

*Tomasz Awłasewicz, Krzysztof Kędzior, Grzegorz Krzesiński<sup>1</sup>*

## **Metoda elementów skończonych w badaniach zestawu stabilizującego segment kręgosłupa**

*Streszczenie: Przedstawiono model numeryczny metody elementów skończonych segmentu kręgosłupa lędźwiowego ze stabilizatorem śrubowym. Metoda elementów skończonych, stosowana obecnie jako podstawowe narzędzie analizy konstrukcji inżynierskich, pozwala na symulację zachowania się układu pod wpływem dowolnych obciążeń. Uzyskane w wyniku analizy komputerowej informacje o stanie odkształceń i naprężeń w tkance kostnej oraz w samym układzie stabilizującym mogą być pomocne w ocenie efektywności stabilizatora jako elementu odciążającego uszkodzony kręgi.*

### **1. Wstęp**

Metoda elementów skończonych (MES) jest współcześnie najbardziej efektywnym narzędziem analizy złożonych problemów inżynierskich. Stosowana jest głównie do obliczeń wytrzymałości konstrukcji, ale również do badania zjawisk z zakresu termodynamiki, aerodynamiki czy elektromagnetyzmu.

W metodzie tej obszar analizowanego obiektu dzielony jest na wiele bardzo małych podobszarów, przystających do siebie i odpowiednio połączonych (elementów skończonych). Każdemu elementowi nadane mogą być indywidualne własności fizyczne, opisujące jego zachowanie się pod wpływem dowolnych oddziaływań zewnętrznych. Sformułowany w postaci algorytmu numerycznego opis wzajemnych oddziaływań między elementami daje możliwość uzyskania pełnych informacji o mechanicznym stanie obiektu poddanego konkretnemu obciążeniu. Metoda elementów skończonych stała się w ostatnich latach podstawowym narzęd-

ziem również w teoretycznych badaniach nad implantami ortopedycznymi [1,2].

Trudności w uzyskaniu wystarczająco dokładnych danych geometrycznych i wytrzymałościowych tkanek kręgosłupa pozwalających na zbudowanie wiarygodnego modelu matematycznego układu kręgosłupa jest chyba głównym powodem mniejszej liczby prac z tego zakresu. Jednak również w biomechanice kręgosłupa, mimo konieczności przyjmowania wielu założeń upraszczających, symulacja komputerowa przynosi rezultaty znajdujące swoje potwierdzenie w praktyce klinicznej [3].

W ostatnich latach publikowane są też pierwsze rezultaty badań nad numeryczną symulacją zachowania się stabilizatorów kręgosłupa [4].

W niniejszej pracy podjęto próbę analizy naprężeń i odkształceń w trzech kręgach odcinka lędźwiowego ( $L_2, L_3, L_4$ ), poddanego obciążeniu ściskającemu. Badano segment kręgosłupa naturalny oraz

---

<sup>1</sup>Tomasz Awłasewicz, Krzysztof Kędzior, Grzegorz Krzesiński Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej Politechniki Warszawskiej. Dyrektor: prof. dr hab. inż. Krzysztof Kędzior.

ten sam segment ze stabilizatorem śrubowo-prętowym, którego zadaniem jest odciążenie uszkodzonego kręgu (rys.1).

## 2. Model i metoda

Zbudowany model komputerowy odpowiada zestawowi stabilizującemu, składającemu się z czterech śrub, dwóch prętów i poprzeczek łączących pręty.

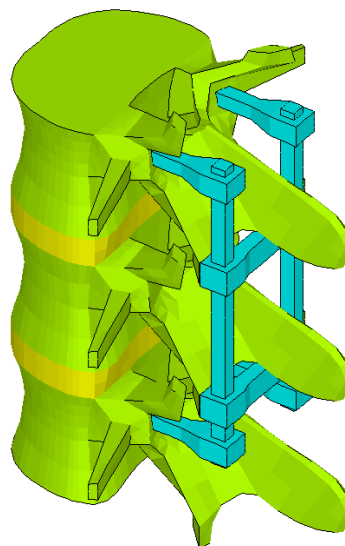


Rys.1. Obrazy rentgenowskie analizowanego układu.

Typowe parametry geometryczne kręgów zostały przyjęte na podstawie danych literaturowych [5], a potrzebne wymiary uzupełniające wzięto z pomiarów wykonanych na preparatach. Wymiary elementów stabilizatora odpowiadają typowemu

zestawowi systemu DERO. Wymagania metody dotyczące kształtów elementów skończonych narzuciły nieznaczne uproszczenia geometrii analizowanego układu (rys.2).

