

**Paweł POTKOWA**, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice  
**Robert SOBCZAK**, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej,  
Politechnika Śląska, Gliwice

## **ANALIZA NUMERYCZNA OBCIĄŻEŃ KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO**

Streszczenie. W pracy przedstawiono badania modelowe odcinka lędźwiowego kręgosłupa obciążanego siłami pochodzącymi od ciężaru trzymanego w dłoniach. Siły obciążające wyznaczono na podstawie modelu Stotte'a dla kilku schematów obciążenia ciała. Obliczenia przeprowadzono przy wykorzystaniu programu Ansys. Następnie dokonano porównania przemieszczeń, naprężeń oraz odkształceń występujących w poszczególnych przypadkach obciążenia.

### 1. WSTĘP

Częste schorzenia oraz bóle odcinka lędźwiowego kręgosłupa stanowią ogromny problem medyczny i społeczny. Liczne uszkodzenia i deformacje kręgosłupa, a zwłaszcza odcinka lędźwiowego są już od wielu lat tematem badań oraz rozpraw nad możliwością leczenia, a przede wszystkim zapobiegania ich występowaniu. Problemy związane z tym narządem ruchu wynikają między innymi z tego, iż spełnia on wiele, często sprzecznych funkcji, jak np. zapewnienie szerokiego zakresu ruchów, ochronę rdzenia kręgowego oraz korzeni nerwowych, utrzymanie ciężaru ciała czy amortyzację wstrząsów. Postęp w profilaktyce i leczeniu bólów lędźwiowych musi łączyć się z właściwym poznaniem mechaniki kręgosłupa, uwzględniając w szczególności możliwości wytrzymałościowe poszczególnych jego odcinków.

Brak możliwości prowadzenia badań na osobnikach żywych znacznie utrudnia opracowanie właściwej metodologii leczenia schorzeń i urazów kręgosłupa. Słaby dostęp do badań bezpośrednich wymusza konieczność sięgnięcia po inne metody umożliwiające określenie odpowiednich właściwości mechanicznych materiału biologicznego. Metoda numerycznej analizy komputerowej umożliwia stworzenie modelu odzwierciedlającego obiekt rzeczywisty, przyjęcie jego własności mechanicznych oraz warunków obciążenia. Siły działające na struktury tkankowe mające znaczny wpływ na liczne uszkodzenia, deformacje oraz zwyrodnienia można oszacować na podstawie istniejących modeli obciążeń kręgosłupa. Weryfikacja rezultatów procesu modelowania w oparciu o istniejące badania nieinwazyjne pozwala na sprawdzenie poprawności przyjętych założeń oraz ewentualną ich korektę.

Analiza wyników procesu modelowania pozwala na określenie wartości naprężeń i przemieszczeń oraz pozwala na wskazanie miejsc, w których może dojść do uszkodzeń czy zniszczeń struktur kostnych kręgosłupa mających najczęściej miejsce podczas występowania nadmiernego obciążenia, tj. wykonywania ciężkiej pracy fizycznej czy nawet zwykłych czynności domowych.

## 2. WYZNACZENIE SIŁ DZIAŁAJĄCYCH W ODCINKU LĘDŹWIOWYM KRĘGOSŁUPA

Wartości sił działających na odcinek lędźwiowy kręgosłupa wyznaczono na podstawie modelu Stotte'a. Wartości sił wyznaczono dla wyprostowanej pozycji kończyn górnych ułożonych w kierunku przednio-tylnym. Dokonano analizy sił dla przypadku bez obciążenia zewnętrznego oraz z obciążeniem o wartości 50, 100 i 150 [N] trzymanym w dłoniach. Masy części ciała oraz promienie wodzące środków mas wyznaczono na podstawie współczynników Dempstera. Przyjęto, iż masa osobnika wynosi 91,7 [kg] (900[N]), zaś długości członów kończyny górnej wynoszą: dłoń – 0,2[m], ramię – 0,35[m], przedramię – 0,33[m].

