

**Piotr ŚLIMAK**, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej w Gliwicach

**Wojciech WOLAŃSKI**, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

**Marek GZIK**, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

## **WPLYW STABILIZACJI PRZEDNIEJ NA BIOMECHANIKĘ ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA**

Streszczenie. W pracy przedstawiono model numeryczny odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka sformułowany na podstawie tomografii komputerowej TK, przy wykorzystaniu oprogramowania Mimics. Pozytywnie zweryfikowany model został wykorzystany do analizy stanu naprężeń i odkształceń w przypadku zastosowania przedniej stabilizacji przy wykorzystaniu programu Ansys Workbench. Na podstawie uzyskanych wyników z przeprowadzonych symulacji komputerowych stwierdzono, że przednia stabilizacja kręgosłupa powoduje usztywnienie oraz ustabilizowanie układu.

### 1. WSTĘP

Kręgosłup ze względu na pełnione zadania w organizmie ludzkim wymaga właściwej eksploatacji w okresie całego życia. Od momentu poczęcia poddawany jest wpływowi czynników zarówno natury fizjologicznej, jak i wynikających bezpośrednio z trybu życia matki, jej relacji z otaczającym środowiskiem. Jednakże własności biomechaniczne kręgosłupa kształtowane są przede wszystkim w okresie od narodzin do późnego dojrzewania, gdzie zważywszy na bardzo gwałtowny wzrost struktur kręgosłupa w stosunku do innych etapów życia ludzkiego jakiegokolwiek zaburzenia, odstępstwa od naturalnego prawidłowego rozwoju powodują, deformacje, wady postawy, które bez specjalistycznego nadzoru lekarskiego prowadzą do poważnego upośledzenia funkcji kręgosłupa, czego efektem jest eliminacja danej osoby z życia zawodowego, a w skrajnych przypadkach śmierć (np. nieleczona skolioza). Biomechanika jako nauka z pogranicza techniki i medycyny zajmująca się ruchem, jego przyczynami i skutkami umożliwia identyfikację zjawisk zachodzących wewnątrz układów biologicznych, dlatego jest bardzo pomocna podczas formułowania modeli numerycznych kręgosłupa [1].

Dzięki modelowaniu i symulacji komputerowej istnieje możliwość nieinwazyjnej analizy parametrów, niemożliwych do przebadania bezpośrednio tradycyjnymi metodami [2]. Współczesny rozwój technologii komputerowych, mocy obliczeniowej procesorów umożliwia stworzenie coraz bardziej zaawansowanych modeli numerycznych kręgosłupa człowieka, które w połączeniu z wiedzą inżynierską i medyczną są znakomitą bazą do przeprowadzania badań oraz analiz biomedycznych, co daje możliwość optymalnego wyboru ze względu na dane kryterium metody leczenia, rehabilitacji, czy też stabilizacji kręgosłupa.

Niniejszy artykuł został poświęcony badaniom biomechaniki odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka ze stabilizacją przednią, które zostały zrealizowane w Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechniki Śląskiej w Gliwicach.

## 2. MODEL NUMERYCZNY ODCINEK SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA

Model numeryczny odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka sformułowano na podstawie tomografii komputerowej TK kobiety w wieku około 48 lat i składał się z następujących elementów:

- kręgów od C1 do C7,
- dysków międzykręgowych,
- połączeń stawowych.

W oparciu o pozyskaną wiedzę, na wstępie modelowania pominięte zostały elementy budowy anatomicznej, których wpływ na zachowanie poszczególnych struktur kręgosłupa w rozważanym przypadku jest mało istotny, a ich zamodelowanie spowodowałoby nieuzasadnioną komplikację modelu. Zatem nie uwzględniono następujących składowych budowy odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka: układu pokarmowego, ustroju nerwowego, systemu krwionośnego, kości gnykowej oraz mięśni. Odrzucone zostały również więzadła szyjne z uwagi na ogromną trudność wyselekcjonowania ich geometrii z tomografii komputerowej, przy czym zabieg ten skompensowano poprzez odpowiednio dobrane obciążenie (mało istotny wpływ więzadeł przy osiowym ścisnieniu, zginaniu bocznym).

