MODELOWANIE INŻYNIERSKIE ISSN 1896-771X
44, s. 109-116, Gliwice 2012

BADANIA MODELOWE W OCENIE STANU FIZYCZNEGO KRĘGOSŁUPA LĘDŹWIOWEGO PO LECZENIU KRĘGOZMYKU

MAREK GZIK[1], KAMIL JOSZKO[1], JERZY PIENIĄŻEK[2]

[1]*Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska*
e-mail: marek.gzik@polsl.pl, kamil.joszko@polsl.pl
[2]*Oddział Neurochirurgii i Neurotraumatologii, Wojewódzki Szpital Specjalistyczny nr 4 w Bytomiu*
e-mail: s.nch@szpital4.bytom.pl

Streszczenie. Celem przeprowadzonych badań była ocena wpływu stabilizacji tylnej prętowej na biomechaniczne aspekty w odcinku lędźwiowym kręgosłupa w przypadku leczeniu kręgozmyku. Modele zbudowano z wykorzystaniem przedoperacyjnej diagnostyki TK oraz MRI, wykonywanej rutynowo w praktyce medycznej. Do obróbki wyników badań neuroobrazowych wykorzystano program MIMICS. Następnie modele zaimportowano do środowiska oprogramowania MES i przeprowadzono analizę statyczną dla obciążenia pochodzącego od górnej części ciała. Modele utwierdzono, odbierając wszystkie stopnie swobody na dolnej powierzchni kości krzyżowej. Przeprowadzone symulacje pozwoliły na wyznaczenie stanu naprężeń w poszczególnych kręgach dla modeli ze stabilizatorem transpedikularnym i bez stabilizatora.

1. WSTĘP

Kręgosłup ze względu na funkcje i zadania, jakie pełni w organizmie, jest jedną z najistotniejszych części budowy anatomicznej człowieka. Efektywna realizacja: podpory głowy i górnych partii ciała z możliwością dużych zakresów ruchu, przy jednoczesnej funkcji ochrony rdzenia kręgowego, w zasadniczy sposób przyczyniła się do skomplikowanej fizycznej budowy.

W praktyce klinicznej najczęściej podejmowane zagadnienia dotyczą odcinka lędźwiowego. Ma to związek z zakresami ruchu oraz bardziej niekorzystnymi warunkami obciążenia, w odróżnieniu od odcinka piersiowego i szyjnego. Około 30% wszystkich chorych ortopedycznych stanowią przypadki związane z odcinkiem lędźwiowym. Większość niestabilności jest związana z zaburzeniem równowagi oddziaływania mięśni, degradacją dysków oraz zwyrodnieniami stawów międzykręgowych, które pogłębiają lordozę lędźwiową i wpływają na złe ustawienie w stosunku do kości krzyżowej. Problemy te swą etiologię często zawdzięczają mechanicznym obciążeniom. Funkcjonowanie w okresie życia powoduje rozluźnienie aparatu więzadłowego, co z kolei wpływa na powstanie luzów w obrębie stawów i przy stopniowej utracie sprawności mięśni skutkuje niestabilnością w segmentach ruchowych [1,4,5,6].

Jedną z dolegliwości występujących w odcinku lędźwiowym kręgosłupa jest kręgozmyk. Schorzenie to jest formą przewlekłej niestabilności kręgosłupa w odcinku lędźwiowym. Polega na przemieszczeniu dwóch kręgów względem siebie (wyższy kręg ulega przesunięciu do przodu względem niższego). W lędźwiowym odcinku kręgosłupa kręgozmyk, w większości przypadków, występuje na poziomie L5-S1, rzadziej na poziomie L4-L5 i L3-L4. Najczęściej występujące rodzaje kręgozmyku: wrodzony (niedorozwój łuków i stawów kręgu), cieśni (defekt dotyczy części międzywyrostkowej łuku, tzw. węziny), zwyrodnieniowy (dotyczy zwyrodnienia krążka międzykręgowego z towarzyszącymi zmianami w stawach międzywyrostkowych, nie dochodzi do złamania łuku kręgu, przemieszczeniu ulega cały kręg), urazowy (złamanie w obrębie wyrostków stawowych lub nasady łuków), patologiczny (powstaje na skutek zmian wtórnych towarzyszących chorobom). Występujące dolegliwości najczęściej są związane z drażnieniem i później uszkodzeniem układu nerwowego lub patologią struktur stawu kręgowego.

