

Iłona MAŃKA, Dagmara TEJSZERSKA Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

OKREŚLENIE I PORÓWNANIE SZTYWNOŚCI PRZESTRZENNYCH MODELI KRĘGOSŁUPA CZŁOWIEKA ZE SKOLIOZĄ PRZED ORAZ PO WYKONANIU ZABIEGU OPERACYJNEGO

Streszczenie. W artykule opisano model numeryczny kręgosłupa człowieka wraz z wprowadzonym implantem CD Horizon Antares, stosowanym podczas leczenia operacyjnego bocznego skrzywienia kręgosłupa z dostępu przedniego. Dodatkowo przedstawiono wyniki obliczeń numerycznych przeprowadzonych w programie ANSYS. Wyniki te zawierają zarówno dane dotyczące naprężeń powstających w implancie i tkance kostnej, jak również pozwalają na określenie wpływu implantu na sztywność kręgosłupa. Wyznaczone sztywności kręgosłupa fizjologicznego, kręgosłupa ze skoliozą oraz kręgosłupa wraz z wprowadzonym implantem są niezbędne na etapie projektowania nowych typów implantów i takiego dobru ich cech konstrukcyjnych, które pozwolą na zminimalizowanie ryzyka ich uszkodzeń z jednoczesną poprawą procesu leczenia.

1. WSTĘP

W związku z licznymi doniesieniami literaturowymi dotyczącymi faktu występowania bocznego skrzywienia kręgosłupa u około 10% populacji dzieci szkół podstawowych i gimnazjalnych, w Katedrze Mechaniki Stosowanej podjęto się prac dotyczących tematu skolioz. Pacjent ze skoliozą może być poddany różnym technikom leczenia, które dobierane są w zależności od stopnia zaawansowania skrzywienia oraz wieku pacjenta. Najogólniej leczenie to można podzielić na leczenie zachowawcze (np. gimnastyka korekcyjna, gorsety ortopedyczne) oraz leczenie operacyjne. Prace prowadzone w Katedrze Mechaniki Stosowanej związane z tym tematem miały na celu określenie sztywności kręgosłupa człowieka ze skoliozą oraz wpływu wprowadzenia implantu stosowanego podczas korekcji kręgosłupa na sztywność całego układu. Dodatkowo sprawdzano również stan naprężeń oraz przemieszczeń powstających w układzie tkanka kostna - stabilizator.

2. SFORMUŁOWANIE MODELI PRZESTRZENNYCH KRĘGOSŁUPA

W pierwszej kolejności opracowano autorski program Bio3DModel, który umożliwił sformułowanie modelu przestrzennego kręgosłupa człowieka poprzez wyeksportowanie bazy danych zawierającej współrzędne punktów poszczególnych struktur kostnych człowieka. Następnie po utworzeniu powierzchni, brył oraz dyskretyzacji modelu elementami tetragonalnymi typu Solid 95 w programie Ansys, możliwe było przeprowadzenie weryfikacji oraz zamodelowanie skoliozy. W związku z faktem, że skolioza jest deformacją trójpłaszczyznową do odwzorowania jej należało do modelu wprowadzić kąty zmierzone w płaszczyźnie czołowej, strzałkowej oraz kąty rotacji w płaszczyźnie poprzecznej.

W przypadku szczytania dwóch pierwszych kątów posłużono się zdjęciami RTG wykonanymi w rzucie przednio-tylnym (a-p) pacjentki ze skoliozą w odcinku piersiowo-lędźwiowym o kącie skrzywienia odpowiednio 46 i 55°. Natomiast kąty rotacji zostały określone na podstawie wyprowadzonej zależności [2.1] pomiędzy odległościami zmierzonymi zarówno w płaszczyźnie a-p, jak i bocznej:

$$\alpha = \arctg\left(\frac{x}{L}\right) = \arctg\left(\frac{k-s}{L}\right) \quad [2.1]$$