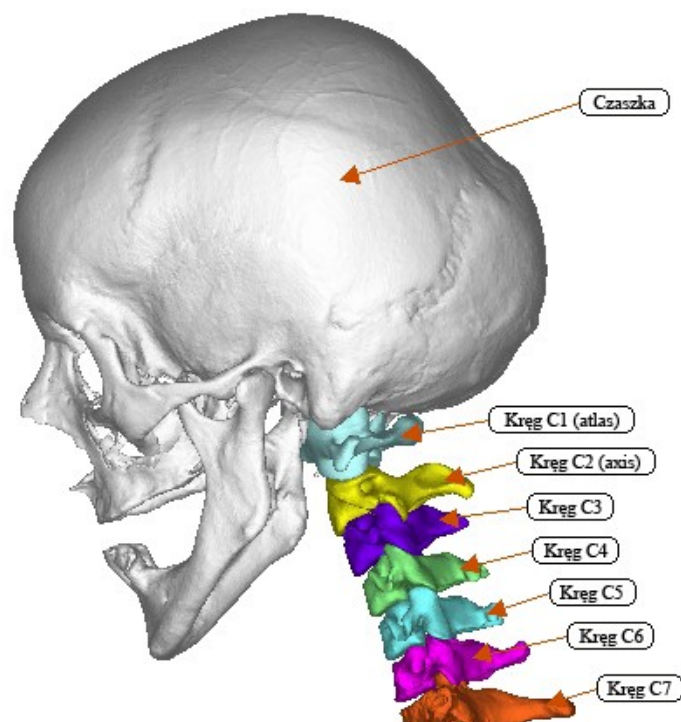
Modele sformułowano przy następujących założeniach upraszczających [2, 3]:

1. Kręgi przyjęto jako ciała jednorodne o własnościach izotropowych.
2. Połączenia stawowe zastąpiono oddziaływaniem odkształcalnych elementów bryłowych. Elementom nadano cechy liniowo-sprężyste będące średnimi własnościami elementów stanowiących połączenia stawowe.
3. Dyski międzykręgowe przyjęto jako ciała liniowo-sprężyste.
4. Analizowano głównie obciążenia o charakterze statycznym: osiowe ścisnienie oraz zginanie boczne.

### 2.1. Geometria kręgów uzyskana z badań radiologicznych TK

Poprzez odpowiednie odtworzenie i obróbkę danych radiologicznych TK otrzymano obraz analizowanego odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka (rys.1). Wartości progowe skali Housfielda wykorzystane podczas generacji obiektów 3D przyjęto w granicach od 210 do 1410. Wybrany przedział zapewnił optymalne wyznaczenie kręgów szyjnych. Zarówno krążki międzykręgowe, jak i stawy kręgosłupa zostały wyznaczone na podstawie operacji logicznych z wykorzystaniem wcześniej stworzonych elementów kostnych.

W celu wygenerowania siatki MES skorzystano z modułu Mimics Remesh, gdzie na podstawie dobranych parametrów, operacji wygładzania, redukcji liczby trójkątów stworzono siatkę modelu przy uwzględnieniu optymalnego stosunku liczby trójkątów do czasu wymaganego podczas obliczeń numerycznych. Zagęszczenie siatki MES przyjęto na poziomie około 4000 elementów dla kręgów szyjnych i około 700 dla krążków międzykręgowych oraz stawów.

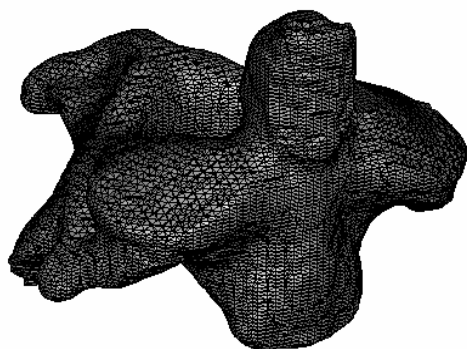


Rys. 1. Widok z boku modelu 3D kręgosłupa szyjnego człowieka wraz z czaszką

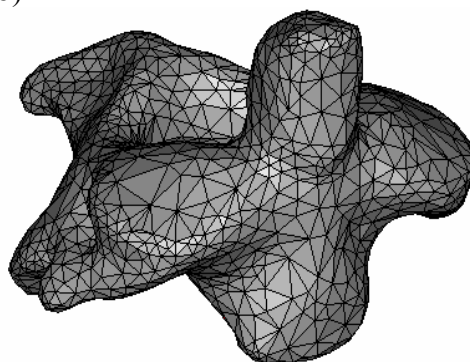
## 2.2. Dyskretyzacja modelu

Uzyskane modele MES poszczególnych struktur składowych kręgosłupa szyjnego człowieka otrzymane przy wykorzystaniu oprogramowania Mimics posiadają rozszerzenie LIS (rys.3), które nie jest zarówno rozpoznawalne przez wersję Static Structural programu Ansys oraz Workbench, gdyż nie zawiera informacji na temat posiadanej przez obiekt objętości wymaganej przy symulacji komputerowej. W wybranym środowisku przeprowadzona zostanie analiza biomechaniczna.

