



Model stabilizacji złamania kręgu kręgosłupa odcinka szyjnego

Jakub J. Słowiński, Dawid Kęszyci

Katedra Mechaniki i Inżynierii Materiałowej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Wroclawska, ul. Smoluchowskiego 25, 50-372 Wrocław, telefon: +48 320 47 83, e-mail: jakub.slowinski@pwr.edu.pl

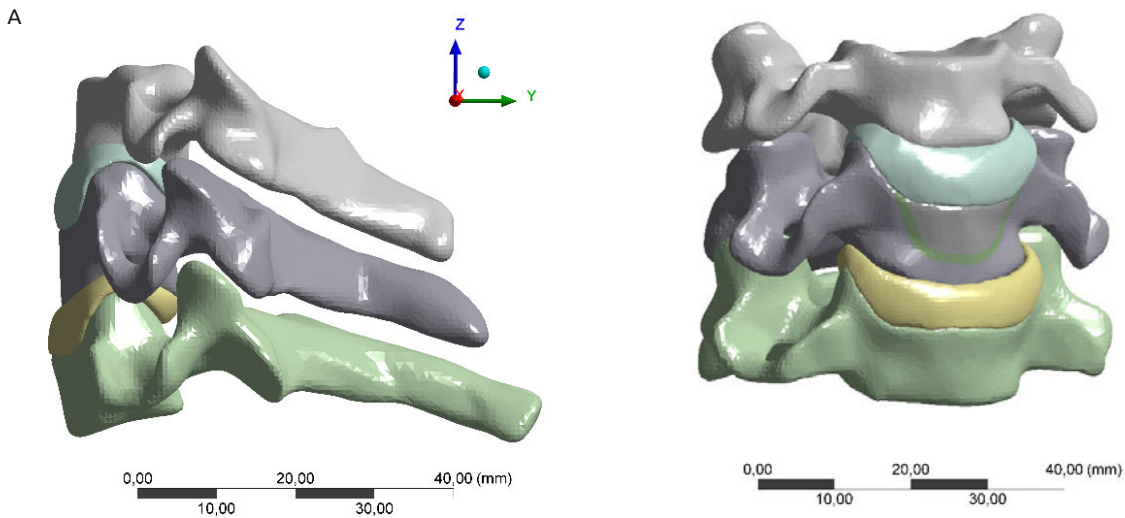
Wprowadzenie

Złamanie trzonu kręgu kręgosłupa stanowi poważny problem natury ortopedycznej ze względu na bliskie sąsiedztwo struktur nerwowych oraz krytyczną rolę w łańcuchu kinematycznym. Z tego powodu jednym ze sposobów odtwarzania uszkodzonej struktury są inwazyjne metody polegające na operacyjnym dojściu do miejsca urazu i wprowadzeniu implantu. Jego dostarczenie powinno pomóc w odtworzeniu anatomicznego kształtowania struktury kostnej i możliwie wiernie odwzorowaniu utraconej stabilności. Zapewnienie tych biomechanicznych warunków jest krytyczne dla prawidłowego funkcjonowania kręgosłupa i eliminacji ryzyka uszkodzenia struktur nerwowych. Obecnie stosowane metody i techniki operacyjne umożliwiają szeroki dostęp do miejsca przyszłej implantacji i sprzyjają przeprowadzeniu wielu działań dodatkowych, celem których będzie zapewnienie możliwie dobrych warunków pracy zastosowanego systemu stabilizacji. Jedną z metod stabilizacji złamania kręgow w odcinku szyjnym jest tzw. stabilizacja płytkowa. Implantom tego typu, podobnie jak wszystkim innym, stawia się określone wymagania dotyczące ich właściwości fizyko-chemicznych czy biomechanicznych. Z tego względu jednym z decydujących kryteriów jest materiał, z jakiego wykonane są implanty. Jego właściwości będą bezpośrednio rzutowały na możliwości zastosowania oraz bezpieczeństwa i czas eksploatacji.