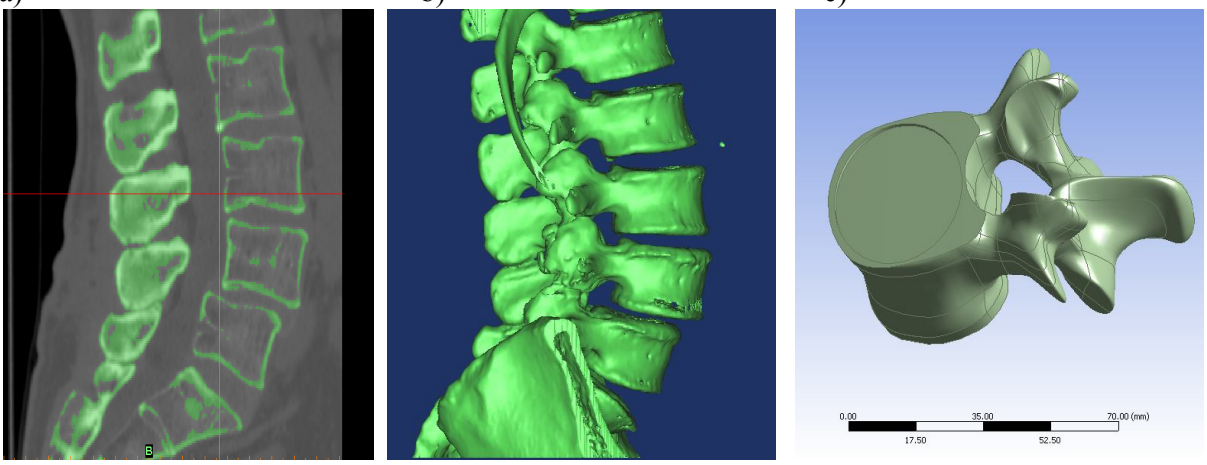
W praktyce stosuje się kilka metod stabilizacji kręgosłupa w odcinku lędźwiowym, jedną z nich jest stabilizacja za pomocą śrub transpedikularnych. Metoda ta polega na osadzeniu śruby repozycyjnej w każdym pedikulum kręgu. Śruba taka, w każdym przypadku, ma część osadzoną w kości oraz część chwytową do mechanicznego podciągania kręgu, jak np. śruba DERO. Istotnym parametrem decydującym o możliwościach repozycji jest osiowa siła wyrwania osadzonej śruby w kręgu. Wartość siły wyrwania śruby zależy od właściwości kości, geometrii śruby oraz sposobu i geometrii jej osadzenia. Kolejną metodą stabilizacji jest PLIF, czyli z angielskiego "tylne, lędźwiowe zespolenie międzytrzonowe". Zabieg polega na usunięciu krążka międzykręgowego, oczyszczeniu miejsca po usuniętym dysku oraz wprowadzeniu dwóch implantów międzytrzonowych. Następna metoda stabilizacji kręgosłupa to ALIF (ang. anterior lumbar interbody fusion - przednia lędźwiowa stabilizacja międzytrzonowa); jej cechą charakterystyczną jest dojście przednie do kręgosłupa przez jamę brzuszną. Z uwagi na szeroki dostęp do dysków międzykręgowych przy braku korzeni nerwowych po drodze łatwo jest usunąć jądro miażdżyste i wprowadzić do przestrzeni implanty. W zależności od schorzenia, gdy dochodzi do znacznej niestabilności, czasem konieczne jest dodatkowe wkręcenie śrub z podejścia tylnego kręgosłupa [2,3,5].

Powyższe przykładowe metody stabilizacji kręgosłupa stosowane są od wielu lat, natomiast wciąż istnieją kontrowersje co do optymalnych kryteriów kwalifikacji ich stosowania.

