

Kamil JOSZKO¹, Karolina MACHNIA²

¹ Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

²SKN Biomechatroniki "Biokreatywni", Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Zabrze

ANALIZA NUMERYCZNA SEGMENTU RUCHOWEGO ODCINKA LĘDŹWIOWEGO KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA W PRZYPADKU WYSTĄPIENIA KRĘGOZMYKU

Streszczenie: Celem przeprowadzonych badań była ocena obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa człowieka na poziomie L4-L5 dla schorzenia kręgozmyku. Modele numeryczne poszczególnych części segmentu ruchowego zostały wysegmentowane w oparciu o zdjęcia tomografii komputerowej. Następnie w oprogramowaniu MES przeprowadzono analizę numeryczną modelu kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego oraz modeli z różnymi stopniami kręgozmyku w następującej skali: 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm oraz 12 mm.

Słowa kluczowe: symulacja numeryczna, analiza wytrzymałościowa, odcinek lędźwiowy, kręgozmyk, MES

1. WSTĘP

Kręgosłup stanowi zasadniczą część aparatu ruchu człowieka. Jego właściwa eksploatacja warunkuje zachowanie prawidłowej postawy ciała. Złożona budowa anatomiczna kręgosłupa wynika z jego zadań i funkcji pełnionych w organizmie człowieka. Kręgosłup przede wszystkim odpowiada za podporę głowy oraz górnej części ciała, jednocześnie ochraniając rdzeń kręgowy. W związku z nieustannie postępującym rozwojem cywilizacyjnym, starzejącym się społeczeństwem oraz siedzącym trybem życia, schorzenia kręgosłupa to jedno z najczęściej spotykanych zespołów chorobowych, które dotyczą coraz młodsze grupy pacjentów [5, 9].

Kręgozmyk jest schorzeniem występującym w obrębie kręgosłupa lędźwiowego. Polega na przesunięciu jednego segmentu kręgosłupa (przedniego, tylnego lub bocznego) względem poziomu niższego. Występuje przede wszystkim na poziomie L5-S1 oraz L4-L5. Dodatkowo, kręgozmyk związany jest z pogorszeniem stanu krążka międzykręgowego. Z biegiem czasu deformacja pogłębia się, co prowadzi do zwiększonego obciążenia stawów międzykręgowych i więzadeł. W związku z tym, kręgozmyk determinuje przewlekłą niestabilność odcinka lędźwiowego kręgosłupa, charakteryzującą się postępującym zwyrodnieniem międzykręgowego oraz rozluźnieniem więzadeł podtrzymujących. Wyróżnia się następujące odmiany kręgozmyku: wrodzony, zwyrodnieniowy, cieśni, urazowy oraz patologiczny. Stany patofizjologiczne aparatu ruchu, takie jak choroba zwyrodnieniowa krążka międzykręgowego

czy kręgoszmyk, mogą niekorzystnie zmieniać środowisko biomechaniczne oraz zdolność kręgosłupa lędźwiowo-krzyżowego do efektywnego przenoszenia obciążeń i ruchu [3, 5, 7].

Jednym z najprężniej rozwijających się zagadnień biomechaniki są badania modelowe kręgosłupa i jego poszczególnych segmentów [2, 7, 10, 11]. W odróżnieniu od tradycyjnych technik, symulacja komputerowa oraz poprzedzający ją proces modelowania ułatwia przeprowadzenie bardzo dokładnej analizy parametrów kinematycznych oraz dynamicznych. Badania biomechaniczne wykorzystywane są zarówno do analizy rozkładu obciążeń aparatu ruchu, jak i do oceny jego aktywności, w których kluczowe jest określenie masowych momentów bezwładności, masy kręgów oraz ich dokładnej budowy geometrycznej. Znajomość tych parametrów jest istotna przy przyjmowaniu uproszczeń i warunków brzegowych w trakcie procesu modelowania. Oprócz tego, poznanie biomechanicznych właściwości kręgosłupa, nieprawidłowości prowadzących do deformacji oraz stanów zwyrodnieniowych jest niezbędne w profilaktyce, diagnostyce i leczeniu schorzeń kręgosłupa [1, 3].

Schorzenie to jest wciąż jednym z najbardziej aktualnych problemów biomechaniki kręgosłupa, do analizy którego wykorzystuje się systemy komputerowe. Przy użyciu modelu kręgosłupa lędźwiowego udowodniono wpływ zwyrodnienia dysku międzykręgowego na biomechanikę segmentu L4-L5. Przeprowadzona symulacja numeryczna: rozciągania, zginania, ściskania i rotacji pomogła określić zależności pomiędzy stopniem deformacji krążka międzykręgowego a zakresem ruchomości kręgosłupa [2].