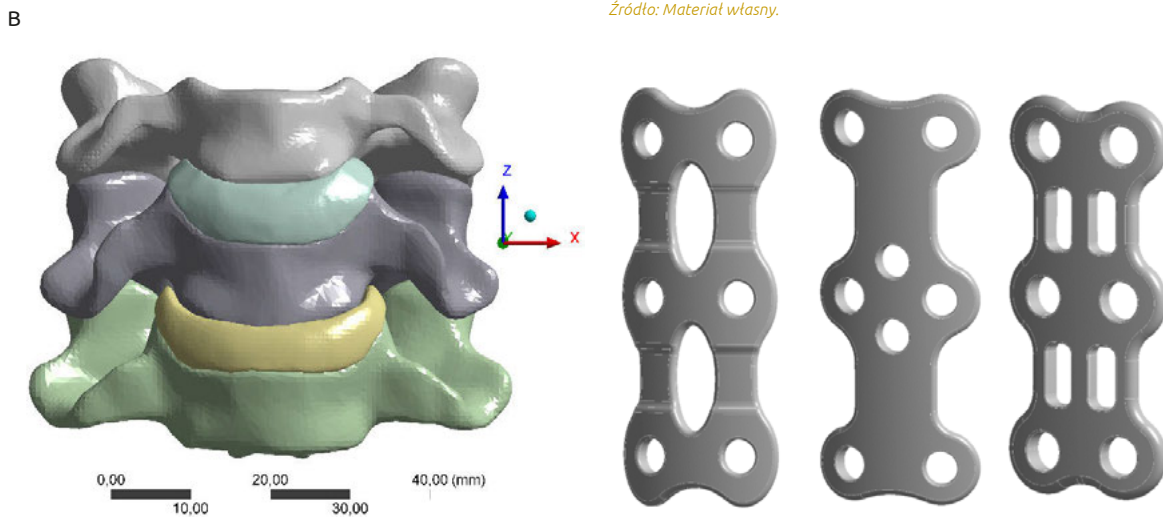
Materiał i metoda

W obrębie zrealizowanych zadań podstawowym etapem było opracowanie modeli geometrycznych kręgów szyjnych C4-C6 oraz odpowiednio ukształtowanego implantu. Istotnymi elementami w odtwarzaniu kręgosłupa były struktury kostne oraz krążki międzykręgowe. Modele geometryczne kręgów i krążków międzykręgowych (Rys. 1) opracowano na podstawie modeli powierzchniowych tych struktur pozyskanych z otwartej bazy BodyParts3D/Anatomy, które następnie poddano modyfikacji polegającej na wygładzeniu powierzchni i usunięciu artefaktów. Przyjęto, że tkanka gąbczasta występuje tylko w trzonie kręgów i otoczona jest przez warstwę tkanki zbitą o grubości 4-5 mm. W trzonie kręgu C5 wygenerowano kolejno szczelinę złamania odpowiadającą złamaniu klasyfikowanemu przez AOSpine jako złamanie A3 – zgniecieniowe dotykające tylko jednej z płytek granicznych, w tym przy padku górnej płytki kręgu C5 (Rys. 2). Jest to jedno z typowych złamań występujących podczas skoków do wody. Zrezygnowano z odtwarzania więzadeł, które mimo swojej istotnej roli w utrzymaniu stabilności segmentu ruchowego wprowadziłyby dodatkowe zależności, które przy wstępnej ocenie stabilizatorów złamań nie były konieczne.

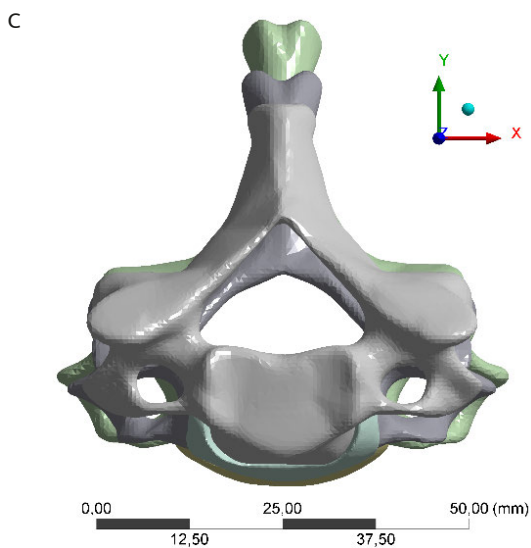
W analizie ocenie poddano 3 stabilizatory płytkowe dwusegmentowe: Genesys, CSLP (*Synthes*) oraz Charspine (*ChM*) (Rys. 3). Oznacza to, że mają one możliwość mocowania do trzech kolejnych kręgów.