a)



b)



Rys. 2. Model kręgu C2: a) przed optymalizacją liczby elementów skończonych, b) po redukcji elementów skończonych

Model numeryczny kręgosłupa szyjnego człowieka ze stabilizacją przednią stworzony został w oprogramowaniu Ansys Workbench. Poszczególne struktury układu różnią się od siebie geometrią i własnościami materiałowym (tab. 1). Dlatego by zachować ich odrębność podczas modelowania wykorzystano funkcję separującą „freeze”.

Tabela 12. Przyjęte w modelu własności materiałowe elementów kręgosłupa

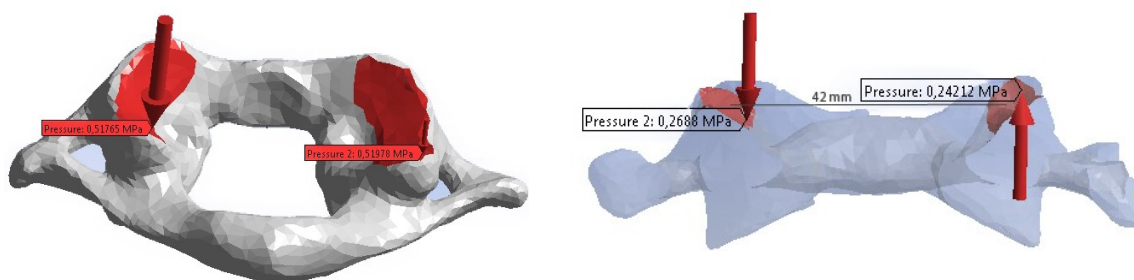
Element	Moduł Younga [MPa]	Liczba Poissona
<b>Kręgi</b>	10 000	0,30
<b>Krażki międzykręgowe</b>	3,4	0,49
<b>Stawy</b>	10,4	0,40
<b>Implant</b>	115 000	0,30

Wszystkie modele numeryczne poddane zostały jednakowym statycznym obciążeniom o tym samym kierunku działania oraz miejscu przyłożenia. W procesie modelowania odwzorowano szczegółową anatomiczną budowę kręgów, uwzględniono dyski międzykręgowe oraz stawy. We wszystkich modelach struktury kręgosłupowe zamodelowano w identyczny sposób, a w przypadku układów ze stabilizacją przednią zasymulowano pierwsze dni po operacji, kiedy nie występuje jeszcze zrost kostny. Wszystkie modele utwierdzone zostały zgodnie z triadą podparcia w dolnej powierzchni kręgu C7.

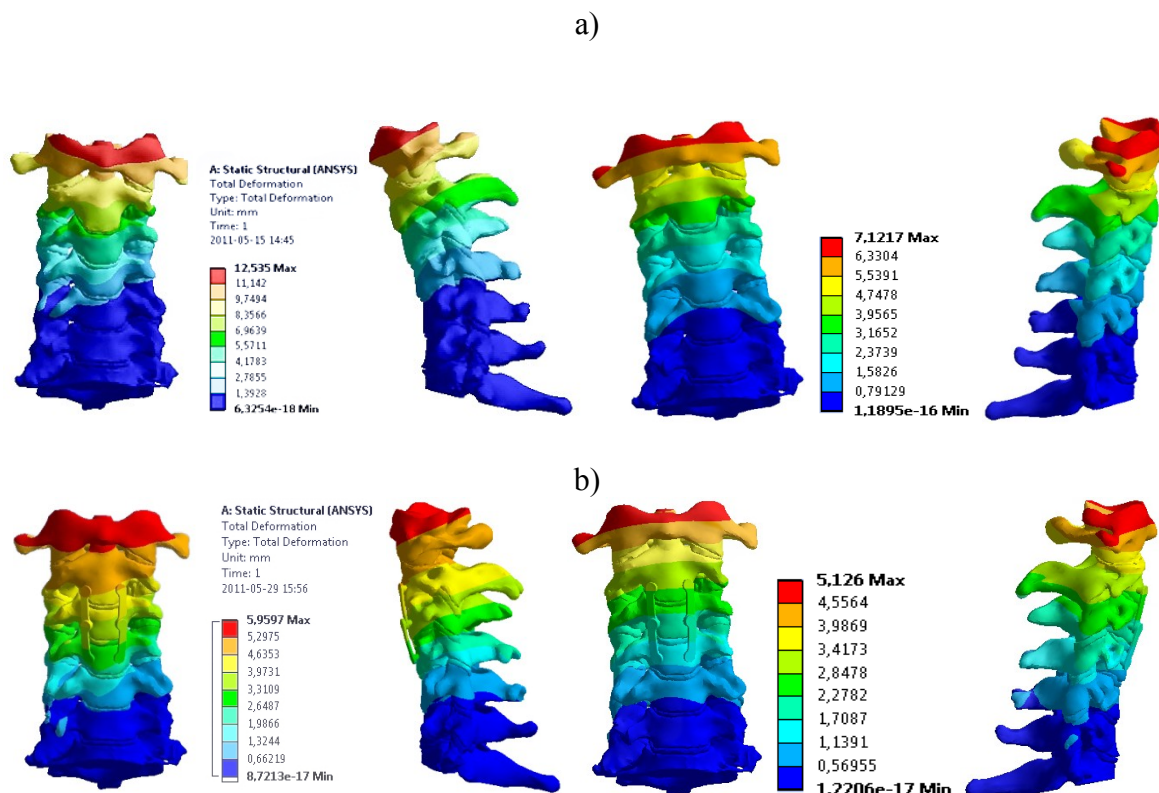
### 3. ANALIZA BIOMECHANICZNA PRZEDNIEJ STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA

Obciążenia w kręgosłupie przenoszone są przede wszystkim przez stawy oraz dyski międzykręgowe tworzące tzw. triadę podparcia. Udział w przenoszeniu sił przez stawy szacuje się na około 1/3 obciążenia przypadającego na segment ruchowy (1/6 na każdy ze stawów) [1]. Podczas symulacji przedniej stabilizacji warunki brzegowe zostały przyjęte zgodnie z fizjologicznymi. Na rys.3 zostały schematycznie przedstawione zadawane obciążenia: ściskanie oraz zginanie do boku. Dalsze rysunki (rys.4, rys.5) przedstawiają przemieszczenia i naprężenia zredukowane zgodnie z hipotezą Hubera-von Misesa.

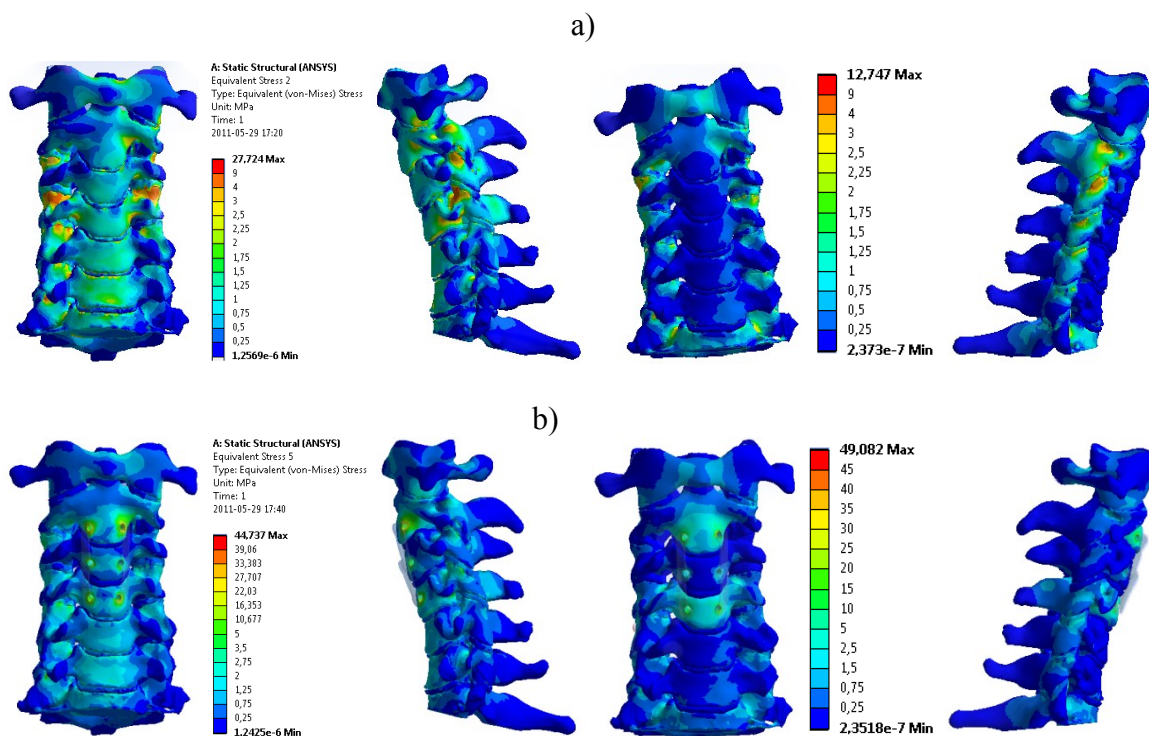
a) b)