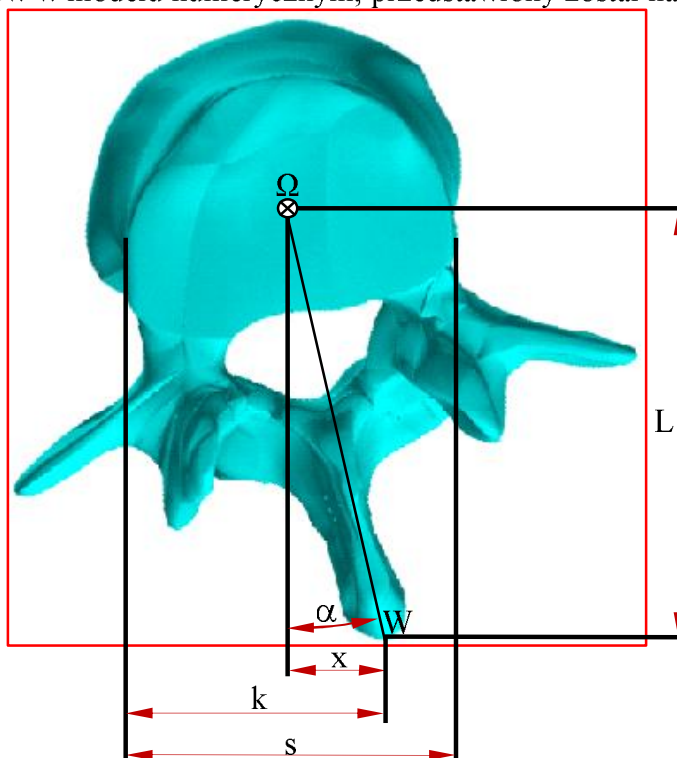
Mierzonymi odległościami były:

- odległość końca zarysu wyrostka kolczystego od środka geometrycznego trzonu kręgu - L, mierzona na zdjęciu rtg wykonanym w płaszczyźnie bocznej;
- szerokość trzonu kręgu - s, mierzona na zdjęciu rtg wykonanym w płaszczyźnie przednio-tylnej;
- odległość skrajnie oddalonego punktu W, znajdującego się na wyrostku kolczystym, od krawędzi zarysu trzonu widzianego w płaszczyźnie czołowej - k.

Na podstawie zmierzonych wartości L, s i k możliwe było określenie:

- odległości punktu W od osi przechodzącej przez środek trzonu w płaszczyźnie czołowej - x;
- kąta rotacji w płaszczyźnie poprzecznej poszczególnych kręgów - α na podstawie powyższej zależności

Sposób określenia omawianych parametrów, pozwalających na wprowadzenie rotacji poszczególnych kręgów w modelu numerycznym, przedstawiony został na rysunku 2.1.

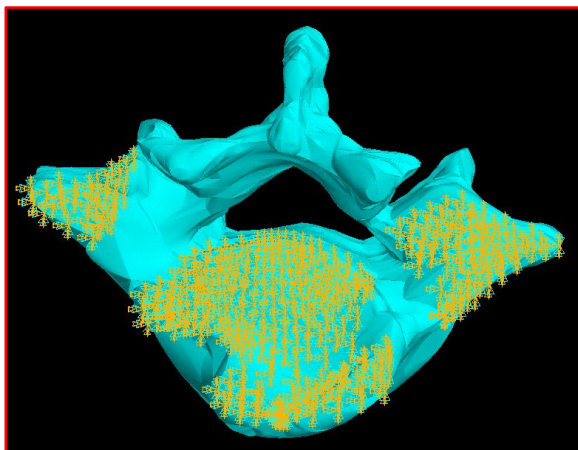


Rys. 2.1. Schemat wyznaczenia kąta rotacji dla poszczególnych kręgów

Kolejnym etapem prac było zamodelowanie implantu CD Horizon ANTARES i wprowadzenie go do modelu kręgosłupa ze skoliozą.

3. WYZNACZANIE SZTYWNOŚCI ZAMODELOWANYCH UKŁADÓW

Ostatecznie dla tak przygotowanych modeli określono sztywności oraz porównano je ze sobą. Analiza sztywności obejmowała wyznaczenie sztywności w trzech wzajemnie prostopadłych kierunkach (x, y, z). Modele utwierdzano poprzez odebranie wszystkich stopni swobody węzłom elementom skończonym należącym do dolnej powierzchni kręgu S1, jak pokazano na rys. 3.1.



Rys. 3.1. Sposób utwierdzania modeli kręgosłupa i klatki piersiowej służących do wyznaczenia sztywności

Następnie modelowane układy obciążano siłą przykładaną w środku geometrycznym górnej powierzchni trzonu kręgu Th1. Siłę maksymalną dobrano w taki sposób, aby uzyskana wartość momentu siły, dla całego kręgosłupa, była zbliżona do momentu siły wywieranego w trakcie badań eksperymentalnych przeprowadzonych przez Panjabiego oraz współpracowników [5]. Dlatego też, chcąc zadać analogiczne obciążenia dla całego modelu kręgosłupa z klatką piersiową, wyznaczono moment siły (4.208 Nm) działający w trakcie badań eksperymentalnych na pojedynczy segment ruchowy.