Rys. 2 Szczelina złamania widoczna w trzonie kręgu C5
Źródło: Materiał własny.



Rys. 3 Stabilizatory płytkowe: Genesys, CSLP, Char spine
Źródło: Materiał własny.

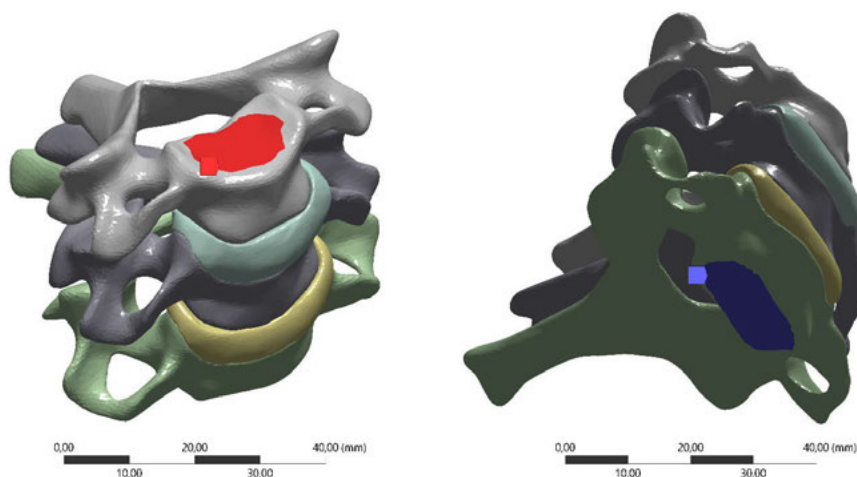


Rys. 1 Model kręgosłupa szyjnego na odcinku C4-C6 stworzony za pomocą programu ANSYS Workbench
Źródło: Materiał własny.

Wkręty kostne wygenerowane zostały w postaci uproszczonej jako walce bez odtworzonego gwintu. Z uwagi na rodzaj analizowanego uszkodzenia, płytka była mocowana do trzonów kręgów C4 i C6, natomiast w złamany kręg C5 nie były wprowadzane śruby. Wszystkie połączenia między elementami modelu zrealizowano poprzez kontakt typu Bonded.

Przyjęto także 3 modele obciążeniowe symulujące nacisk na opracowaną strukturę: ciężar głowy wyznaczony na podstawie współczynników Zaciorskiego wynoszący 50 N [1], działanie siły niszczącej równej 1500 N [2] oraz działanie znacznej siły niszczącej równej 700 N. Obciążenie w postaci siły przykładano do komponentu węzłowego zlokalizowanego na górnej powierzchni trzonu kręgu C4. Zamocowanie modelu zrealizowano poprzez odebranie wszystkich stopni swobody węzłom leżącym na powierzchni dolnej części trzonu kręgu C6 (Rys. 4)

Dyskretyzację modeli przeprowadzono z wykorzystaniem czworościennego elementu wyższego rzędu (10-węzłowego), co podyktowane było koniecznością odtworzenia



Rys. 4 Obciążenie i zamocowanie modelu
 Źródło: Materiał własny.

skomplikowanej geometrii struktur kostnych. Otrzymaną siatkę poddano modyfikacji celem dobrania odpowiedniego rozmiaru elementu skończonego. Zmniejszono rozmiar elementów tworzących wszystkie z płytek w celu odpowiedniego odtworzenia ich geometrii na 0,5 mm. Dodatkowo na krawędziach, które wchodziły w kontakt ze śrubami, zmniejszono rozmiar elementu do 0,2 mm, żeby odpowiednio odtworzyć niewielkie promienie zaokrąglenia występujące w tych miejscach.