Rys.3. Zadawanie obciążenia: a) ściskającego, b) w postaci momentu



Rys. 4. Mapy przemieszczeń uzyskane odpowiednio z lewej podczas ściskania, z prawej przy zginaniu bocznym dla: a) modelu fizjologicznego, b) modelu z stabilizatorem firmy Biomet



Rys. 5. Naprężenia zredukowane uzyskane w strukturach kręgosłupa odpowiednio z lewej podczas ściskania, z prawej przy zginaniu bocznym dla: a) modelu fizjologicznego, b) modelu z stabilizatorem firmy Biomet

#### 4. WNIOSKI

Ocenę wpływu przedniej stabilizacji na biomechanikę kręgosłupa szyjnego człowieka przeprowadzono przy wykorzystaniu dwóch różnych modeli kręgosłupa szyjnego: fizjologicznego oraz z przednią stabilizacją firmy Biomet. Na podstawie analizy wyników otrzymanych z przeprowadzonej symulacji obciążeń o charakterze statycznym: osiowego ściskania oraz zginania bocznego w oprogramowaniu Ansys Workbench stwierdzono, że wprowadzenie stabilizacji przedniej kręgosłupa powoduje usztywnienie oraz ustabilizowanie układu. Z otrzymanych map przemieszczeń (rys. 4) stwierdzono, iż wprowadzenie stabilizatora do układu powoduje zaburzenie jego naturalnych, fizjologicznych przemieszczeń, przy czym dla zadanego osiowego ściskania i zgięcia bocznego ograniczenie przemieszczenia wyniosło odpowiednio 52,5% i 28% w przypadku stabilizacji firmy Biomet. Dla osiowego ściskania układu fizjologicznego naprężenia zredukowane koncentrują się w okolicach triady podparcia (rys. 5), natomiast dla zginania w bliskim otoczeniu powierzchni stawowych. Należy zwrócić uwagę na to, że dla stabilizacji przy ściskaniu osiowym zasadnicze naprężenia zredukowane koncentrują się w bliskim sąsiedztwie miejsc wprowadzenia implantu oraz triady podparcia, natomiast dla zginania w okolicach aplikacji stabilizatorów oraz trzonach kręgów, w których znajdują się skrajne śruby montażowe.

Wprowadzenie implantu do układu zwiększa otrzymywane naprężenia zredukowane dla obydwu przypadków obciążenia: osiowego ściskania, jak i zginania. Wynika to z faktu, iż maksymalne naprężenia w modelu fizjologicznym koncentrują się w miejscach wprowadzenia stabilizacji. O ile otrzymywane dla tego modelu naprężenia zredukowane są o podobnej rozległości, jak dla modelu fizjologicznego, to wartości zdecydowanie większe powstają się w układzie ze stabilizatorem firmy Biomet. Zestawiając maksymalne naprężenia dopuszczalne dla materiału implantowanego do zredukowanych naprężeń otrzymanych w stabilizatorach uzyskano współczynnik bezpieczeństwa na poziomie 2. Zatem można wnioskować, że analizowany wyrób medyczny nie ulegnie zniszczeniu.

#### LITERATURA

1. Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007, s. 196.
2. Tejszerska D. Wolański W.: Badania modelowe zespolenia kręgosłupa szyjnego. Nauka Innowacje Technika, Tom 2, str. 12-16, Warszawa 2005.
3. Wolański W., Tejszerska D., Gzik M.: Analysis of internal forces inside human cervical spine after stabilisation, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej, nr.26, str. 395-398, Gliwice 2006.

**Praca zrealizowana w ramach projektu badawczego N N502 365035.**

### **INFLUENCE OF ANTERIOR STABILIZATION ON BIOMECHANICS OF HUMAN CERVICAL SPINE**

Summary. The model of human cervical spine after anterior stabilization is presented in this paper. The model was created on the basis of CT scans and analysed with use of FEM software. The main aim of the research was determination of influence of anterior stabilization on biomechanics of human cervical spine.