Wartość maksymalna siły użyta w trakcie badań wynosiła 160 N i była przykładana w takim miejscu, że uzyskano ramię 26.3 mm. Dla modelu numerycznego całego kręgosłupa przy znajomości długości odcinka pomiędzy utwierdzeniem dolnego kręgu i punktem przyłożenia obciążeń, które wynosiło 501 mm, możliwe było określenie wartości siły równej 8.4 N.

Ostatecznie modele obciążano siłą, która narastała liniowo w czasie 10 s. Przeprowadzenie takich symulacji pozwoliło na uzyskanie wyników odkształceń dla całego zakresu wymuszeń a jednocześnie nie wymagało powtarzania obliczeń dla tego samego modelu i kierunku obciążenia.

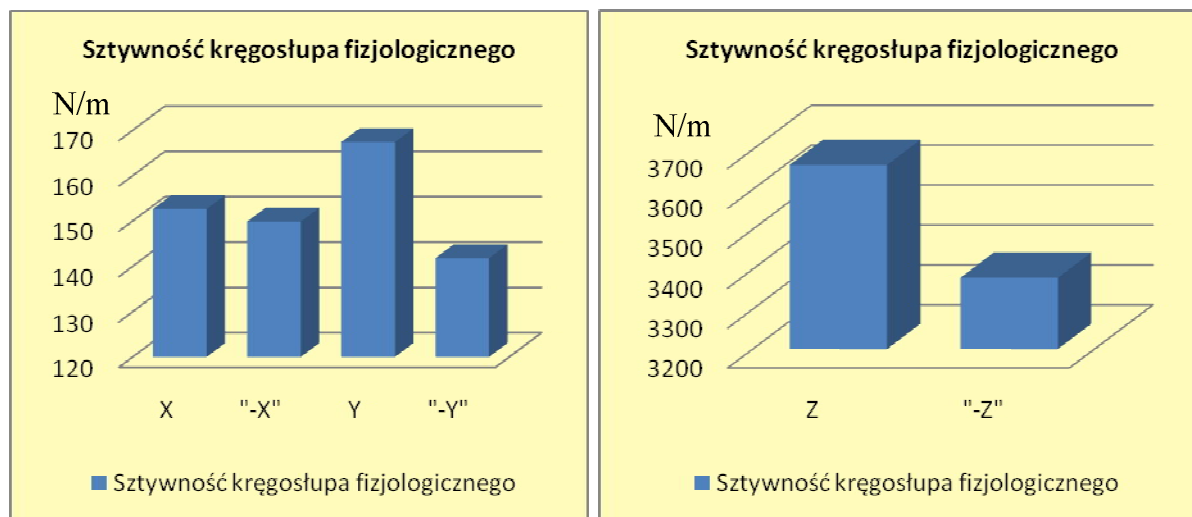
Dla tak sformułowanego zadania uzyskano szereg map odkształceń sumarycznych, odkształceń w kierunkach zgodnych z zadawanym obciążeniem, naprężeń oraz odkształceń głównych. Ze względu na fakt, że analiza sztywności obejmowała trzy modele, a każdy z nich badany był w trzech prostopadłych kierunkach w funkcji czasu (0-10 s), poniżej przedstawiono jedynie część z otrzymanych wyników. Przyjęto, że siła działająca w kierunku x, leży w płaszczyźnie czołowej i poprzecznej a jej zwrot powoduje zgięcie tułowia w prawo. Siła zadana w kierunku y leży w płaszczyźnie strzałkowej i poprzecznej powodując skłon do przodu, natomiast kierunek "z" powstaje z przecięcia płaszczyzny czołowej i strzałkowej a dodatnia siła działająca w tej osi powoduje rozciąganie.

Model kręgosłupa z wprowadzonym implantem, obciążono w sposób analogiczny do poprzednich, jednak w związku z faktem, że implant ten umieszczono w trzonach kręgów zgodnie z techniką odpowiadającą implantacji z dostępu przedniego, w pierwszej kolejności

poddano resekcji najniżej położone żebro po stronie wypukłej skrzywienia oraz usunięto więzadła podłużne przednie pomiędzy stabilizowanymi kręgami.