Na podstawie przeglądu literaturowego, a także wychodząc naprzeciw oczekiwaniom lekarzy, za cel niniejszej pracy przyjęto analizę numeryczną rozkładu naprężeń i przemieszczeń dla różnych stopni kręgoszmyku.

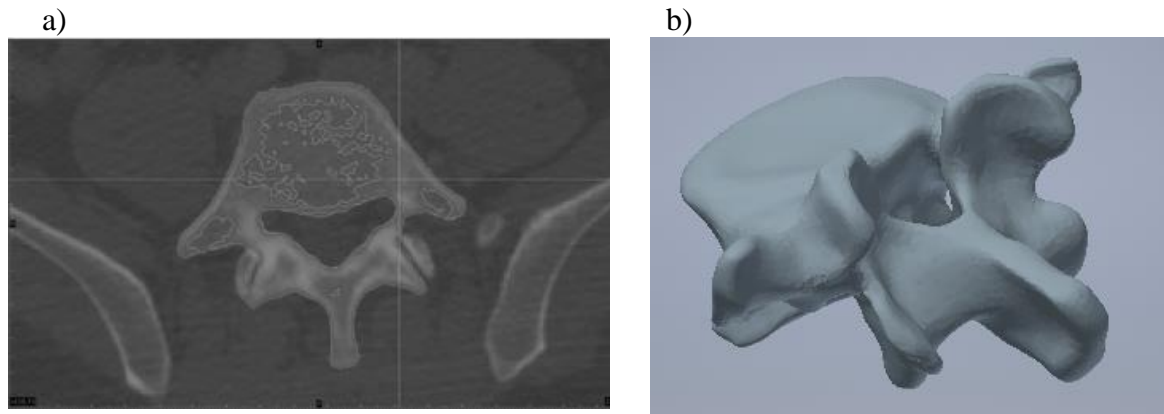
2. BUDOWA MODELU

W procesie modelowania nie uwzględniono elementów struktur anatomicznych, które nie miały ścisłego związku z celem przeprowadzonych badań (tj. układu pokarmowego, nerwowego, krwionośnego oraz mięśni.). Więzadła ograniczające zostały pominięte, z uwagi na skomplikowane operacje wyodrębniające ich geometrię z tomografii komputerowej. Ich występowanie zrekomensowano odpowiednio dobranym obciążeniem [5].

Modelowanie matematyczne rozpoczęto od zaimportowania zdjęć tomografii komputerowej kręgosłupa człowieka do oprogramowania Mimics. Wygenerowane modele struktur anatomicznych zostały zdyskretyzowane w programie 3-matic (Materialise). W celu optymalizacji modelu zastosowano kilkakrotnie wygładzanie metodą Laplace'a (funkcja wbudowana w programie) ze współczynnikiem równym 0,4÷0,7. Następnie podzielono je na tetrahedryczne elementy skończone typu Solid 72, których maksymalna długość krawędzi nie przekraczała 3 mm. Kolejno wygenerowano siatkę objętościową *volume mesh*, by ostatecznie wyeksportować model do formatu *.cdb w efekcie uzyskano trójwymiarowy model kręgów L4 i L5 oraz krążka międzykręgowego L4/L5 (rys. 1). w tabeli 1. przedstawiono liczbę węzłów i elementów dla wszystkich modeli kręgosłupa człowieka.

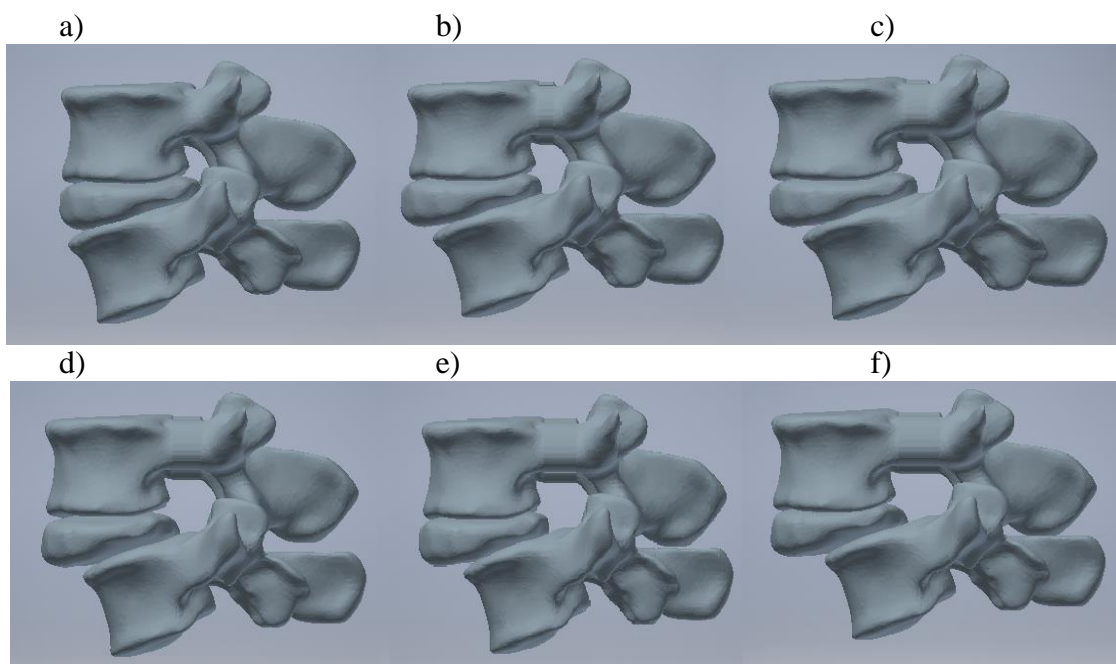
Tabela 1. Liczba węzłów i elementów dla wszystkich modeli kręgosłupa człowieka.

