

ANALIZA SZTYWNOŚCI MODELU KLATKI PIERSIOWEJ ZE SKOLIOZĄ KRĘGOSŁUPA

Ilona Mańka^{1a}, Bożena Gzik-Zroska^{2b}

¹Katedra Transportu Szynowego, Politechnika Śląska

²Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych

^aIlona.Manka@polsl.pl, ^bbozena.gzikzroska@polsl.pl

Streszczenie

W artykule przedstawiono metodykę tworzenia modelu numerycznego kręgosłupa wraz z klatką piersiową. Opisano proces weryfikacji, a także analizę wyników zmian sztywności wynikających ze zmian układu polegającego na zamodelowaniu skoliozy, procesu implantacji, jak również wpływu skoliozy na zamodelowany proces resuscytacji. Przedstawiono również ilościową i jakościową ocenę zmian sztywności modelowanego układu i jej wpływ na modelowane procesy.

Słowa kluczowe: sztywność układu, modelowanie, biomechanika kręgosłupa wraz z klatką piersiową

STIFFNESS ANALYSIS OF A RIB CAGE MODEL WITH SCOLIOSIS OF SPINE

Summary

This paper presents a methodology of creation of numerical model of the spine and the rib cage. It describes the process of verification and analysis of the results of the stiffness changes resulting from system changes due to modelling of scoliosis, implantation process and influence of scoliosis on the modelled resuscitation process. It also presents a quantitative and qualitative assessment of changes in the stiffness of the modelled system and their influence on the modelled processes.

Keywords: stiffness of the system, modeling, biomechanics of the spine with thorax

1. WSTĘP

Z punktu widzenia biomechaniki człowieka, dla większości prowadzonych rodzajów badań i analiz, odpowiedź układu na zadane obciążenia jest kluczową informacją pozwalającą na ocenę wytrzymałości układu mięśniowo-szkieletowego człowieka. Na jej podstawie ocenia się w pierwszej kolejności poprawność wykonanego modelu poprzez porównanie wyników uzyskanych przemieszczeń z wynikami badań eksperymentalnych. Jednocześnie uzyskuje się informację na temat wytrzymałości modelowanych struktur oraz zmian ich sztywności przykładowo po wprowadzeniu implantu lub zastosowaniu gorsetów ortopedycznych. Zaprojektowanie implantów, ortez lub instrumentarium korekcyjnego w taki sposób, aby sztywność całego układu po implantacji była jak najbardziej zbliżona do sztywności układu fizjologicznego jest jednym z najważniejszych warunków skutecznego leczenia. Prawidłowo dobrana sztywność implantu ma

wpływ nie tylko na wytrzymałość konstrukcji, ale również na szybkość powstającego zrostu kostnego, stąd częsta potrzeba poszukiwania optimum pomiędzy jak najwyższą sztywnością zapewniającą wytrzymałość statyczną i zmęczeniową a jak najszybszą inicjacją powstania zrostu poprzez ciągle wymuszanie przenoszenia części obciążeń przez struktury układu mięśniowo-szkieletowego. Dlatego też opracowanie modelu układu mięśniowo-szkieletowego kręgosłupa człowieka wraz z klatką piersiową o sztywności zgodnej z obiektem rzeczywistym pozwala na projektowanie implantów, jak też innych elementów korekcyjnych, tj. płytki, stabilizatory, a co za tymi idzie, umożliwia dobranie dla nich optymalnych własności wprowadzanych na etapie leczenia i rehabilitacji [7,9, 10,14].

W artykule opisano metodykę budowy modelu numerycznego fizjologicznego kręgosłupa i klatki piersiowej

oraz modelu z wprowadzoną skoliozą. Przeprowadzono również badania mające na celu określenie wpływu patologii występujących w obrębie klatki piersiowej na jej sztywność oraz biomechanikę oddychania.