Właściwości materiałowe poszczególnych struktur prezentowanego modelu przyjęto zgodnie z danymi literaturowymi – Tabela 1. W celu sprawdzenia wpływu parametrów materiałowych na stabilność zespolenia złamania wybrano dwa materiały powszechnie stosowane w produkcji implantów [3][4].

Analizie poddano 3 warianty modelu: model kręgosłupa prawidłowy, z wygenerowanym złamaniem bez stabilizacji i stabilizowany.

Tabela 1 Właściwości materiałowe

Materiał	E [MPa]	ν [-]
tkanka gąbczasta	$E_{zz}=300$ $E_{xx}=E_{yy}=100$	$\nu_{yx} = \nu_{zy} = 0,3$ $\nu_{zx} = 0,1$
tkanka zbita	10000	0,3
kostnina pierwotna	5	0,4
Krążek międzykręgowy	175	0,3
implant Ti-13Nb-13Zr	79000	0,36
implant AISI 316L	200000	0,28

Źródło: [5-8].

Wyniki

Naprężenie powstające w kręgosłupie pod wpływem działania siły niszczącej wynoszącej 1500 N przekraczało 250 MPa. Wytrzymałość kości na ściskanie szacuje się na około 139 MPa [9]. Zatem w modelu numerycznym wartość siły niszczącej byłaby niższa niż podawana literaturowo i wynosiła około 1000 N. Rozbieżność mogła być efektem uproszczenia geometrii stworzonego modelu, w którym krążek międzykręgowy został uproszczony do struktury pierścienia włókniстого, z pominięciem jądra miążdżystego,

które ma istotne znaczenie w kontekście amortyzacji segmentu ruchowego kręgosłupa. Kolejnym uproszczeniem mogącym wpłynąć na taki stan rzeczy mogło być samo działanie siły. Fizjologicznie na segment ruchowy działa para sił o przeciwnych zwrotach, natomiast w modelu zastosowano jedną siłę oraz nieruchome mocowanie z drugiej strony. Przy takim schemacie obciążenia największe naprężenia występują w miejscu łączenia się trzonu kręgu C5 i C6 z powierzchnią krążka międzykręgowego.

W tabeli 2 przedstawiono maksymalne otrzymane naprężenia podczas symulacji przeprowadzonej dla wartości siły równej 50 N. W przypadku niestabilizowanego kręgosłupa ze złamaniem pod wpływem działania siły 50 N maksymalne występujące naprężenia były o około 5 MPa większe niż w przypadku kręgosłupa bez złamania. Nie jest to jednak różnica, która mogłaby spowodować kolejne uszkodzenie struktur kostnych. Różnice między modelami obrazowało szczególnie przemieszczenie obserwowane w osi Z modelu. Rozkład osiowych przemieszczeń w przypadku kręgosłupa bez złamania był ciągły i przemieszczenia te zwiększały się stopniowo w miarę oddalania się od miejsca mocowania. W przypadku kręgosłupa z zasymulowanym złamaniem, w jego miejscu odnotowano nagły, skokowy wzrost przemieszczeń.

Tabela 2 Wyniki symulacji dla siły $F = 50$ N

		CSLP	Charspine	Genesys
Naprężenia w płytce [MPa]	Stal	8,4561	13,779	12,396
	Tytan	5,8505	7,9395	7,0218
Naprężenia w kręgosłupie [MPa]	Stal	4,5292	4,5156	4,5176
	Tytan	4,5989	4,5323	4,5855
Model złamany bez płytki [MPa]			13,62	
Model bez złamania [MPa]			8,6057	

Źródło: Materiał własny.