	Model fizjologiczny	Model kręgoszmyku				
		4 mm	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm
Liczba węzłów	247 798	257 300	262 664	263 137	263 631	264 028
Liczba elementów	147 528	152 571	155 336	155 369	155 556	155 618



Rys. 1. a) Widok w płaszczyźnie poprzecznej kręgu L5 w programie Mimics;
b) Model kręgu L5.

Następnie w oprogramowaniu CAD zamodelowano schorzenie segmentu ruchowego człowieka dla poszczególnych wartości przemieszczeń kręgozmyku. W tym celu dodano pomiędzy część trzonową a wyrostkową kręgu L4 dodatkową bryłę symulującą chrząstkozrost występujący przy początkowym stadium kręgozmyku. Jej szerokość ustawiono na odległościach: 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm oraz 12 mm. W efekcie uzyskano modele odcinka lędźwiowego (rys. 2.) dla różnych stopnia kręgozmyku (4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm) oraz jeden model kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego.



Rys. 2. Modele fragmentów kręgosłupa dla poszczególnych stopni przemieszczeń kręgozmyku:
a) model fizjologicznie prawidłowy; b) 4 mm; c) 6 mm; d) 8 mm; e) 10 mm; f) 12 mm.

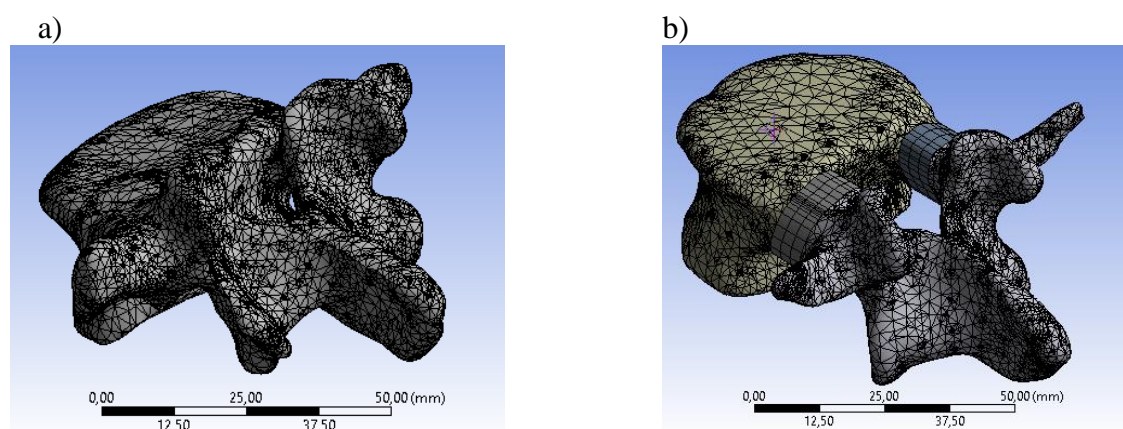
3. SYMULACJE NUMERYCZNE

Analiza wytrzymałościowa została zrealizowana za pośrednictwem środowiska ANSYS Workbench 2013. Nadano uśrednione wartości własności mechanicznych kręgów, krążka międzykręgowego oraz chrząstkozrostów. Pozyskane dane materiałowe przedstawiono w tab. 2.

Tabela 2. Przyjęte w modelu własności materiałowe elementów kręgosłupa.