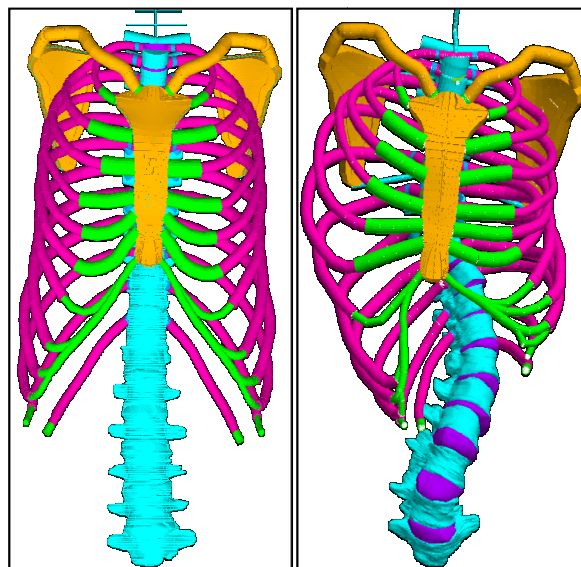
2. BUDOWA MODELU KRĘGOSŁUPA WRAZ Z KLATKĄ PIERSIOWĄ

Przystępując do modelowania układu kręgosłupa wraz z klatką piersiową w celu zbadania jego sztywności, a także przeprowadzenia procesu wprowadzenia implantu stosowanego do leczenia skolioz, niezbędne było opracowanie odpowiedniej geometrii modelowanego układu oraz wprowadzenie wiarygodnych własności wytrzymałościowych odwzorowywanych struktur. Dlatego też w pierwszym etapie przeprowadzono analizę literaturową w poszukiwaniu danych wytrzymałościowych bazując na źródłach, w których precyzyjnie opisano metodykę i warunki ich wyznaczania tak, aby dobrać niezbędne parametry adekwatnie do modelowanego obiektu i móc go zweryfikować. Następnym etapem było opracowanie geometrii modelowanego układu [9,11,12].

W literaturze spotkać można wiele modeli pojedynczych kręgów lub segmentów, jednak każdy autor wprowadza niezbędne uproszczenia pod kątem realizowanych zadań badawczych, możliwości wynikających z przyjętej techniki modelowania oraz ograniczeń komputerowych na etapie prowadzenia obliczeń numerycznych. W dostępnej literaturze spotkać można między innymi przykłady modeli budowanych na podstawie uproszczonej geometrii jednego kręgu i jego kopiowanie w celu utworzenia odcinka kręgosłupa. Podejście takie jednak nie daje pożądanej dokładności uzyskiwanych wyników dla założonych celów realizacji tej pracy. Dlatego też opracowano autorski program komputerowy i z wykorzystaniem własnej metodyki odwzorowano obiekt rzeczywisty z dokładnością 0,3 [mm] - co opisano w pracy [2].

Opracowany model podzielony był na część modelowaną elementami belkowymi (żebra, mostek, obojczyki, łopatki, kręgi oraz krążki w odcinku Th1-Th8) oraz część dyskretyzowaną za pomocą elementów bryłowych (kręgi oraz krążki międzykręgowe w odcinku Th9-S1). W modelu uwzględniono wszystkie typy więzadeł występujących w obrębie kręgosłupa piersiowo-lędźwiowego, przy czym więzadła podłużne przednie i tylne, żółte, międzypoprzeczne oraz międzykolcowe zamodelowano, jako elementy powłokowe, natomiast więzadło nadkolcowe przy użyciu cięgna (rys. 1). Elementom tym nadano własności nieliniowe z możliwością oddziaływania tylko podczas ich rozciągania. Miejsca ich umieszczenia wynikały z budowy anatomicznej modelowanego obiektu. Połączenia stawowe zamodelowano elementami skończonymi o własnościach liniowo-sprężystych wynikających z uśrednienia własności elementów stanowiących

połączenia stawowe. Własności wytrzymałościowe materiałów pozyskano z danych literaturowych. Przy wprowadzaniu warunków brzegowych uwzględniono naturalny stan obciążenia kręgosłupa i utwierdzono wyselekcjonowane węzły kręgu S1 poprzez odebranie im wszystkich stopni swobody.