Sytuacja ta uległa zmianie w momencie, gdy działająca siła była większa od fizjologicznej. Dla wartości 700 N, która w przypadku zdrowego kręgosłupa jest ponad dwukrotnie niższa niż siła krytyczna, występujące naprężenia nie przekraczały wytrzymałości kości na ściskanie. W przypadku modelu kręgosłupa ze złamaniem, siła o takiej wartości powodowała powstanie naprężeń o wartości około 190 MPa, co przekracza znacznie dopuszczalne wartości wytrzymałości. Taki wynik dowodzi faktu, że złamanie osłabia strukturę kręgosłupa i sprawia, że jest on bardziej podatny na powstawanie kolejnych uszkodzeń, mimo działania siły mniejszej niż krytycznej.

Bazując na założeniu liniowości prowadzonej analizy numerycznej oraz przeprowadzonych analizach, stworzono wykres



przedstawiony na rysunku 5 obrazujący różnicę w generowanych naprężeniach w kręgosłupie zdrowym i złamanym. Jak widać na wykresie, wartość krytycznej siły, powodującej zniszczenie tkanki kostnej dla już złamanego wcześniej kręgosłupa była znacznie niższa i wyniosła około 500 N.

Złamanie trzonu kręgu powoduje niemal dwukrotny wzrost sił wewnętrznych w kręgosłupie. Wzrost naprężeń, mimo iż znacznie mniejszy niż wytrzymałość struktur kostnych świadczy o tarciu odtamów kostnych względem siebie. Sytuacja taka wymusza zastosowanie odpowiedniego rodzaju stabilizacji. Symulacje przeprowadzone na każdym z modeli płytek, niezależnie od symulowanego materiału dowiodły, że spełnia ona swoją funkcję, zapobiegając powstawaniu znacznych naprężeń przy działaniu na kręgosłup osiowej siły. Różnice w wartościach naprężeń powstałych w kręgosłupie różniły się nieznacznie i w każdym przypadku wynosiły w przybliżeniu 4,5 MPa.

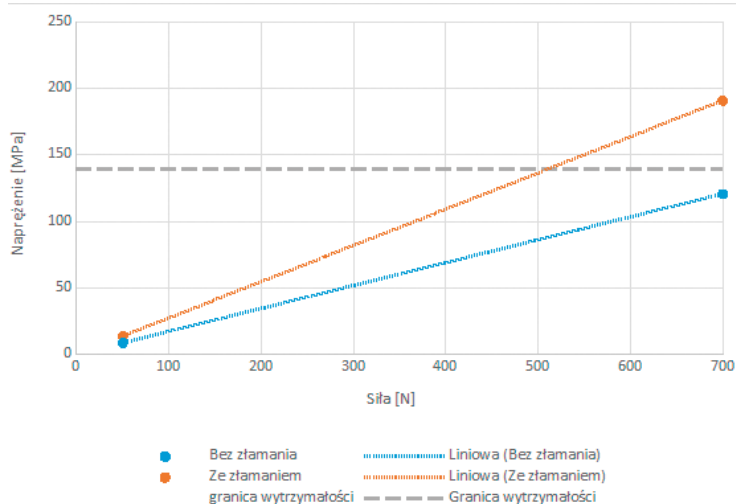
Taka wartość naprężenia jest niemal dwukrotnie mniejsza niż wartość naprężeń powstałych w kręgosłupie bez uszkodzonego trzonu kręgu C5 (około 8,6 MPa). Całkowite odciążenie struktur kostnych kręgosłupa skutkowałoby zanikiem tkanki kostnej zamiast jej regeneracji. Zatem przejmowanie przez płytkę większej części obciążeń działających a kręgosłup, ale zostawienie ich części w kręgosłupie jest efektem pożądanym.

Największe naprężenia przy sile fizjologicznej wynikającej z ciężaru głowy osiągnięto przy płytce modelowanej na podstawie produktu firmy ChM – Charspine wykonanej ze stali. Sytuacja taka była prawdopodobnie wywołana obecnością dwóch par otworów o kształcie zaokrąglonych prostokątów, które mają zapewnić odpowiednią widoczność dysków międzykręgowych podczas operacji. Podobną sytuację można było zaobserwować przy stabilizacji złamania płytką firmy Genesys, która również posiada otwory zapewniające odpowiednią widoczność dysków, z tą różnicą, że są to pojedyncze otwory eliptyczne. Taki kształt otworów zapewnił nieznacznie mniejsze siły reakcji w płytce. Najmniejsze naprężenia można zaobserwować w płytce CSLP, w której nie występowały otwory wspomniane wcześniej.