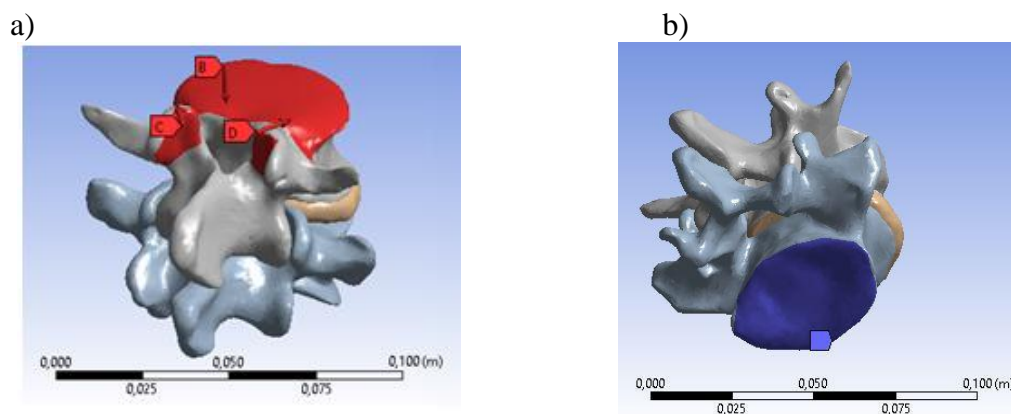
Element	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona	Autor
Kręę	10 000	0,29	Yoganandan i wsp. [11]
Krążek międzykręęowy	3,4	0,49	Yoganandan i wsp. [11]
Chrzęstkozrost	93	0,30	Danso i wsp. [4]

Następnie dokonano dyskretyzacji modelu na elementy skończone o nastęujących parametrach: wielkość siatki 0,003 m, stopień rozdzielczości 3, uśrednioną wartość kąta trójkąta siatki 97°, minimalną wartość trójkąta siatki 60°, a maksymalną 173°. Wprowadzono zmiany geometrii siatki na potrzeby wygładzenia poszczęólnych kręęów, natomiast nie przeprowadzono analizy wpływu wielkości elementów na jakość uzyskanych wyników. Na rysunku 3. przedstawiono modele kręęów po procesie dyskretyzacji.



**Rys. 3. Dyskretyzacja na elementy skończone a) kręę L5;
b) kręę L4 z 8 mm przemieszczeniem kręęozmyku**

Pomiędzy stykającymi się powierzchniami kręęów i krążka międzykręęowego oraz stawów międzykręęowych zastosowano typ kontaktu Bonded. Tak sformułowane modele zostały obciążone siłą równą 500 [N], wynikającą z przenoszonego ciężaru górnej części ciała, z czego 2/3 tej siły rozmieszczono na powierzchni trzonu kręęu L4, a pozostałe 1/3 siły przyłożono do powierzchni stawowych (rys. 4a). W każdym modelu unieruchomiona została dolna część kręęu lędźwiowego L5 poprzez odebranie węzłom wszystkich stopni swobody (rys. 4b). We wszystkich modelach zastosowano te same warunki brzegowe.