2. BUDOWA MODELU

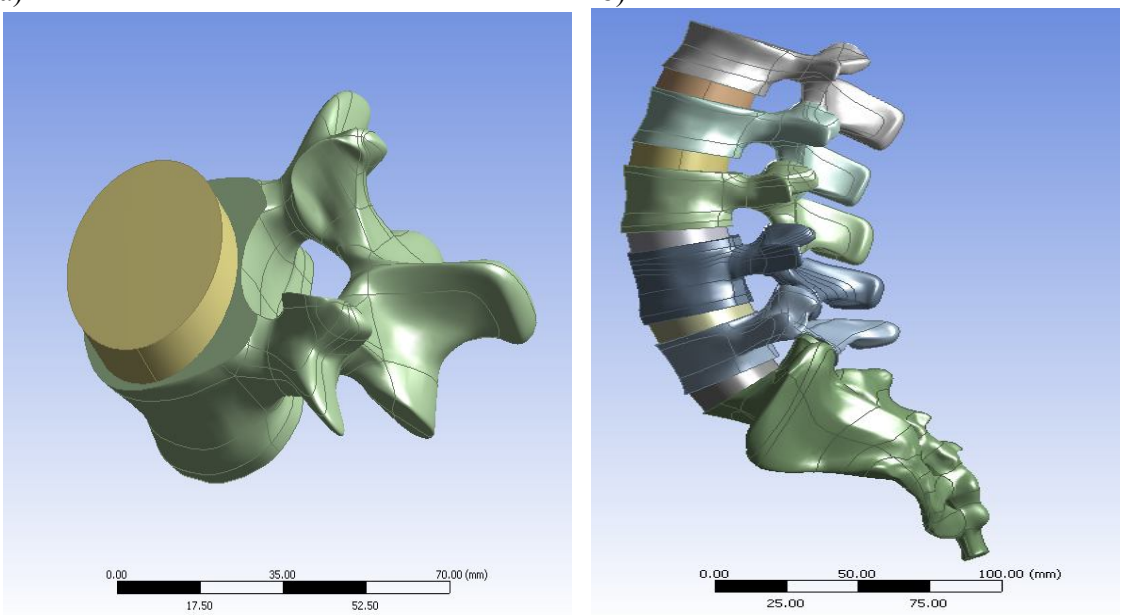
Modelowanie rozpoczęto od importu obrazów tomografii komputerowej odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka do programu Mimics, w którym stworzono modele 3D poszczególnych kręgów. Następnie w programie Ansys dokonano ich uproszczenia poprzez wyrównanie powierzchni trzonów kręgów oraz zaznaczenie usadowienia dysku międzykręgowego, którego postać geometryczna została uproszczona i przedstawiona na rys.1 i rys.2.

a) b) c)



Rys. 1. a) tomografia komputerowa b) model numeryczny w programie Mimics c) uproszczony model kręgu

a) b)

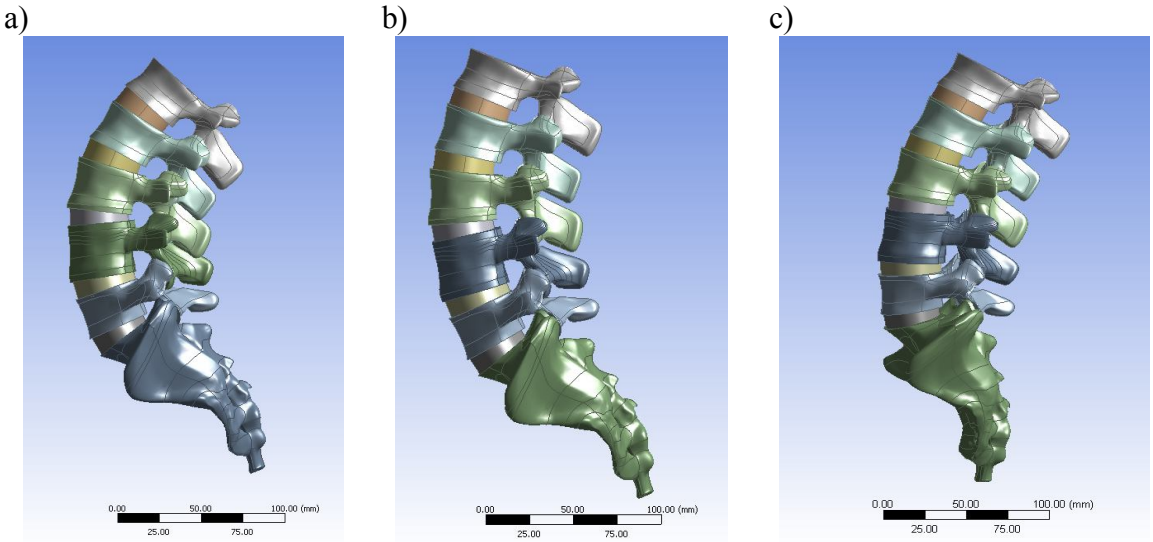


Rys. 2. a) uproszczony model dysku b) model numeryczny odcinka lędźwiowego kręgosłupa w programie Ansys