W analizie założono pełną symetrię obiektu i jego obciążenia, w związku z czym model numeryczny (siatka elementów skończonych) ograniczony został do połowy rzeczywistego obiektu (rys.3). Do modelowania użyto 7760 elementów skończonych (elementy objętościowe w obszarze kości gąbczastej kręgów, części stabilizatora i krążka międzykręgowego oraz elementy powłokowe dla odwzorowania tkanki korowej oraz otoczki pierścienia włóknistego).



Rys.2. Komputerowy model geometryczny.

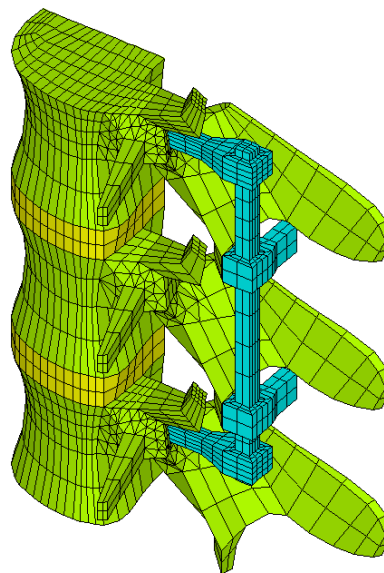
W rezultacie stan układu opisywały przemieszczenia 7709 węzłów, a model matematyczny zadania sprowadzony został do układu 23127 równań.

Z powodu braku precyzyjnych danych materiałowych przyjęto model izotropowy

dla wszystkich materiałów występujących w analizowanym układzie. Wartości modułu Younga i stałej Poissona tkanek żywych przedstawione w tabeli 1 odpowiadają średnim wartościom spotykanym w publikowanych wynikach prac eksperymentalnych. Grubość tkanki korowej i otoczki pierścienia włóknistego przyjęto równe 0,3 mm.

Powierzchnię spodnią dolnego kręgu pozbawiono wszystkich stopni swobody zakładając tym samym jej utwierdzenie. Do powierzchni wierzchniej górnego kręgu przyłożono obciążenie w postaci ciśnienia. Wypadkowa wartość tego obciążenia odpowiadała ścisnaniu układu siłą 500N (ok.50 kG).

Do obliczeń wykorzystano program ANSYS 5.0A.



Rys.3. Siatka elementów skończonych

Tabela 1. Przyjęte w modelu własności materiałów

| materiał                        | E<br>[MPa] | $\nu$  |
|---------------------------------|------------|--------|
| elementy metalowe stabilizatora | 200000     | 0,3    |
| kość gąbczasta                  | 140        | 0,2    |
| kość korowa                     | 12000      | 0,3    |
| pierścień włóknisty             | 4,2        | 0,45   |
| otoczka pierścienia             | 175        | 0,3    |
| jądro miazdzyste                | 0,1        | 0,4999 |

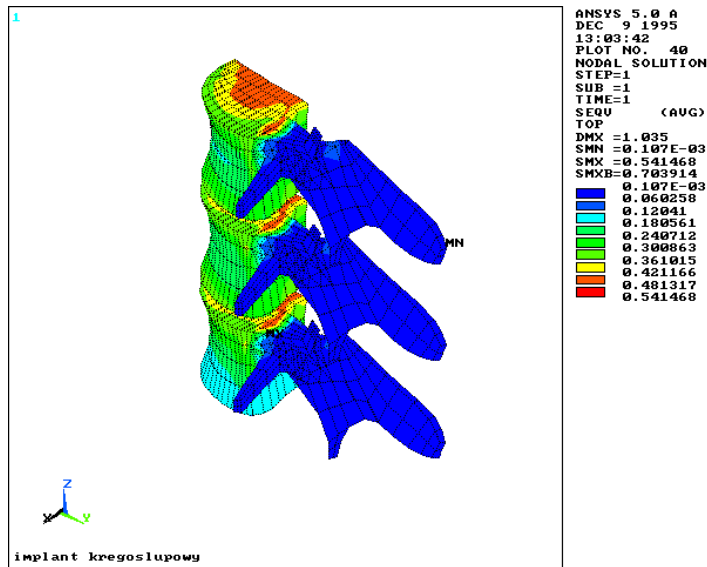
### 3. Wyniki

W rezultacie obliczeń uzyskano możliwość prezentacji dowolnie wybranych wielkości, będących funkcjami stanu odkształcenia i naprężenia w każdym z elementów analizowanego układu.