W stanie równowagi statycznej można zapisać następujące równania sił i momentów działających względem punktu 0:

$$P_x d_x + P_p d_p = Q_1 d_1 + Q_t d_t + P_m d_m \quad (1)$$

$$P_c = (Q_t + Q_1) \cos \alpha + P_x - P_p + P_m \quad (2)$$

$$P_s = (Q_1 \pm Q_t) \sin \alpha \quad (3)$$

gdzie:

$P_x$  – siła prostowników grzbietu,

$d_x$  – odległość działania siły  $P_x$  od środka obrotu 0,

$P_p$  – siła wywierana przez ciśnienie śródbrzuszne przyłożone w środku paska p (w środku jamy brzusznej),

$d_p$  – odległość działania siły  $P_p$  od środka obrotu 0,

$Q_1$  – ciężar ramion działający przez staw ramienny,

$d_1$  – odległość działania siły  $Q_1$  od środka obrotu 0,

$Q_t$  – ciężar głowy, karku i części tułowia powyżej analizowanej płaszczyzny – 45,2 % masy ciała,

$d_t$  – odległość działania siły  $Q_t$  od środka obrotu 0,

$P_m$  – składowa siły wzdłużnej mięśni brzucha (wg publikacji Morrisa),

$d_m$  – odległość działania siły  $P_m$  od środka obrotu 0,

$P_c$  – składowa reakcji, działająca pod kątem prostym do płaszczyzny x-x,

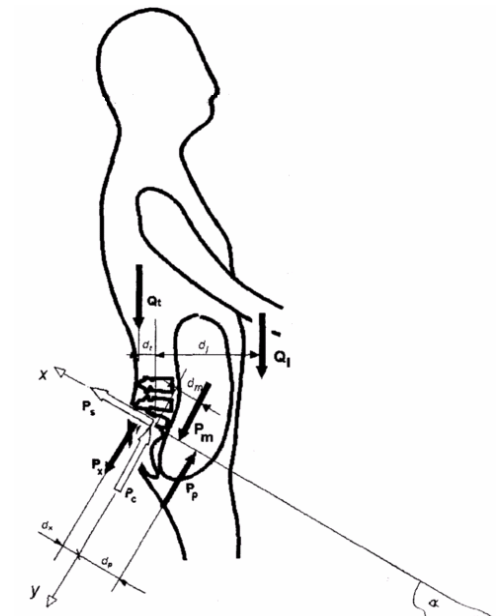
$\alpha$  – kąt pochylenia kości krzyżowej w stosunku do poziomu – na podstawie geometrii modelu,

$P_s$  – składowa styczna, ścina krążek międzykręgowy, oddziałuje na wyrostki stawowe,

$P_d$  – składowa siły pochodzącej od obciążenia zewnętrznego,

$d$  – odległość działania siły  $P_d$  od środka obrotu 0,

punkt 0 – chwilowy środek obrotu umiejscowiony w środku krążka międzykręgowego.



Rys.1. Model obciążeniowy kręgosłupa

Stosując równania (1) – (3) można wyznaczyć siły działające w płaszczyźnie krążka międzykręgowego L5 – S1:

$$P_{x5} = \frac{Q_1 d_1 + Q_t d_t + P_m d_m + P_d d - P_p d_p}{d_{x5}} \quad (4)$$

Wyniki obliczeń zestawiono w tabeli 1.