Znaczną różnicę w wartościach generowanych naprężeń obserwowano w wyniku zmiany materiału. Stosowany przez producentów implantów stop tytanu Ti-13Nb-13Zr charakteryzuje się mniejszym modułem Younga, a co za tym idzie większą sprężystością. Stal jako materiał o znacznie wyższym module sprężystości niż kość powoduje, że większa część obciążeń jest przejmowana przez płytkę.

Jednakże w każdym przypadku pod działaniem siły wynikającej z ciężaru głowy powstałe naprężenia nie powodowałyby uszkodzenia materiału. Na podstawie otrzymanych map naprężeń można stwierdzić, że tkanka kręgosłupa w pobliżu miejsca kontaktu ze śrubami uczestniczy w przenoszeniu obciążeń. W przeciwnym razie tkanka kostna w tym miejscu nie podlegałaby procesom kościotwórczym. Ma to istotne znaczenie w kontekście zjawiska stress-shieldingu, które skutkowałoby obluźnianiem się implantu i w efekcie jego wypadnięciem.

Siły występujące fizjologicznie w kręgosłupie szyjnym nie są



Rys. 5 Wykres maksymalnych naprężeń występujących w kręgosłupie złamanym i bez uszkodzenia w funkcji siły
Źródło: Materiał własny.

duże – przyjmują wartości kilkudziesięciu niutonów. Na podstawie przeprowadzonych symulacji stwierdzono, że dla sił takiego rzędu kwestia kształtu czy też materiału, z którego wykonane są płytki, nie mają większego znaczenia. We wszystkich przypadkach otrzymane wartości naprężeń występujące w płytkach były niewielkie i znacznie mniejsze od wytrzymałości materiałów.

W przypadku sił wyższych, np. 700 N, każda z płytek odciążała kręgosłup, powodując niemal dwukrotny spadek naprężeń względem stanu bez złamania (Tabela 2) do wartości niemalże 60 N. W samych płytkach natomiast wartości te różniły się w zależności od materiału oraz samej geometrii płytki. Z powodu liniowej analizy numerycznej zależności pomiędzy naprężeniem w poszczególnych płytkach są takie same jak w przypadku siły o wartości 50 N. Ponownie większe naprężenia występują w płytkach wykonanych ze stali niż tytanowych. Jednakże nawet największe osiągnięte naprężenie w płytce Charspine o wartości około 190 MPa jest wciąż znacząco niższe niż wytrzymałość materiału.

Tabela 3 Wyniki symulacji dla siły $F = 700\text{ N}$

		CSLP	Charspine	Genesys
Naprężenia w płytce [MPa]	Stal	118,39	192,9	173,54
	Tytan	81,906	111,15	98,305
Naprężenia w kręgosłupie [MPa]	Stal	63,409	63,452	63,247
	Tytan	64,385	63,452	64,197
Model złamany bez płytki [MPa]		190,68		
Model bez złamania [MPa]		120,48		

Źródło: Materiał własny

Podsumowanie

Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, że kręgosłup stabilizowany płytkowo wytrzyma ponad dziesięciokrotny wzrost siły. Jednakże stworzony model numeryczny zawiera tylko jeden przypadek obciążenia. O ile w przypadku działania samego ciężaru głowy uproszczenie to nie wpływa znacząco na



reklama



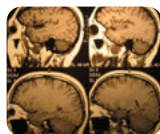
OŚRODEK BADAŃ I ANALIZ „PP”

Marek Zajac i Artur Zajac s.c.

ul. prof. Michała Bobrzyńskiego 23A/U2, 30-348 KRAKÓW,
fax: +48 12 202 04 77, tel.: +48 603 18 77 88,
e-mail: ppmz@interia.pl

POSIADAMY AKREDYTACJĘ NR AB 286

POMIARY



WYKONUJEMY:

testy specjalistyczne aparatury rentgenowskiej (stomatologia, radiografia, fluoroskopia, mammografia, tomografia komputerowa) • pomiary dozymetryczne w środowisku pracy i w środowisku w otoczeniu aparatów rtg • projekty pracowni rtg wraz z obliczaniem osłon stałych • szkolenia z zakresu wykonywania testów podstawowych • opracowujemy dokumentację Systemu Jakości w pracowniach rtg.