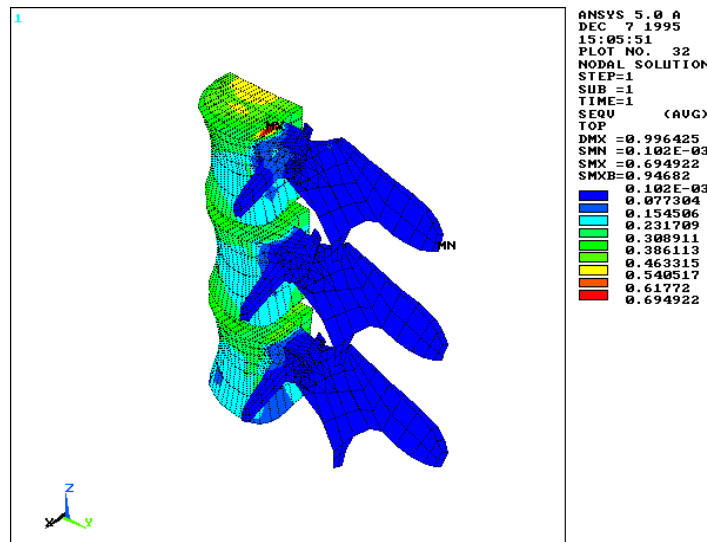
Rysunki 4,5,6,7 przedstawiają część otrzymanych wyników.

Obliczenia zostały najpierw przeprowadzone dla naturalnego segmentu kręgosłupa (bez stabilizatora).

Porównując rozkłady naprężenia zredukowanego w kości gąbczastej trzonów kręgów (rysunki 4 i 5) stwierdzono odciążające działanie stabilizatora.

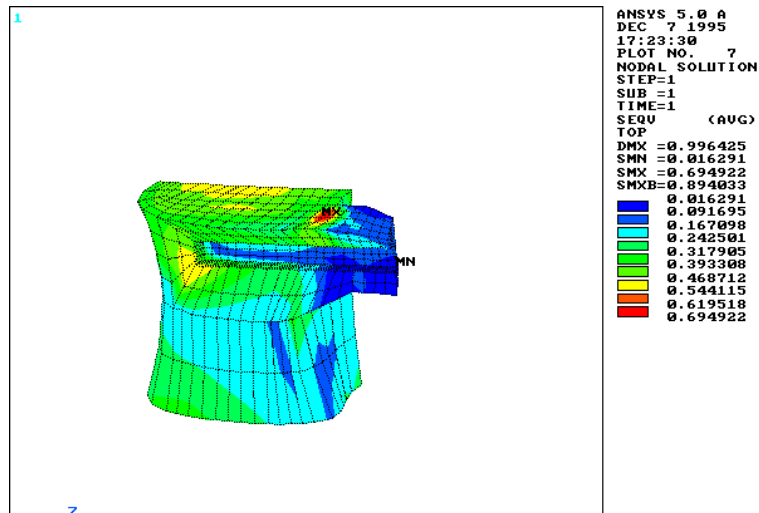


Rys.4. Naprężenia zredukowane w kości gąbczastej [MPa].  
 Model bez stabilizatora

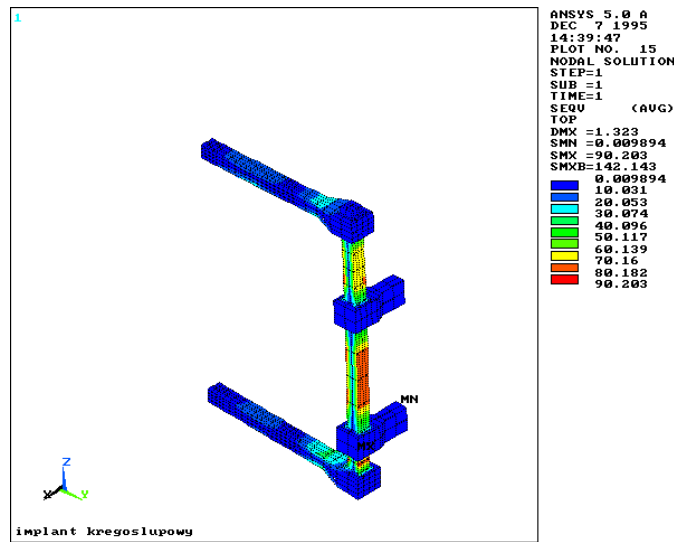


Rys.4. Naprężenia zredukowane w kości gąbczastej [MPa].  
 Model ze stabilizatorem (stabilizator usunięty jedynie z rysunku)

Śruba stabilizatora wywołuje koncentrację naprężeń w tkance kostnej szczególnie w dwu rejonach: przy jej końcu i w otoczeniu otworu wprowadzenia (rys.6).