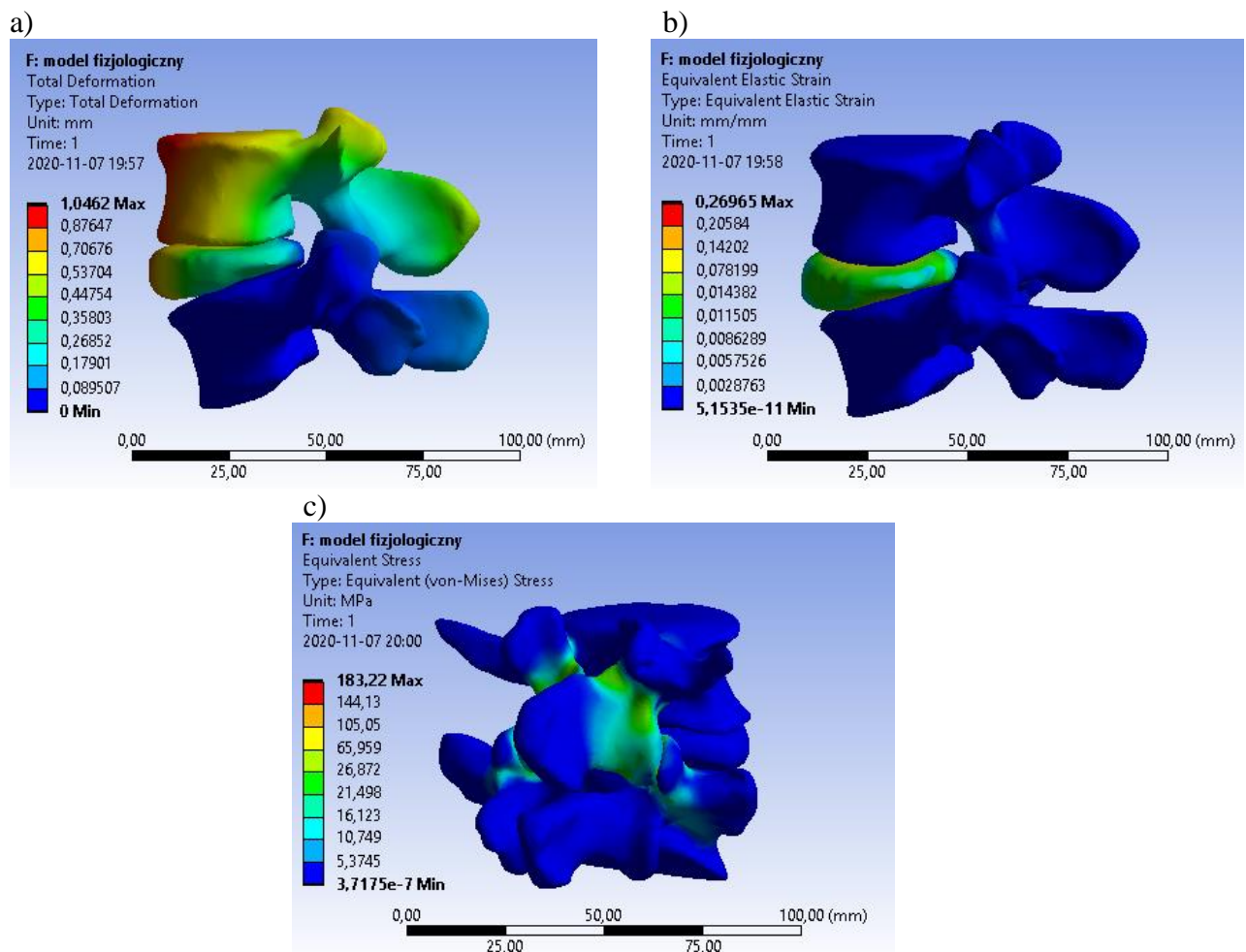


**Rys. 4. a) Model geometryczny z wizualizacją obciążeń: dla kręęosłupa fizjologicznego;
b) Model geometryczny kręęosłupa z wizualizacją unieruchomienia dolnej części kręęu L5.**

4. WYNIKI

Przeprowadzona symulacja w warunkach statycznych umożliwiła wyznaczenie wartości przemieszczenia, odkształcenia oraz mapy naprężeń zredukowanych, obliczonych według hipotezy Hubera-Misesa.

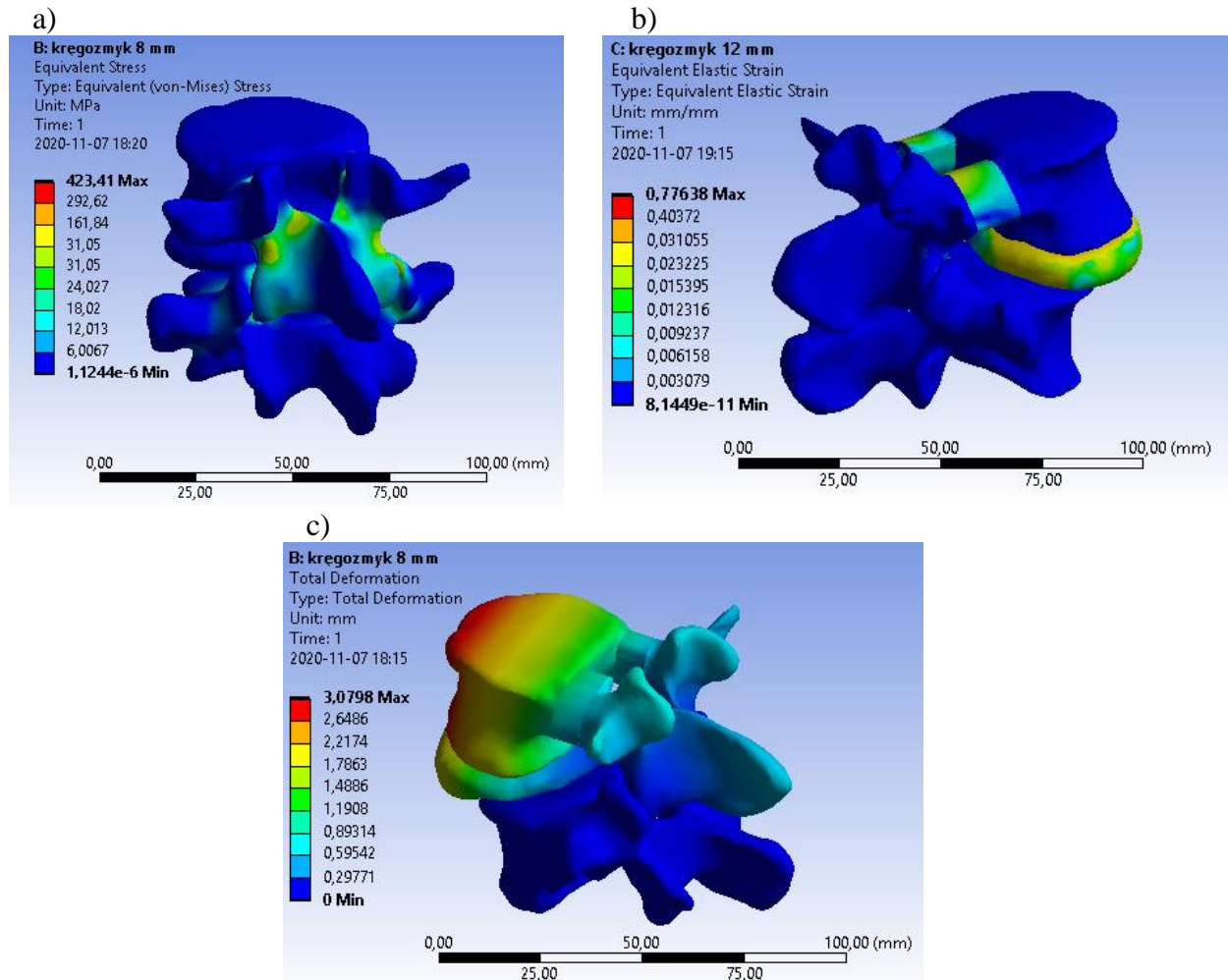
Analizę numeryczną rozpoczęto od określenia stanu wyężenia modelu fizjologicznego kręgosłupa lędźwiowego. Maksymalne odkształcenie wyniosło 0,27; stwierdzono je dla krążka międzykręgowego (rys. 5b). Największe naprężenia według hipotezy Hubera-Misesa (rys. 5c) wystąpiły na powierzchniach stawowych. Ich wartość wyniosła 183,22 [MPa]. Zbadano również rozkład oraz wartości przemieszczeń (rys. 5a) w badanym modelu kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego. Największą wartość przemieszczeń odnotowano dla kręgu L4, która wyniosła 1,05 [mm].