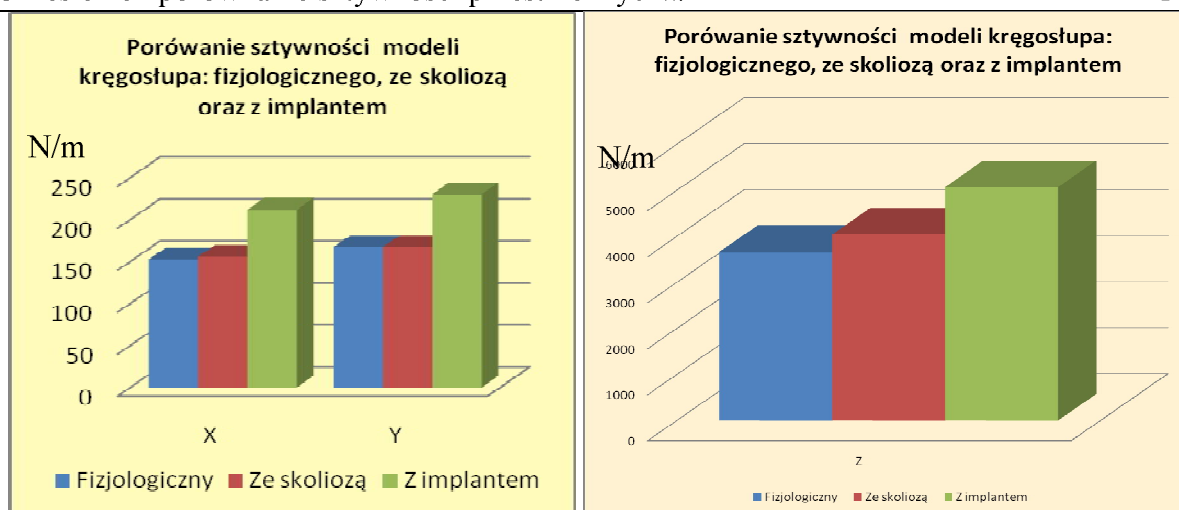
Jak można było oczekiwać odkształcenia dla modelu z wprowadzonym implantem były znacznie mniejsze niż dla poprzednich modeli. Otrzymane wartości dla kierunku "x" były o 27% mniejsze, kierunku "y" 28% natomiast dla siły działającej w osi "z" 21%. Zmiana sztywności w osi z, wynika z usztywnienia trzech krążków międzykręgowych (z siedemnastu, co stanowi 18% wszystkich krążków) objętych spondylodezą. Po implantacji powstanie jednolitego bloku kostnego łączącego sąsiadujące kręgi wynika z wprowadzenia podczas implantacji elementów kostnych pobranych z talerza kości biodrowej, bądź resekowanego żebra. W analizowanym modelu fakt ten został uwzględniony poprzez wprowadzenie pomiędzy sąsiadujące kręgi stabilizowanego odcinka, materiału o własnościach tkanki kostnej. Bezpośredni związek z przedstawionymi zmianami odkształceń analizowanych modeli dla zadawanych obciążeń ma sztywność badanego układu. Sztywność ta rozumiana jest jako stosunek siły działającej na układ do wywołanego przez nią odkształcenia - N/m.

Zgodnie z rys. 3.2, można stwierdzić, że sztywność modelu kręgosłupa fizjologicznego w zależności od zwrotu działania siły jest zbliżona dla kierunku x i -x oraz z i -z. Natomiast w kierunku y oraz -y różnica ta wynosi 18%. Zaskakujący jest fakt, że sztywność w kierunku "z" jest 24-krotnie większa niż w kierunku "x" i "y".



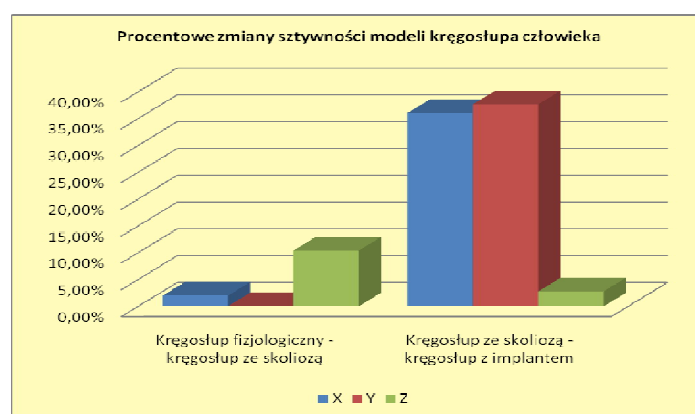
Rys. 3.2. Sztywność kręgosłupa fizjologicznego w osiach x, y i z

W wyniku zestawienia sztywności modeli kręgosłupa: fizjologicznego, ze skoliozą oraz z implantem rys. 3.3, stwierdzono brak istotnych różnic dla sztywności dwóch pierwszych modeli, natomiast wprowadzenie implantu spowodowało znaczne zmniejszenie podatności modelowanego układu.



