

Ewa STACHOWIAK, Studenckie Koło Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

Wojciech WOLAŃSKI, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska, Gliwice

INŻYNIERSKIE WSPOMAGANIE OPERACJI NEUROCHIRURGICZNYCH ODCINKA SZYJNEGO KRĘGOSŁUPA

Streszczenie. W artykule przedstawiono metodę inżynierskiego wspomaganie neurochirurgicznych zabiegów stabilizacji odcinka szyjnego kręgosłupa. Dzięki modelowaniu możliwe było przeprowadzenie analizy wytrzymałościowej modelu odcinka szyjnego kręgosłupa wraz z umieszczonym w nim implantem sztucznego dysku. Wykonane obliczenia pozwoliły określić oddziaływanie implantu na kręgosłup oraz wyznaczyć naprężenia wewnętrzne występujące w kręgosłupie, przy zasymulowanym obciążeniu.

1. WSTĘP

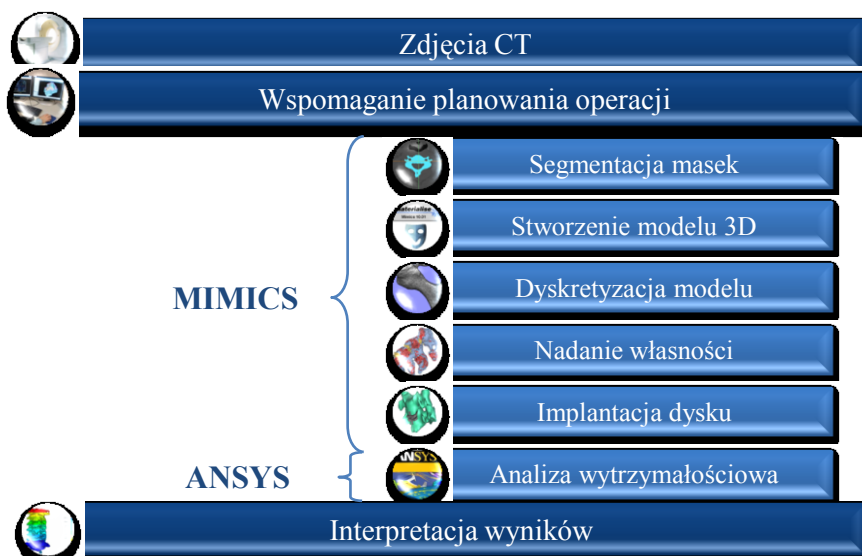
Rozwój metod stabilizacji kręgosłupa przypada na początki XX w. Od tej pory metody leczenia urazów i zwyrodnień kręgosłupa ulegają nieustannym modyfikacjom. W implantologii stosowane są materiały o coraz większej biokompatybilności oraz lepszych własnościach mechanicznych. Jakość biomateriału, dobór kształtu implantu i minimalizacja inwazyjności operacji pozwalają na efektywne leczenie i poprawę stanu neurologicznego. Dzięki temu wraz z postępem nauki i wzrostem jakości implantów poprawie ulega również komfort pacjenta, oraz wydłuża się czas długości jego życia.[2] ,[3] .

Obecny postęp techniki nie pozostaje bez wpływu na rozwój innych nauk, w tym również biomechaniki. W ostatnich latach obserwuje się rozwój działalności badawczej związanej ze wspomaganiami medycyny. Zaowocowało to powstaniem takiej dziedziny jak Inżynieria Biomedyczna. Połączenie nauk technicznych z medycznymi daje wiele możliwości wspomaganie praktyki lekarskiej [4] .

Istnieje szereg programów CAx mogących stanowić doskonałe narzędzie biomechaniczne, będące uzupełnieniem wiedzy medycznej. Możliwości wykorzystania przykładowych programów w planowaniu zabiegu stabilizacji kręgosłupa przedstawiono w artykule.

2. WSPOMAGANIE PLANOWANIA ZABIEGU STABILIZACJI KRĘGOSŁUPA SZYJNEGO

Dzięki zastosowaniu modelowania możliwa jest analiza naprężeń wewnętrznych występujących w kręgosłupie, przy zasymulowanym obciążeniu, a także analiza oddziaływania implantu na kręgosłup. Mimo że badania modelowe pozwalają jedynie na oszacowanie wyników, stanowią jednak dobre narzędzie do weryfikacji metod leczenia [4] . Można przyjąć, że planowanie zabiegu to proces przetwarzania danych począwszy od pozyskania obrazów TK lub RM, aż do otrzymania wirtualnego modelu wybranych struktur oraz jego analizy. Wszystkie etapy tego procesu wraz z zastosowanymi narzędziami przedstawiono na rys.1. Zostaną one szczegółowo omówione w dalszej części artykułu.