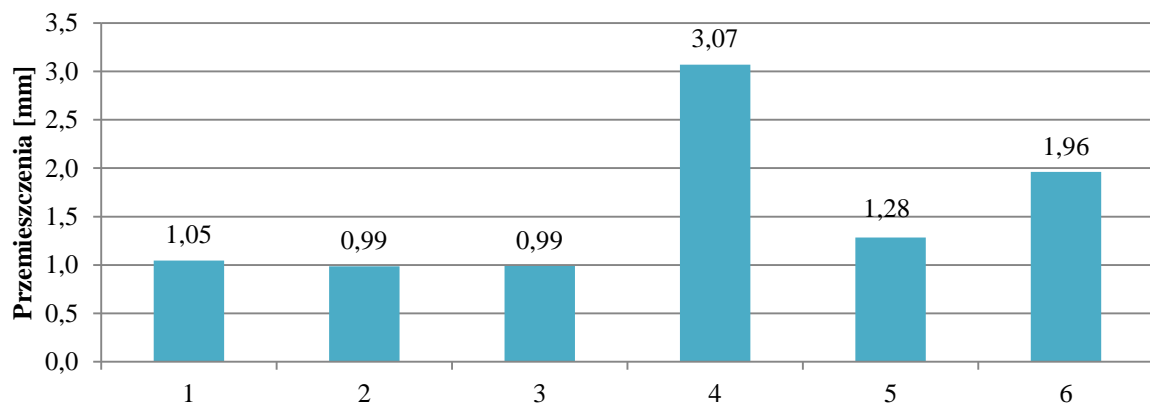
Rys. 5. Rozkład a) odkształceń; b) naprężeń; c) przemieszczeń; odcinka L4-L5 modelu fizjologicznego przy obciążeniu siłą 500 N.

Analiza wytrzymałościowa wszystkich modeli kręgosłupa człowieka z różnymi stopniami kręgozmyku wykazała generowanie maksymalnych odkształceń w obrębie krążka międzykręgowego L4/L5. z przeprowadzonej symulacji numerycznej wynika, że zadane obciążenie wywołało deformację o największej wartości odkształcenia (rys. 6b, 8) na poziomie 0,78 dla modelu kręgosłupa z 12-milimetrowym przemieszczeniem kręgozmyku. Dla każdego modelu matematycznego stwierdzono koncentrację maksymalnych naprężeń zredukowanych według hipotezy Hubera-Misesa na powierzchniach stawowych. Ich