PONADTO WYKONUJEMY POMIARY:



natężenia pola elektromagnetycznego (m.in. rezonans magnetyczny) • hałasu i drgań • natężenia i równomierności oświetlenia na stanowiskach pracy i oświetlenia awaryjnego • promieniowania optycznego nielaserowego (180–3000 nm): nadfioletowe, widzialne (w tym niebieskie), podczerwone • promieniowania laserowego • pobieranie prób powietrza oraz oznaczanie zawartości pyłu całkowitego i respirabilnego.

www.ppkraow.pl

wyniki, to w przypadku działania sił niezjologicznych pojawiają się dodatkowe siły, jak np. zginanie czy też rotacja kręgosłupa. Stąd też określenie faktycznej wytrzymałości kręgosłupa wymaga przeprowadzenia znacznie obszerniejszej analizy, zawierającej więcej niż jeden przypadek obciążenia.

Z powyższych analiz można wysnuć wniosek, że stabilizacja płytkowa jest wystarczająca do utrzymania stabilności kręgosłupa. Oczywistym jest, że model numeryczny zawiera wiele uproszczeń, które sprawiają, że nie jest on w pełni zgodny z faktycznym stanem obciążenia kręgosłupa. Model numeryczny zakłada, że odcinki kostne są ze sobą połączone, natomiast przy faktycznym złamaniu fragmenty kości mogą przemieszczać się względem siebie. Stąd właśnie pojawia się potrzeba stosowania dodatkowo implantów trzonów kręgowych, które pominięto w celu uproszczenia modelu.

Wszelkie implanty posiadają odmienne właściwości mechaniczne od struktur anatomicznych. Skutkuje to zmianami w kinematyce kręgosłupa po zastosowaniu tego rodzaju stabilizacji. Wszczepienie implantu powoduje również zmiany w sztywności kręgosłupa, co wpływa negatywnie na jego mobilność oraz rozkład sił [5].

Podziękowanie

Obliczenia wykonano z wykorzystaniem zasobów Wrocławskiego Centrum Sieciowo-Superkomputerowego (<http://www.wcss.pl>), grant obliczeniowy Nr 397.

Literatura

1. P. de Leva: *Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters*, Journal of Biomechanics, 29(9), 1996, 1223-1230.
2. M. Natęcz: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Tom 5 biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*, Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2004.
3. V.A.R. Henriques, E.T. Galvani, S.L.G. Petroni, M.S.M. Paula, T.G. Lemos: *Production of Ti-13Nb-13Zr alloy for surgical implants by powder metallurgy*, Journal of Materials Science, 45(21), 2010, 5844-5850.
4. I. Özbek, B. Konduk, C. Bindal, A. Ucisik: *Characterization of borided AISI 316L stainless steel implant*, Vacuum, 65(3-4), 2002, 521-525.
5. A. Mackiewicz, M. Banach, A. Denisiewicz, R. Bedzinski: *Comparative studies of cervical spine anterior stabilization systems – Finite element analysis*, Clinical Biomechanics, 32, 2016, 72-79.
6. N. Toosizadeh, M. Haghpanahi: *Generating a finite element model of the cervical spine: Estimating muscle forces and internal loads*, Scientia Iranica, 18(6), 2011, 1237-1245.
7. K. Zasińska, A. Piątkowska: *The evaluation of the abrasive wear of the Ti13Nb13Zr alloy implanted by nitrogen ions for friction components of the hip joint endoprostheses*, Tribologia, 6, 2015, 175-186.
8. AZO Materials: *Stainless steel – grade 316 (uns s31600)*.
9. D. Carter, W. Hayes: *Bone compressive strength: The influence of density and strain rate*, Science, 194, 1976, 1174-1176.