3. SYMULACJE NUMERYCZNE

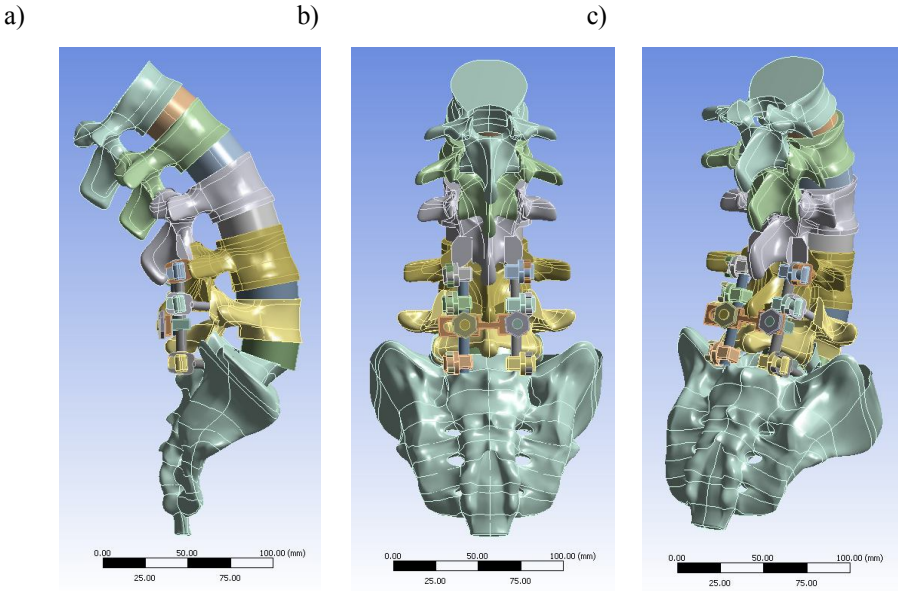
W programie Ansys sformułowano trzy modele odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka, każdy o innym kącie lordozy, oraz model po stabilizacji prętowej. Następnie przeprowadzono analizę wytrzymałościową dla obciążenia pochodzącego od górnej części ciała, co pozwoliło na wyznaczenie stanu naprężeń w poszczególnych kręgach. Materiał kręgów i dysków międzykręgowych przyjęto jako izotropowy. Analizę statyczną przeprowadzono na trzech modelach numerycznych odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka o kącie lordozy 39°, 51° oraz 81° (rys.3), które obciążono siłą 500 [N] pochodzącą od górnej części ciała. Obciążenie zostało przyłożone do kręgu L1 w proporcji 2/3 na

powierzchnię trzonu kręgu oraz po 1/6 na powierzchnie stawowe. Model utwierdzono, odbierając wszystkie stopnie swobody na dolnej powierzchni kości krzyżowej.



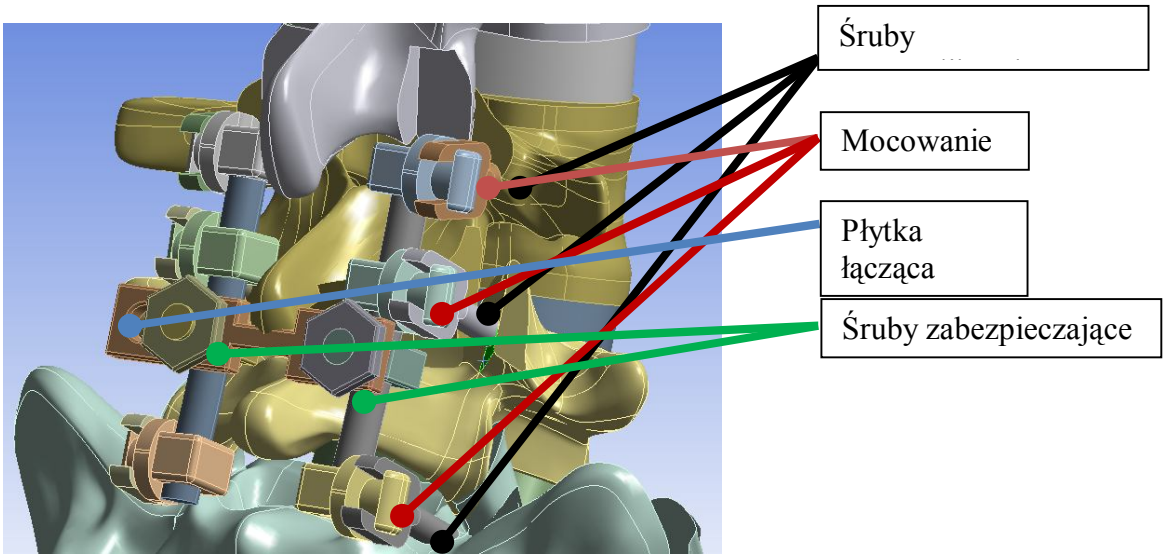
Rys. 3. Model odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka a) kąt lordozy 39° b) kąt lordozy 51° c) kąt lordozy 81^{0}

