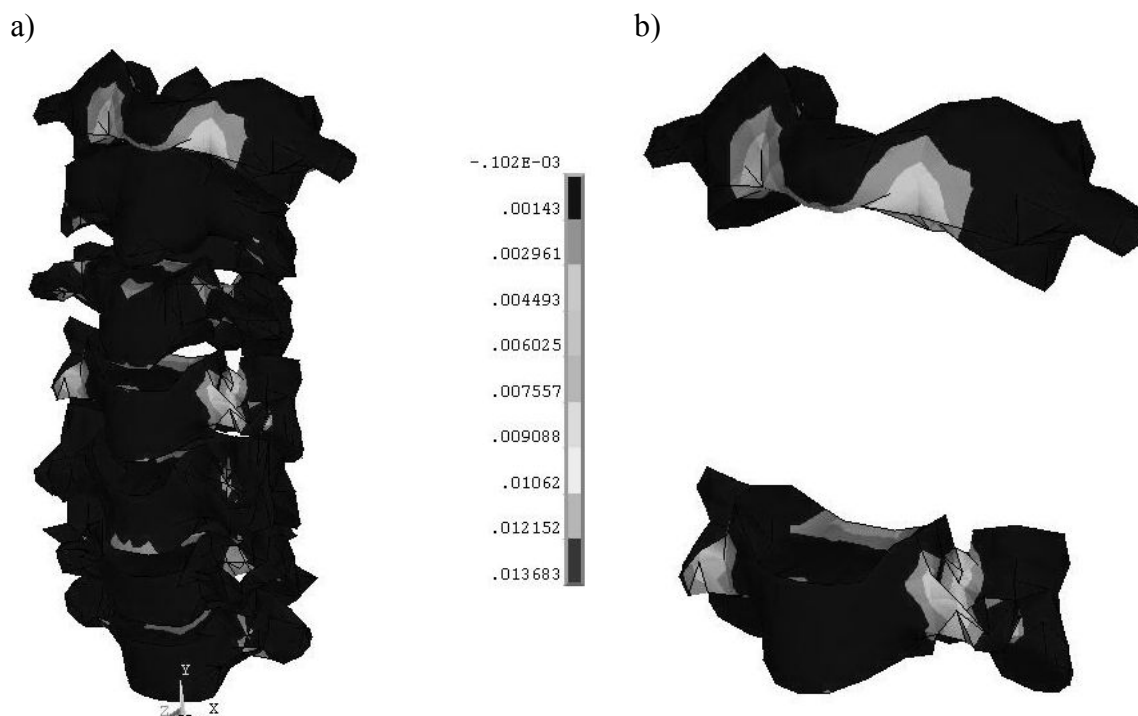


Rys. 4. Rozkład odkształceń głównych ε_1 przy ściskaniu siłą 4000N kręgosłupa szyjnego:
a) we wszystkich kręgach, b) w kręgach C1 i C4

W celu wyznaczenia maksymalnych dopuszczalnych obciążeń przeprowadzono szereg dodatkowych symulacji. Na rys. 5 i 6 przedstawiono przykładowe wyniki uzyskane w przypadku ściskania odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka siłą 1000N i 3000N. Na podstawie tych obliczeń zauważono, że maksymalne odkształcenia główne zbliżają się do wartości 0,014 przy obciążeniu 3000N. Natomiast obciążenie wywołane siłą 1000N powoduje odkształcenia kręgosłupa w zakresie wartości fizjologicznych. Porównując te wyniki z danymi literaturowymi [10], można wywnioskować, że granica wytrzymałości odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka w przypadku obciążenia kompresyjnego wynosi ok. 3000N.



Rys. 5. Rozkład odkształceń głównych ε_1 przy ściskaniu siłą 1000N kręgosłupa szyjnego:
a) we wszystkich kręgach, b) w kręgach C1 i C4



Rys. 6. Rozkład odkształceń głównych ϵ_1 przy ścisnieniu siłą 3000N kręgosłupa szyjnego:
a) we wszystkich kręgach, b) w kręgach C1 i C4

4. WNIOSKI

W ramach pracy przeprowadzono analizę numeryczną powstawania miejsc urazów kręgosłupa szyjnego dla obciążeń zachodzących w wypadkach samochodowych. W badaniu tym został użyty autorski trójwymiarowy model kręgosłupa szyjnego oddający jego anatomiczną budowę. Symulacja komputerowa stanowiła podstawę do określenia miejsc złamań kręgów. Za główny warunek uszkodzenia przyjęto kryterium maksymalnych odkształceń głównych.