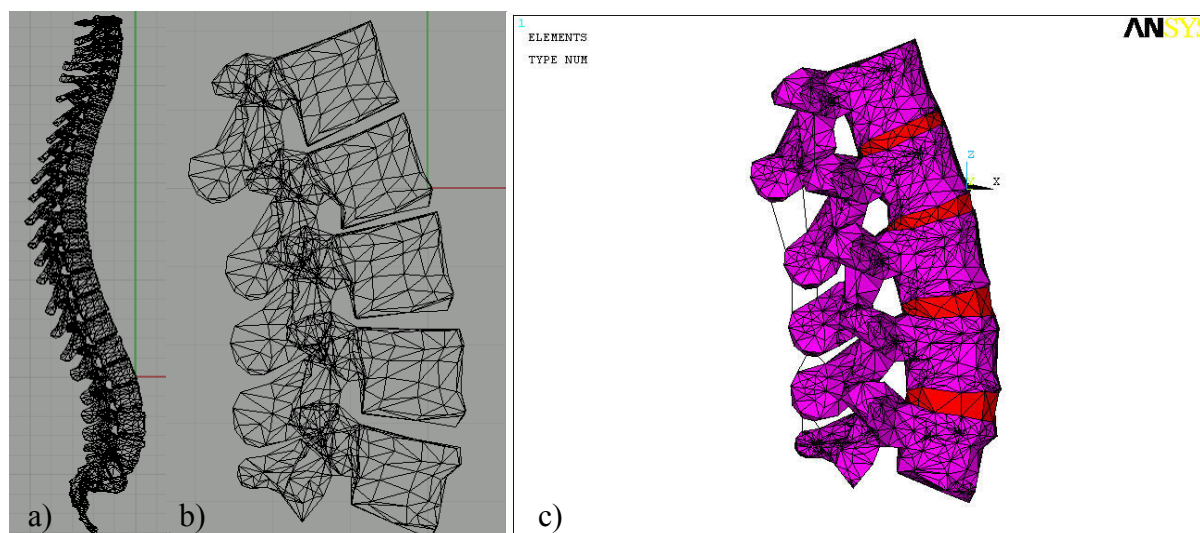
Tabela 1 Siły prostowników grzbietu, siły ściskające i ścinające w zależności od schematu obciążenia na poziomie L5 – S1

SCHEMAT OBCIĄŻENIA	$P_{X5}$ [N]	$P_C$ [N]	$P_S$ [N]
$P_d = 0$	2299	2524	202,4
$P_d = 50$ [N]	2653	2924	221,9
$P_d = 100$ [N]	3007	3324	241,4
$P_d = 150$ [N]	3361	3724	261

### 3. MODEL NUMERYCZNY

#### 3.1. Geometria modelu

Z modelu kręgosłupa, pozyskanego ze źródła internetowego wyodrębniono kręgi lędźwiowe i przekonwertowano do postaci pliku iges. Po zaimportowaniu modelu do programu Ansys geometria została uzupełniona o brakujące krążki międzykręgowy, które zostały wrysowane w przestrzenie międzykręgowy.



Rys. 2. Geometria całego kręgosłupa (a), wyodrębnionego odcinka lędźwiowego (b), odcinka lędźwiowego wraz z krążkami międzykręgowymi oraz więzadłami (c)

Model po uzupełnieniu i oczyszczeniu geometrii został przeskalowany do rozmiarów rzeczywistych, a następnie zweryfikowany na podstawie danych literaturowych (tabela 2). Przy weryfikacji geometrii uwzględniono takie cechy charakterystyczne modelu jak:

- kąty  $\alpha_1 - \alpha_9$ , występujące pomiędzy płaszczyzną poziomą a płaszczyznami poszczególnych kręgów i krążków międzykręgowych,
- maksymalną odległość między cięciwą a łukiem lordozy  $h$ ,
- długość cięciwy lordozy  $s$ ,
- indeks lordozy lędźwiowej (ILL).

Model zdyskretyzowano elementami typu Solid 92 oraz uzupełniono o niektóre z najważniejszych więzadeł – więzadło podłużne przednie i tylne podzielono na elementy powłokowe (Shell 63), więzadła międzykolcowe, międzypoprzeczne, nadkolcowe oraz żółte zdyskretyzowano elementami linkowymi (Link 180).