W kolejnym etapie sformułowano model odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka z kręgozmykiem. Ześlizg zamodelowano na poziomie L5 S1, stopień podwichnięcia kręgu przyjęto na poziomie 25% względem prawidłowego ustawienia kręgosłupa. Następnie w modelu zastosowano stabilizację transpedikularną (rys. 4), która pozwoliła na odciążenie węziny kręgu L5. Tak przygotowany model poddano analizie wytrzymałościowej dla obciążenia pochodzącego od górnej części ciała. Przeprowadzona symulacja pozwoliła na wyznaczenie stanu naprężeń w poszczególnych kręgach po zastosowaniu stabilizacji.



Rys. 4. Model odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka z zastosowanym stabilizatorem transpedikularnym a) widok z boku b) widok z tyłu c) widok izometryczny

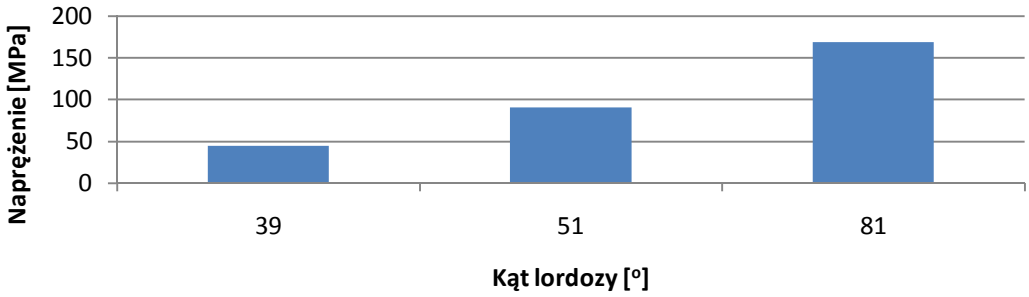
Zastosowany stabilizator (rys. 5) składa się z sześciu śrub transpedikularnych, które zostały umiejscowione w kości krzyżowej oraz w kręgach L5, L4. Śruby zostały połączone dwoma prętami za pośrednictwem specjalnego mocowania. Dodatkowo pręty połączone są za pomocą płytki, która stanowi podparcie dla wyrostka kolczystego kręgu L4.