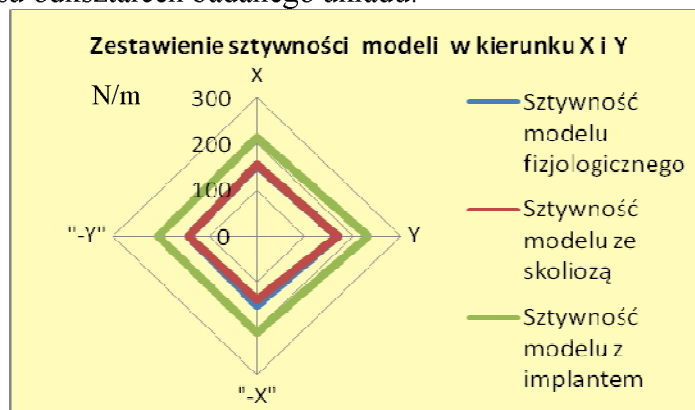
Rys. 3.3. Zestawienie sztywności analizowanych modeli kręgosłupa

Analizując, jaki wpływ na sztywność modelu fizjologicznego ma zmiana jego geometrii polegająca na wprowadzeniu skoliozy, a następnie jaki wpływ wywiera wstawienie implantu na model ze skoliozą, zestawiono uzyskane wyniki i przedstawiono je na rys. 3.4.



Rys. 3.4. Wpływ zmian analizowanych własności układu na jego sztywność

Wpływ kierunku działania siły na wielkość uzyskanego odkształcenia dla poszczególnych modeli przedstawiona została na rys. 3.5. Uzyskany brak symetrii na kierunku y i -y wynika głównie z jednokierunkowego działania więzadeł oraz ze stosunkowo niewielkiego zakresu odkształceń badanego układu.



Rys. 3.5. Rozkład sztywności w kierunkach x i y dla poszczególnych modeli

4. WNIOSKI

Przedstawiona analiza sztywności modelowanych układów stanowi jedną z wielu możliwości wykorzystania opracowanych modeli numerycznych. Model fizjologiczny a w szczególności model z uwzględnioną skoliozą mogą stanowić podstawę dla weryfikacji oraz optymalizacji nowych konstrukcji implantów oraz określania najlepszych technik prowadzenia implantacji. Opracowanie modeli na bazie autorskiej metody budowy geometrii struktur ciała człowieka pozwala na wprowadzanie jej zmian lub wprowadzanie nowych elementów wynikających przykładowo z cech osobniczych, typu stosowanego implantu lub metody prowadzenia operacji. Poprzez uwzględnienie w modelu geometrii takich struktur jak łopatki, klatka piersiowa, czy głowa istnieje możliwość zadawania statycznych i dynamicznych obciążeń zewnętrznych pochodzących przykładowo od niesionego w kończynach górnych ciężaru, lub wymuszeń wywołanych uderzeniem.

Jednym z możliwych przykładów wykorzystania opracowanych modeli numerycznych kręgosłupa człowieka wraz z klatką piersiową jest symulacja przebiegu operacji wprowadzenia implantu i uzyskania korekcji kąta Cobba w skoliozie.

LITERATURA

- [1] Dietrich M., Kędzior K., Borkowski P., Krzesiński G., Skalski K., Zagrajek T.: A nonlinear analysis of the human vertebral column and medical recommendations that follow, Bulletin of the Polish Academy of Sciences, Technical Sciences, Vol. 53, 2005, 179-194.
- [2] Głowacki M.: Stopień translacji kręgu szczytowego skoliozy po leczeniu operacyjnym z dostępu przedniego lub tylnego. Biomechanika, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, 2004, s. 147-150
- [3] Mańka I., Tejszerska D.: Modelowanie skrzywień bocznych kręgosłupa. XLII Sympozjon Modelowanie w Mechanice. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Nr. 21, Gliwice 2004.
- [4] Mańka I.: Modelowanie i analiza stanu naprężenia w kręgosłupie człowieka przed i po leczeniu operacyjnym skoliozy, Rozprawa doktorska, Politechnika Śląska, Katedra Mechaniki Stosowanej, 2008.
- [5] Panjabi M., Brand R., White A.: Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1976, s. 642-65

DETERMINATION AND COMPARISON STIFFNESS OF THREE DIMENSIONAL MODELS OF HUMAN SPINE WITH SCOLIOSIS AFTER AND POST SURGERY

Summary. In this article described numerical model of human spine with CD Horizon Antares implant, which is used during surgery treatment of scoliosis. Additionally this article presents results of numerical analysis obtained from ANSYS program. This results are stress distribution, displacement and stiffness in anatomical spine, spine with scoliosis and spine with implant. Obtained results are necessary on the new implants designing stage and for selecting such their constructional features which allow to minimizing risk of their failure with therapy improvement.