Tabela 2. Porównanie parametrów geometrycznych modelu z danymi literaturowymi [1],  $\bar{y}$  - średnia arytmetyczna,  $s$  - odchylenie standardowe w próbie dla wyznaczonych parametrów geometrycznych kręgosłupa

OZNACZENIA PARAMETRU	JEDNOSTKA	$\bar{y}$	S	Z GEOMETRII MODELU
ILL	%	6,79	2,57	6,85
$\alpha_1$	stopnie	21,4	8,08	21
$\alpha_2$	stopnie	13,7	8,88	13,5
$\alpha_3$	stopnie	4,5	7,63	3,5
$\alpha_4$	stopnie	2,2	6,79	2
$\alpha_5$	stopnie	-5,1	5,64	-7,5
$\alpha_6$	stopnie	-5,9	5,58	-15*
$\alpha_7$	stopnie	-11,4	5,46	-17,5
$\alpha_8$	stopnie	-10,5	5,54	-25*
$\alpha_9$	stopnie	-14,1	5,93	-26*

(\*) – parametry niezgodne z danymi literaturowymi

Na podstawie przeprowadzonego porównania parametrów geometrycznych modelu z parametrami zawartymi w literaturze, stwierdzono poprawność modelu numerycznego.

### 3.2. Właściwości konstytutywne materiałów

Przeprowadzona analiza literaturowa nie pozwoliła na jednoznaczne określenie własności materiałowych elementów modelu, gdyż dane publikowane przez różnych autorów odbiegają od siebie, niekiedy w dość znacznym stopniu. Wartości własności materiałowych przyjęte w modelu są mocno przybliżone, uśrednione na podstawie własności składowych materiału biologicznego poszczególnych elementów odcinka lędźwiowego kręgosłupa:

- dla kręgów:
  - część zewnętrzna – kość korykalna,
  - część wewnętrzna – kość gąbczasta,
- dla krążków międzykręgowych:
  - pierścień włóknisty – osnowa,
  - pierścień włóknisty – włókna,
  - jądro nieściśliwe – chrząstka,

Wartości współczynników materiałowych przedstawiono w poniższej tabeli.