Rys. 5. Budowa stabilizatora transpedikularnego

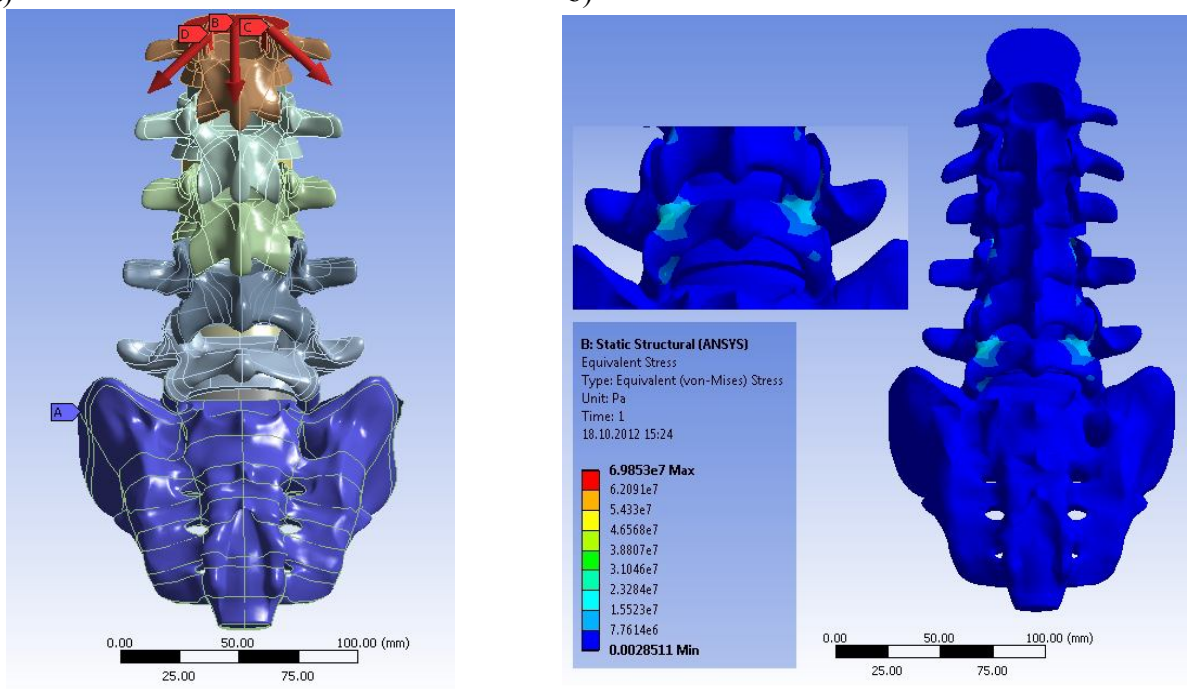
4. WYNIKI

W pierwszej kolejności symulacje numeryczne stanu obciążenia przeprowadzono dla fizjologicznego odcinka lędźwiowego o różnych kątach lordozy. Koncentracja naprężeń zredukowanych, obliczonych według hipotezy Hubera–von Misesa, wystąpiła w węzinie łuku kręgu L5 (rys. 7a). W rzeczywistości miejsce to jest najbardziej narażone na powstanie mikropęknięć, które w konsekwencji prowadzą do kręgozmyku. Zauważono również zależność pomiędzy kątem lordozy a wartością naprężeń w węzinie łuku kręgu L5 (rys. 6). Przy kącie lordozy równym 39° naprężenia zredukowane kształtowały się na poziomie 36 – 45 [MPa], zwiększając kąt lordozy do 51° wartość naprężeń wzrosła do 81 – 91 [MPa], natomiast przy maksymalnym kącie lordozy, równym 81°, naprężenia w węzinie kształtowały się na poziomie 140 – 169 [MPa].



Rys. 6. Wykres maksymalnych naprężeń dla różnych kątów lordozy w przypadku fizjologicznego odcinka lędźwiowego

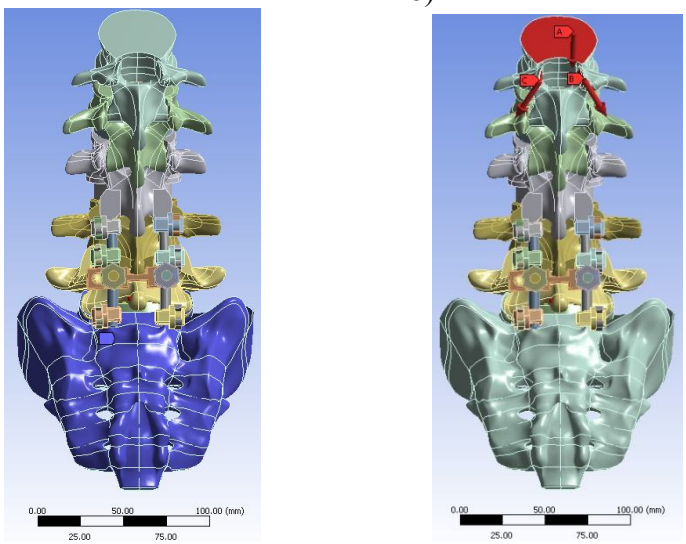
a) b)



Rys. 7. Analiza wytrzymałościowa fizjologicznego odcinka lędźwiowego a) miejsca przyłożenia obciążenia i utwierdzenia b) mapa naprężeń zredukowanych w węzinie kręgu L5

W następnym etapie analizie wytrzymałościowej poddano model odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka ze stabilizatorem transpedikularnym. Podobnie jak w poprzednich modelach obciążenie przyjęto na poziomie 500N i zostało rozłożone na kręgu L1 w następujących proporcjach: 334N przyłożono do trzonu kręgu, pozostała część obciążenia czyli 166N podzielono na obydwie powierzchnie stawowe kręgu L1 (rys. 7b). Utwierdzenie zostało przyłożone do kości krzyżowej (rys. 8).