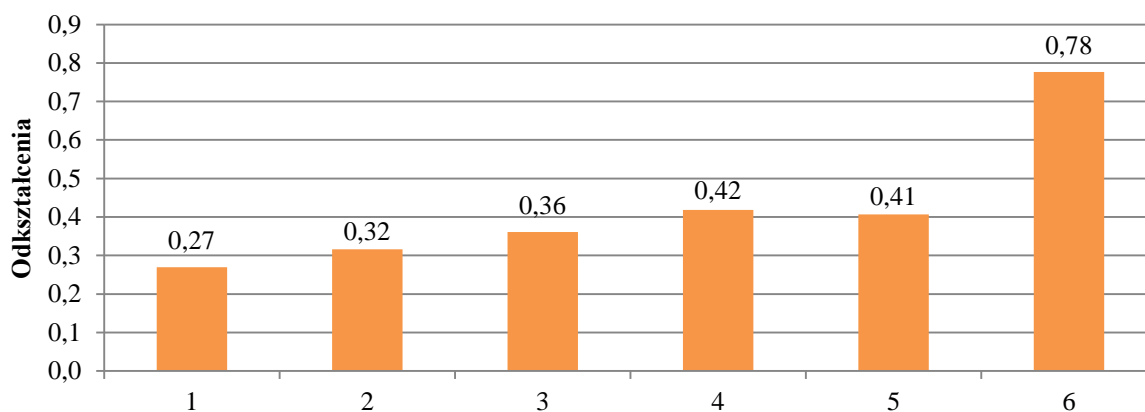
największe wartości uzyskano w modelu kręgosłupa z 8-milimetrowym przemieszczeniem kręgozmyku, które wyniosło 423,41 [MPa] (rys 6a, 9). Dodatkowo, dla tego samego modelu odnotowano również największą wartość przemieszczenia (rys. 6c, 7), która wystąpiła w miejscu przyłożenia siły 500 [N], wynikającej z obciążenia tułowia i wyniosła 3,08 [mm]. W żadnym analizowanym modelu nie stwierdzono przemieszczeń występujących w kręgu L5.



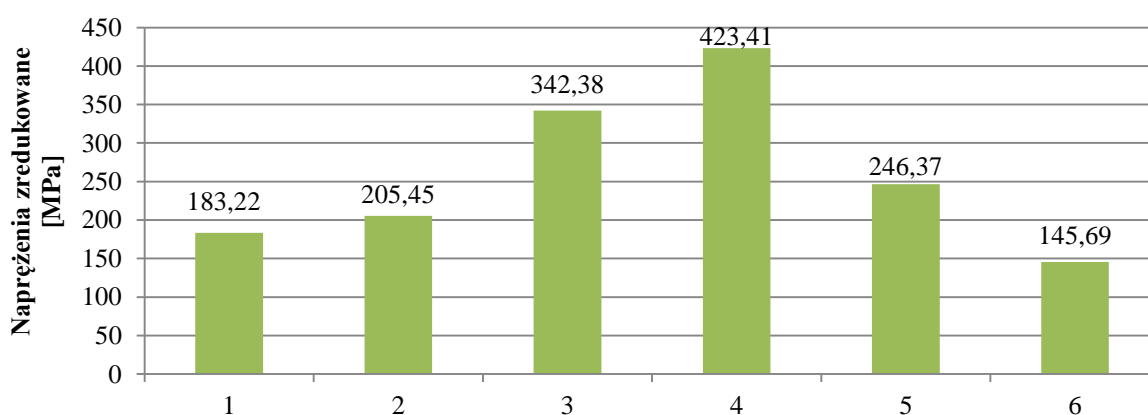
Rys. 6. Analiza wytrzymałościowa modelu kręgosłupa a) mapa naprężeń zredukowanych 8 mm kręgozmyku; b) rozkład odkształceń 12 mm kręgozmyku; c) rozkład przemieszczeń 8 mm.



Rys. 7. Wykres maksymalnych wartości przemieszczeń uzyskanych podczas analizy dla poszczególnych modeli kręgosłupa.



Rys. 8. Wykres maksymalnych wartości odkształceń uzyskanych podczas analizy dla poszczególnych modeli kręgosłupa.



Rys. 9. Wykres maksymalnych wartości zredukowanych naprężeń uzyskanych podczas analizy dla poszczególnych modeli kręgosłupa.

Przeprowadzono również analizę pod kątem maksymalnych naprężeń w wewnętrznych strukturach analizowanego układu które przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Wartości naprężeń zredukowanych w wewnętrznych strukturach układu.