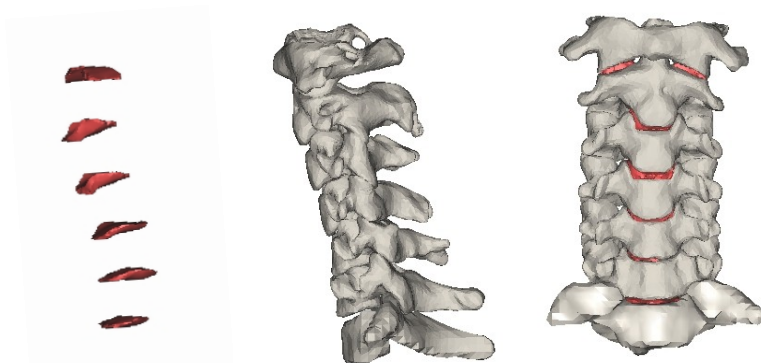


Rys. 1. Schemat przedstawiający etapy przetwarzania danych wraz z wykorzystanym oprogramowaniem

2.1. Opracowanie modelu kręgosłupa szyjnego

Pierwszym krokiem do utworzenia modelu jest segmentacja istotnych pod względem mechanicznym struktur kręgosłupa tj.: kręgów, dysków międzykręgowych, powierzchni stawowych z serii zdjęć TK o parametrach: rozdzielczość- 512x512 pikseli, rozmiar piksela 0,285 mm, grubość przekroju 0,459mm. Zdjęcia zostały zapisane w formacie DICOM, a następnie wczytane do programu Mimics.

Kolejny etap to utworzenie modelu 3D. Program Mimics umożliwia generowanie trójwymiarowego modelu na podstawie wcześniej przygotowanych masek. Program tworzy bryłę układając na sobie kolejne warstwy (przekroje) wysegmentowanych struktur. Tak powstały model wymaga dalszego przetwarzania, gdyż generowałby błędy w dalszych etapach procesu modelowania. W celu umożliwienia późniejszej analizy wytrzymałościowej dokonano dyskretyzacji modelu za pomocą metody elementów skończonych za pomocą modułu Remesh, wybierając siatkę o boku 3mm. Następnie, by umożliwić nadanie własności materiałowych stworzono modele objętościowe nadając wypełnienie wcześniej utworzonej siatce.

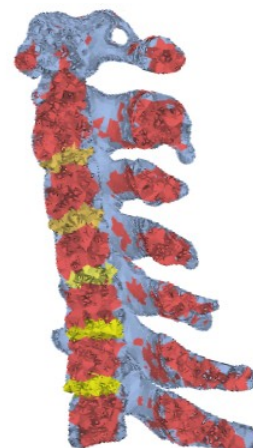


Rys. 2. Utworzone modele struktur międzykręgowych, kręgów oraz całościowy model kręgosłupa szyjnego

W celu umożliwienia zróżnicowania tkanki kostnej korowej i gąbczastej, oraz tkanek dysków międzykręgowych nadano odpowiednim fragmentom obszaru odmienne własności materiałowe (Tab. 2.). Stworzone zostały maski dysków, kości korowej oraz kości gąbczastej które pozwoliły na nadanie różnych własności mechanicznych różnym obszarom jednej bryły bazując na stworzonych wcześniej maskach.

Tabela.1. Własności struktur kręgosłupowych [2]

Rodzaj tkanki kostnej	Gęstość [g/cm ³]	Moduł Younga [MPa]	Wspł. Poissona
Kość korowa	1,85	10000	0,39
Kość gąbczasta	0,9	100	0,39
Dysk międzykręgowy	-	200	0,29

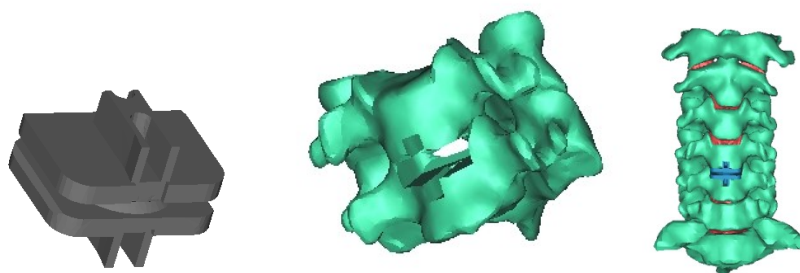


Rys. 3. Zróżnicowanie materiałów modelu

2.3. Implantacja sztucznego dysku

Kluczową rolę podczas implantacji sztucznego dysku odgrywa jego precyzyjne umieszczenie w kręgosłupie oraz mała inwazyjność przeprowadzanej operacji [3]. W przypadku wybranego implantu „Prodisc C” umożliwia to specjalne instrumentarium stosowane w praktyce klinicznej do implantacji dysku. W celu umieszczenia modelu sztucznego dysku wykonano w kręgach otwory umożliwiające implantację, jak ma to miejsce podczas zabiegu. Następnie zmieniono pozycję i rozmiar dysku, tak by dopasować je do kręgosłupa na poziomie C4-C5. Po wstawieniu sztucznego dysku ponownie dyskretyzowano model i nadano mu własności materiałowe jak dla stopu tytanu (*gęstość*: 4,05 g/cm³, *moduł Younga*: 115 000 MPa, *współczynnik Poissona*: 0,3).