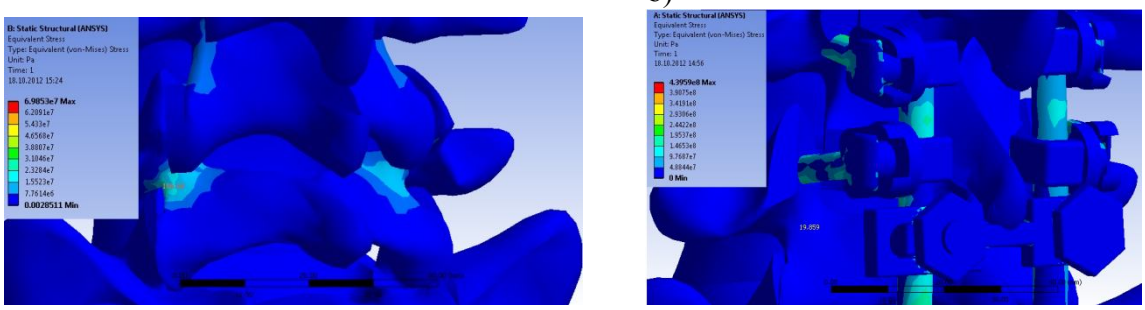
a) b)



Rys. 8. Analiza wytrzymałościowa odcinka lędźwiowego po stabilizacji prętowej a) miejsce utwierdzenia b) miejsce przyłożenia obciążenia

Po przeprowadzeniu analizy wyników można stwierdzić, że zastosowanie stabilizatora transpedikularnego pozwala na zmniejszenie wartości naprężeń zredukowanych w węzinie łuku L5 (rys. 9). W modelu bez stabilizatora naprężenia te ukształtowały się na poziomie 107 MPa, po zastosowaniu stabilizatora naprężenia zmniejszyły się do 20 MPa.

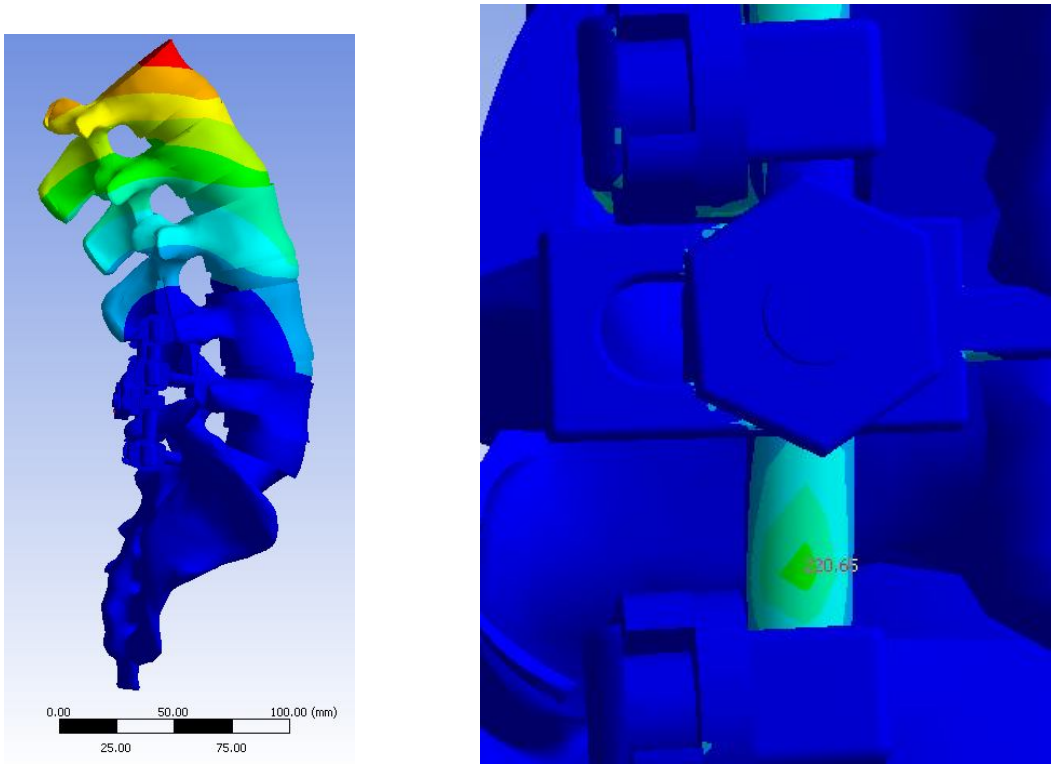
a) b)