Tabela 3. Własności materiałowe przyjęte w modelu numerycznym

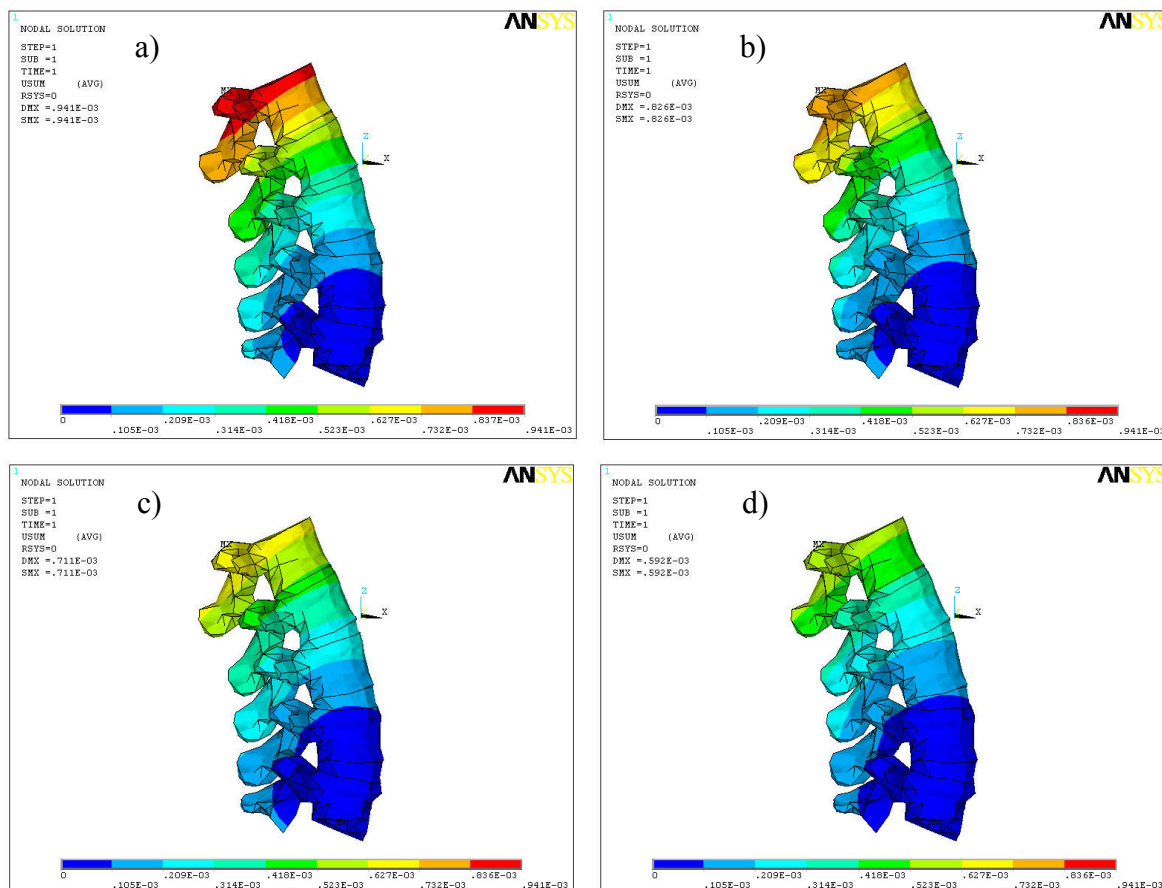
Materiał biologiczny	Model materiału	Współczynniki materiałowe	
Kręgi	Liniowy, elastyczny, izotropowy	E = 10000 [MPa]	$\nu = 0,3$
Krążki międzykręgowe	Liniowy, elastyczny, izotropowy	E = 1000 [MPa]	$\nu = 0,3$
Więzadła	Liniowy, elastyczny, izotropowy	E = 10 [MPa]	$\nu = 0,3$

### 3.3. Sposób obciążenia

Siły wyznaczone na podstawie modelu Stotte'a przyłożono do wszystkich węzłów górnej powierzchni kręgu L1, rozkładając ją na składową pionową (ściskającą  $P_c$ ) oraz składową poziomą siły (ścinającą  $P_s$ ). Model utwierdzono na dolnej powierzchni kręgu L5, której odebrano wszystkie stopnie swobody.

4. WYNIKI SYMULACJI

Na podstawie symulacji numerycznych wyznaczono, dla każdego z czterech przypadków obciążenia, przemieszczenia (sumaryczne oraz wzdłuż poszczególnych osi), naprężenia oraz odkształcenia kręgów i krążków międzykręgowych. Przykładowe rezultaty – przemieszczenia sumaryczne modelu przedstawiono na rysunku 3, zaś wyniki symulacji zestawiono w tabeli 4.



Rys.3. Sumaryczne przemieszczenia kręgów i krążków międzykręgowych:

- a) z obciążeniem dodatkowym  $P_d = 150[N]$
- b) z obciążeniem dodatkowym  $P_d = 100[N]$
- c) z obciążeniem dodatkowym  $P_d = 50[N]$
- d) bez obciążenia dodatkowego