Rys.6. Naprężenia zredukowane w kości gąbczastej kregu z wprowadzoną śrubą.  
 Na rysunku widoczna tylko tkanka kostna



Rys.7. Naprężenia zredukowane w stabilizatorze [MPa]

Sam stabilizator wykazuje dostateczną wytrzymałość. Największe naprężenia zredukowane występują w jego prętach i dla założonych warunków obciążenia wynoszą ok. 90 MPa (rys. 7).

Inne, nie zamieszczone tutaj wyniki [6] pokazują, że powłoka korowa kręgow jest silnie obciążona w otoczeniu śrub i w środkowej części kręgu.

Dodatkowe analizy wskazują, że skuteczność stabilizatora można zwiększyć przysuwając pręt kręgosłupowy bliżej w kierunku trzonów kręgow. Zmniejszenie ramienia siły zginającej pręt kręgosłupowy spowodowałoby spadek naprężeń a tym samym i odkształceń układu stabilizatora zwiększając jego skuteczność przy odciążaniu kręgu leczonego. Zwiększenie sztywności stabilizatora można także uzyskać zwiększając średnicę prętu kręgosłupowego.

Analizowany stabilizator najlepiej nadaje się do stabilizacji urazów kręgosłupa, w których uszkodzeniu uległa środkowa lub tylna kolumna kręgosłupa, przy zachowaniu stabilności kolumny przedniej.

#### 4. Wnioski

Elementy systemu DERO opracowywane są w długotrwałych badaniach materiałowych i wytrzymałościowych [7]. MES może uzupełnić procedury badań o symulację zachowania się konstrukcji w organizmie pacjenta.

Niniejsza praca stanowi wstępną próbę analizy złożonego układu mechanicznego, jakim jest stabilizowany segment kręgosłupa. Przedmiotem zainteresowania było w niej otrzymanie wyników, pozwalających na lepsze zrozumienie mechanizmu działania układu dla jednego tylko przypadku obciążenia. Wyniki wskazują na

celowość podejmowania dalszych, bardziej zaawansowanych analiz.

Współczesny stan techniki obliczeniowej pozwala na budowę bardziej precyzyjnych modeli, uwzględniających wpływ mięśni i więzadeł oraz czy anizotropowych własności tkanki kostnej. Pewną trudność w podejmowaniu takich analiz stanowi brak danych opisujących wszystkie potrzebne do obliczeń parametry mechaniczne modelowanych tkanek.

Model MES może być jednak znacznie dokładniejszy od modeli używanych w technikach eksperymentalnych.

Obecnie napotymane trudności w budowie modeli układów biomechanicznych równie realistycznych jak w problemach technicznych kompensowane są przez fakt, że nawet niedoskonałe modele numeryczne dają szansę badania zjawisk zachodzących w organizmie człowieka, a więc niedostępnych dla bezpośredniego eksperymentu *in situ*.

#### Piśmiennictwo

1. **Huiskes R., Hollister S.J.:** *From structure to process, from organ to cell: recent developments of FE analysis in orthopaedic biomachanics*, Journal of Biomechanical Engineering, Vol.115, Nov.1993, pp.520-527.
2. **Kędzior K., Krześciński G., Pomianowski S., Zagrajek T.:** *3D finite element analysis of orthopaedic endo-protheses*, Ninth World Congress on the Theory of Machines and Mechanisms, Milano 1995, pp. 2425-2429.
3. **Dietrich M., Kędzior K., Zagrajek T.:** *Modelling of muscleaction and stability of the human spine*. Winters J.M., Woo S.L.(eds), Multiple Muscle systems, Biomechanics and Movement Organization, Springer Verlag, New York 1990, pp.451-460.
4. *Second World Congress of Biome-*

- chanics*, Amsterdam 1994, Abstracts, Stichting World Biomech., Nijmegen 1994. 5. **White A., Panjabi M.** : *Clinical Biomechanics of the Spine*, J.B.Lippincott Comp. 1990. 6. **Awłasewicz T.**: *Analiza numeryczna układu stabilizującego segment kręgosłupa*, Praca Dyplomowa, Wydział MEiL Politechniki Warszawskiej 1996. 7. **Mstowski J., Ciupik L., Krasicka-Cydzik E., Jakubowski J.**: *Metodyka badań implantów kręgosłupowych*, Biomechanika 1994, Wrocław 1994, s.231-236