Rys. 9. Mapa naprężeń zredukowanych we węzinie kręgu L5 a) przed stabilizacją b) po stabilizacji

W wyniku przeprowadzonej analizy otrzymano maksymalne przemieszczenie układu wynoszące 4,6 mm (rys.10a), które wystąpiło na poziomie kręgu L1. Największe naprężenia zredukowane, obliczone według hipotezy Hubera–Misesa, wystąpiły w prętach łączących poszczególne śruby transpedikularne, naprężenie to ukształtowało się na poziomie 220,65 MPa (rys.10b).

a) b)



Rys. 10.Wyniki przeprowadzonej analizy wytrzymałościowej a) maksymalne przemieszczenia układu b) maksymalne naprężenia zredukowane

5. PODSUMOWANIE

W pracy podjęto próbę oceny wpływu kąta lordozy na stan obciążenia kręgosłupa lędźwiowego w aspekcie możliwości wystąpienia sytuacji predysponujących do kręgozmyku. Ponadto analizie poddano stabilizację prętową z podejścia tylnego, najczęściej stosowaną przy repozycji i stabilizacji kręgów lędźwiowych po kręgozmyku. Przeprowadzone badania pozwoliły na lepsze zrozumienie korelacji pomiędzy stanem fizycznym tkanek, warunkami mechanicznych obciążeń i możliwością wystąpienia kręgozmyku. Stworzone modele będą dalej rozwijane w celu poszerzenia wiedzy na temat zjawisk biomechanicznych, dotyczących fizjologicznego oraz po stabilizacji odcinka lędźwiowego kręgosłupa człowieka w sytuacjach wykonywania codziennych czynności, jak również w stanach przeciążenia.

Badania prowadzone są w ramach projektu finansowanego przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego N N518 412238

LITERATURA

1. Dreischarf M., Rohlmann A., Berqmann G., Zander T.: Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine. „Journal of Biomechanics" 2011, Vol. 44, p. 2323-2327.
2. Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka. Gliwice: Wyd. Pol. Śl., 2007.
3. Gzik M.: Identyfikacja sił w strukturach anatomicznych kręgosłupa szyjnego człowieka. Gliwice: Wyd. Pol. Śl., 2008.
4. Kiwerski J., Kowalski M., Krasuski M., Szymanik W.: Schorzenia i urazy kręgosłupa. Warszawa: Wyd. PZWL, 2001.
5. Pasapula Ch.: Wilson-McDonald J.: Thoraco-lumbar fractures. "Current Orthopaedics" 2004, 18, p. 17 – 25.
6. Wolański W., Tejszerska D.: The influence of a stabilization plate on cervical spine. "Acta of Bioengineering and Biomechanics" 2004, Vol. 6, Suplement 1, p. 234-238.

ANALYSIS OF INTERACTIONS IN THE HUMAN LUMBAR SPINE AFTER TREATMENT SPONDYLOLISTHESIS

Summary. The aim of the research is to analyse the biomechanical aspects of stabilizing the lumbar part of the human spine from the back perspective, after treating spondylolisthesis. The models were built with the use of pre-surgical diagnostics TK and WRI, as routine in medical practice. Program MIMICS was used to process the results of the neuroimaging research. Then the models imported into the environment FEM software and the static analysis was made for the load coming from the upper part of the body. The models were stabilized by excluding all levels of freedom on the lower surface of the cross bone. The simulations made it possible to determine the stress in particular discs for models with and without transpedicular stabilizer.