Informacje uzyskane na drodze analizy odkształceń głównych w segmencie szyjnym kręgosłupa człowieka pozwoliły na ocenę wpływu obciążenia na powstawanie urazów. Analiza ta wskazuje, że maksymalne dopuszczalne wartości odkształceń głównych są uzyskiwane w przypadku ścisnienia dla siły 3000N. Ta wartość obciążenia jest zgodna z wartościami sił wyznaczonymi na drodze eksperymentu. Natomiast fizjologiczne odkształcenia uzyskiwano dla sił ścisnkających do 1000N.

W przypadku analizy urazów kręgosłupa szyjnego dla obciążenia pochodzącego z wypadku samochodowego (4000N) uzyskano wartości odkształceń kręgów, które powodują ich uszkodzenie. Zmiany te występowały głównie w kręgu szczytowym, a także w dolnym odcinku szyjnym kręgosłupa na wysokości kręgu C4. Można zaobserwować zgodność umiejscowienia urazów z danymi [13], według których ponad 60% urazów kręgosłupa szyjnego występuje w jego dolnym odcinku.

Uzyskanie dalszych informacji dotyczących wytrzymałości kręgosłupa szyjnego oraz powstawania urazów kręgosłupa szyjnego wymaga jeszcze prowadzenia dalszych symulacji i badań doświadczalnych, zwłaszcza dla innych przypadków obciążenia. W tym celu należałoby do modelu wprowadzić głowę w celu lepszego odwzorowania schematów obciążeń działających na kręgosłup szyjny. Również rozbudowa modelu uwzględniającego anizotropowe własności tkanki kostnej, układ mięśniowy i dokładne odwzorowanie krążków międzykręgowych pozwoliłaby na jeszcze dokładniejsze odzwierciedlenie zjawisk zachodzących w kręgosłupie szyjnym.

LITERATURA

1. ASIA – American Spinal Injury Association. Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. American Spinal Injury Association, Chicago, 1996.
2. Będziński R.: Biomechanika inżynierska: zagadnienia wybrane. Wrocław: Oficyna Wydawnicza Pol.Wroc.1997.
3. Czuz A., Sajewicz E., Sidun J., Popko J.: Ocena stabilizacji kręgosłupa szyjnego metodą haczykowo-prętową i pętlą drutu w badaniach doświadczalnych. W: Mechanika w medycynie 5. Rzeszów 2000..
4. Goel V., Clausen J.: Prediction of load sharing among spinal components of C5-C6 motion segment using the finite element approach. "Spine" 1998, vol.23, p.684-691.
5. Gzik M., Świtoński E., Tejszerska D., Wolański W., Potkova P., Alshammari N. K.: Analiza ruchu kierowcy w płaszczyźnie czołowej oraz oddziaływań wewnętrznych w kręgosłupie szyjnym podczas wypadków samochodowych. „Modelowanie Inżynierskie” 2006, nr 32, s. 179-186.
6. Kiwerski J.: Urazy kręgosłupa odcinka szyjnego i ich następstwa. Warszawa: Wyd. Lekarskie PZWL, 1993.
7. Maurel N., Lavaste F., Skalli W.: Three – dimensional parameterized finite element model of lower cervical spine. "J. Biomech." 1997, vol.30, no.9, p.921-931.
8. Morecki A.: Biomechaniczne badanie układu kręgosłupa człowieka: własności modelowanych układów. W: Problemy biocybernetyki i inżynierii biomedycznej.T. 5. : Biomechanika. Warszawa WKŁ, 1990, s.145 – 161.
9. Radek A., Maciejczak A.: Stabilizacja kręgosłupa. Cz.1: kręgosłup szyjny. Kraków: Uczelniane Wydawnictwo AGH, 2006.
10. Sances A.Jr., Myklebust J.B., Maiman D.J. et. al.: The biomechanics of spinal injuries. CRC Crit Rev Bioeng. 1984, vol.11, p.1-7.
11. Szotek S.: Wpływ systemów stabilizacji na przemieszczenia struktur kostnych odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka. Rozprawa doktorska. Wrocław 2003.
12. www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html.
13. Mackenzie C. F., Geisler F. H.: Management of cervical spine injury. "Bailliere's Clinical Anaesthesiology" Vol. 13, No. 4, p. 643-658, 1999.

NUMERICAL ANALYSIS OF INJURY FORMATION IN HUMAN CERVICAL SPINE

Summary. This article presents modeling research concerning the analysis of cervical spine injury. The aim of this study was to develop a FE-Model of cervical spine, which was used for evaluation of the influence of the loads occurring in car accidents on the whole system. The obtained results point at possibilities of vertebrae fractures. As the condition of damage the criterion of maximum main strains was taken.