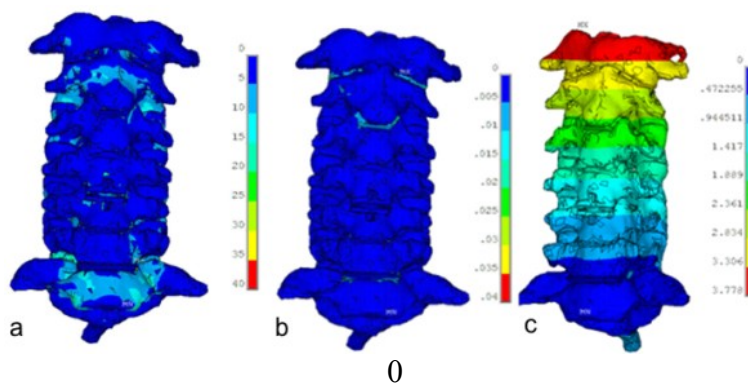
Wykonane modele zarówno model fizjologiczny jak i z dyskiem zostały wyeksportowane do programu ANSYS.



Rys. 4. Model dysku ProdiscC, kręgi C4-C5 przygotowane do implantacji oraz segment kręgosłup szyjny z zaimplantowanym sztucznym dyskiem

2.3 Analiza wytrzymałościowa

Analizę wytrzymałościową wykonano w programie ANSYS. Dla każdego z modeli przeprowadzono symulację ściskania i zginania. Punkt podparcia stanowiła dolna podstawa kręgosłupa szyjnego, której odebrano wszystkie stopnie swobody. W przypadku symulacji ściskania modele obciążono siłą 500N, rozłożoną na dwie siły, działające symetrycznie po obu stronach kręgosłupa. Dla symulacji zginania obciążono modele za pomocą pary sił, których moment gnący wynosił 10Nm. Wyniki symulacji wygenerowano w programie ANSYS jako barwne mapy odkształceń i naprężeń wg hipotezy Hubera-Missesasa, a także wypadkowe sumy wektorów przemieszczenia.



3. PODSUMOWANIE

Na podstawie przeprowadzonych analiz stwierdza się, że implantacja sztucznego dysku poprawia stabilność kręgosłupa, co ilustrują wyniki. Dla symulacji ściskania otrzymane wartości naprężeń nie przekraczały 50MPa dla modelu fizjologicznego, a 40MPa dla układu kręgosłup-implant. Wartości odkształceń wg hipotezy Hubera-Missesa dla tkanki kostnej w układzie kręgosłup-implant były niższe niż dla modelu fizjologicznego, przy czym maksymalne wartości utrzymują się odpowiednio na poziomie 0,02 i 0,04. Wypadkowe wartości przemieszczeń są wyższe dla fizjologicznego modelu kręgosłupa (7mm), niż po stabilizacji(3,7 mm), natomiast ich rozkład jest podobny w obu przypadkach.

Można więc stwierdzić, że po umieszczeniu implantu maleją wartości parametrów badanych podczas symulacji wytrzymałościowych. Wpływają na to własności materiału, z którego wykonany jest implant, a także fakt, że zwyrodniony segment ruchowy zostaje ustabilizowany sztucznym dyskiem.

Praca zrealizowana w ramach projektu badawczego N N502 365035.

LITERATURA

- [1] Będziński R., Biomechanika inżynierska, Oficyna wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [2] Gzik M., Biomechanika kręgosłupa człowieka, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2007.
- [3] Radek. A, Maciejczak A. *Stabilizacja kręgosłupa*. Tom I: Kręgosłup szyjny, Uczelniane wydawnictwa naukowo-dydaktyczne, Kraków 2006.
- [4] Wolański W., Tejszerska D. Analiza biomechaniczna odcinka szyjnego kręgosłupaczłowieka w sytuacji zastosowania stabilizacji, Modelowanie inżynierskie, Gliwice, 2009.

ENGINEERING SUPPORT CERVICAL SPINE NEUROSURGICAL OPERATIONS

Summary. The method of engineering support in neurosurgical operations concerning the stabilization of human cervical spine was presented in the article. Thanks to the modelling it was possible to conduct a durability analysis of the model of the cervical spine with the artificial disc implant placed in it. The calculations that were carried out, allowed to determine both the implant's influence on the spine and the internal stresses occurring in the spine with a stimulated strain.