	Naprężenia zredukowane [MPa]					
	Model fizjologiczny	4 mm	6 mm	8 mm	10 mm	12 mm
Kręgosłup L4	0,07	0,44	0,56	0,71	0,3	0,28
Kręgosłup L4/L5	0,10	0,98	7,14	7,02	0,78	0,27
Kręgosłup L5	0,09	2,21	1,32	1,35	5,07	2,73
Chrzęstakozrost	-	1,32	1,54	1,73	0,97	1,66

5. WNIOSKI i PODSUMOWANIE

W pracy przeprowadzono analizę wytrzymałościową obciążeń występujących w odcinku lędźwiowym na poziomie L4-L5. W tym celu zbudowano model kręgosłupa fizjologicznie prawidłowego oraz zamodelowano schorzenie segmentu ruchowego człowieka dla pięciu różnych przemieszczeń kręgozmyku. Weryfikacja badania została przeprowadzona na podstawie danych literaturowych – Zander et al. z 2001 roku [12]. Porównując wartość naprężeń wewnątrz krążka międzykręgowego L4/L5, uzyskano 0,1 [MPa] dla modelu

kręgosłupa fizjologicznego, natomiast dla badań eksperymentalnych *in vitro* ciśnienie wyniosło 0,07 [MPa]. Na podstawie przeprowadzonej analizy numerycznej metodą elementów skończonych zauważono pewne korelacje pomiędzy wartością maksymalnych naprężeń zredukowanych a stopniem przemieszczeń kręgozmyku. Wraz ze wzrostem stopnia przemieszczeń kręgozmyku do wartości 8 mm zaobserwowano wzrost naprężeń. Po osiągnięciu tego progu kręgozmyku nastąpił spadek naprężeń, wskazując tym samym na stopniowe, coraz słabsze funkcjonowanie triady podparcia opracowanych modeli kręgosłupa odcinka lędźwiowego.

Zaprezentowane w pracy modele będą poddawane kolejnym analizom mającym na celu pogłębianie wiedzy z zakresu biomechaniki kręgosłupa człowieka.

LITERATURA

- [1] Adams M., Dolan P.: Spine biomechanics – Perspective, *Journal of Biomechanics* 38, p. 1972-1983, 2005.
- [2] Azian M., Tanaka M.: Biomechanical investigation on the influence of the regional material degeneration of an intervertebral disc in a lower lumbar spinal unit: a finite element study, *Computers in Biology and Medicine* 98, 2018, p. 26-38.
- [3] Cunningham B.W., Mueller K.B., Hawkeem J.B., Rolle N.P.: Biomechanical considerations and mechanisms of injury in spondylolisthesis, *Semin Spine Surg* 32, 2020.
- [4] Danso E.K., Honkanen J.T., Saarakkala S., Korhonen R.K.: Comparison of Nonlinear Mechanical Properties of Bovine Articular Cartilage and Meniscus, *Journal of Biomechanics*, 2014, s. 200-206.
- [5] Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007.
- [6] Quan Y. L., Ho-Joong K., Juhyun S., Kyoung-Tak K., Bong-Soon C., Choon-Ki L., Hyun S. S., Jin S. Y. : “Biomechanical analysis of lumbar decompression surgery in relation to degenerative changes in the lumbar spine – Validated finite element analysis” *Computers in Biology and Medicine* 89, 2007, 512-519.
- [7] Rivollier M., Marlier B., Kleiber J.C., Eap C., Litre C.F.: Surgical treatment of high-grade spondylolisthesis: Technique and result, *Journal of Orthopaedics* 22, 2020, p. 383-389.
- [8] Ślimak P., Wolański W., Gzik M.: Wpływ stabilizacji przedniej na biomechanikę odcinka szyjnego kręgosłupa człowieka, *Aktualne Problemy Biomechaniki*, nr 5, 2011, s. 165-170.
- [9] Tejszerska D., Świtoński E., Gzik M.: Biomechanika narządu ruchu człowieka. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2011.
- [10] Wagnac E., Arnoux P., Garo A., Aubin C., Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions, *International Federation for Medical and Biological Engineering*, vol. 50, 2012, p. 903-915.
- [11] Yoganandan N., Kumaresan S., Voo L., Pintar F.A., Larson S.J.: Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit, *Medical Engineering & Physics*, vol. 18, no 7, 1996, s.569-571.
- [12] Zander T., Rohlmann A., Calisse J., Bergmann G.: Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination, *Clinical Biomechanics*, vol. 16, 2001, s. 73-80.

NUMERICAL ANALYSIS OF THE MOTOR SEGMENT OF THE LUMBAR SPINE WITH THE SPONDYLOLISTHESIS

Abstract: The research carried out a numerical analysis of the loads occurring in the lumbar spine at the L4-L5 level. The project started with modeling the spine diseases in the Inventor 2018 software for different values of spondylolisthesis. In ANSYS Workbench 2013, numerical simulations were performed: analysis of a physiologically correct model, analysis of the mathematical model of the spine with various degrees of spondylolisthesis (4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm and 12 mm). Models were verified on the basis of literature data.