Tabela 4. Zestawienie wyników symulacji

	SCHEMAT OBCIĄŻENIA							
	$P_d = 150[N]$		$P_d = 100[N]$		$P_d = 50[N]$		$P_d = 0[N]$	
	min	max	min	max	min	max	min	max
Przemieszczenia $U_{sum}$ [mm]	0	0,941	0	0,826	0	0,711	0	0,592
Przemieszczenia $U_x$ [mm]	-0,846	0,122	-0,740	0,107	-0,634	0,0928	-0,524	0,0779
Przemieszczenia $U_z$ [mm]	-0,622	0,0708	-0,549	0,0616	-0,475	0,0523	-0,399	0,0427
Naprężenia – kręgi [MPa]	0,002580	240	0,002291	215	0,002002	189	0,001712	163
Naprężenia - krążki międzykręgowo [MPa]	0,031554	53,6	0,027849	47,9	0,024460	42,1	0,021693	36,4
Odkształcenia - kręgi [%]	$0,469 \cdot 10^{-4}$	2,4826	$0,414 \cdot 10^{-4}$	2,2176	$0,359 \cdot 10^{-4}$	1,9527	$0,303 \cdot 10^{-4}$	1,688
Odkształcenia - krążki międzykręgowo [%]	$0,907 \cdot 10^{-4}$	5,4196	$0,829 \cdot 10^{-4}$	4,8384	$0,751 \cdot 10^{-2}$	4,2572	$0,525 \cdot 10^{-2}$	3,6763

## 5. WNIOSKI

Analiza uzyskanych wyników pozwoliła na sformułowanie następujących wniosków:

- największe przemieszczenia występują dla kręgu L1, związane jest to z działaniem bezpośrednim siły obciążającej jego górna powierzchnię oraz odległością kręgu od miejsca utwierdzenia modelu,
- największe naprężenia występują w miejscu przyczepów więzadeł nadkolcowych, międzykolcowych oraz międzypoprzecznych na wysokości kręgu L3 - L4, jednak związane jest to z ich punktowym miejscem zaczepienia,
- największe wartości naprężeń w miejscach styku kręg-krążek międzykręgowy występują na poziomie kręgu L1 i L2,
- największe odkształcenia występują w krążkach międzykręgowych, zwłaszcza na poziomie kręgów L1 - L2 oraz L2 - L3, a ich maksymalna wartość wynosi około 5%. Maksymalne odkształcenia kręgów wynoszą około 2,5%, zaś największe odkształcenia więzadeł obserwujemy dla więzadła podłużnego przedniego – około 3,3%,
- dla poszczególnych wariantów obciążenia można zauważyć liniową zależność przemieszczeń, naprężeń oraz odkształceń od siły obciążającej. Jest to zgodne z przyjętymi, uproszczonymi własnościami modelu, jednak w rzeczywistości zależności te są nieliniowe.

Na uzyskane wyniki analizy numerycznej modelu w znacznym stopniu wpłynęło przyjęcie licznych uproszczeń, do których między innymi można zaliczyć:

- niedokładność geometrii modelu stworzonego w środowisku CAD,
- przyjęcie modelu Stotte'a, który upraszcza wartości charakterystyk sił mięśniowych, więzadłowych, oddziaływania tkanek miękkich, w tym też tłoczni brzusznej,
- brak aparatu mięśniowego – ograniczenie modelu kręgosłupa do kręgów, krążków międzykręgowych oraz niektórych więzadeł,
- przyjęcie przybliżonych, literaturowych wartości własności materiałowych, tj. modułu Younga E, oraz współczynnika Poissona  $\nu$  dla poszczególnych materiałów,
- utwierdzenie modelu na dolnej powierzchni piątego kręgu lędźwiowego - w rzeczywistości kręg ten posiada możliwość ruchu, a ostoję stanowi kość krzyżowa połączona z miednicą,
- brak definicji kontaktu pomiędzy elementami kręgosłupa lędźwiowego i uniemożliwienie ich wzajemnych przemieszczeń.

## LITERATURA

- [1] Będziński R.: „Biomechanika inżynierska”, Politechnika Wroclawska, 1997.

### LOADS ESTIMATION IN MODEL OF LUMBAR SPINE

Abstract. The article presents the numerical model of lumbar spine prepared in FEM software Ansys. The calculations were performed for four different load cases. Forces taken into account are defined according to Stott's spine load model. Results of numerical analyses for all cases has been compared, conclusions about influence of loads on lumbar spine deflections, stress and strain are presented.