Rys. 1 Model numeryczny układu mięśniowo-szkieletowego człowieka bez i z wprowadzoną skoliozą [2]

Na bazie tak opracowanej geometrii i danych wytrzymałościowych modelowanych struktur zweryfikowanych zgodnie z punktem 3. artykułu możliwe było opracowanie kolejnych modeli odzwierciedlających skoliozę, symulację procesu implantacji, jak i przebiegu resuscytacji i ostatecznie porównanie sztywności tych modeli.

3. WERYFIKACJA MODELU

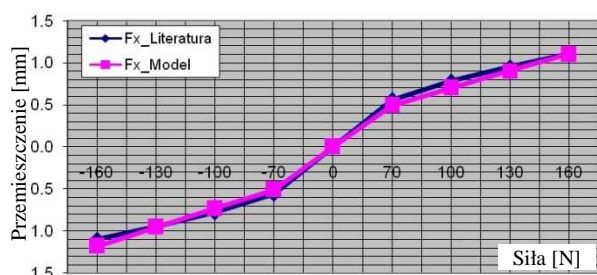
Wyniki otrzymane na podstawie badań numerycznych przeprowadzone na opracowanych modelach mają jakiegokolwiek znaczenie tylko wówczas, jeżeli model numeryczny zostanie prawidłowo zweryfikowany. Weryfikację przeprowadza się w oparciu o wyniki otrzymane z przeprowadzonych badań doświadczalnych obiektów rzeczywistych. Dlatego też, aby móc określić poprawność przedstawionego w artykule modelu, w pierwszej kolejności zapoznano się z różnymi publikacjami dotyczącymi wyników badań eksperymentalnych kręgosłupa. Następnie przeprowadzono weryfikację sformułowanego modelu na podstawie danych eksperymentalnych zawartych w pracy Panjabiego [1,14], w której to opis przeprowadzonych badań doświadczalnych był na tyle szczegółowy, aby móc przenieść warunki tych badań na badania numeryczne. W związku z faktem, że autor ten podaje wyniki odkształceń badanych segmentów kręgosłupa piersiowego w odniesieniu do zadawanych obciążeń, wybrano jeden z takich segmentów opracowanego modelu i przeprowadzono dla niego symulację numeryczną

przy zachowaniu analogicznych warunków do badań eksperymentalnych.

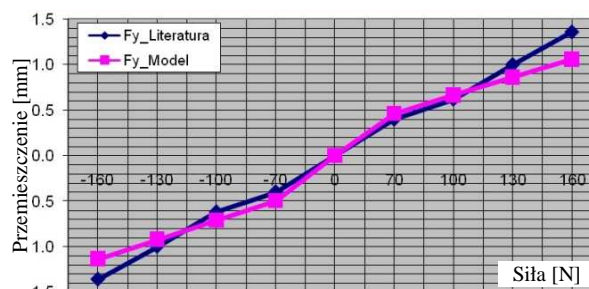
W pierwszej kolejności wyselekcjonowano węzły elementów skończonych należących do dolnych powierzchni trzonu kręgu (odpowiednio dla wybranych segmentów Th10, Th11 i Th12), a następnie odebrano im wszystkie stopnie swobody. W kolejnym etapie obciążano te węzły elementów skończonych, które geometrycznie odpowiadały punktowi przyłożenia obciążeń w trakcie badań eksperymentalnych. Weryfikacje przeprowadzono dla sił przykładanych w kierunkach zgodnych i przeciwnych do osi x, y, z, o wartościach 70, 100, 130 i 160 N. Wyniki odkształceń dla tak zadanych obciążeń zestawiono w tabeli 1. Natomiast wyniki uzyskane dla wszystkich zadawanych obciążeń przedstawiono w formie wykresów - rys. 2, 3 i 4.

Tab. 1. Wyniki weryfikacji modelu numerycznego

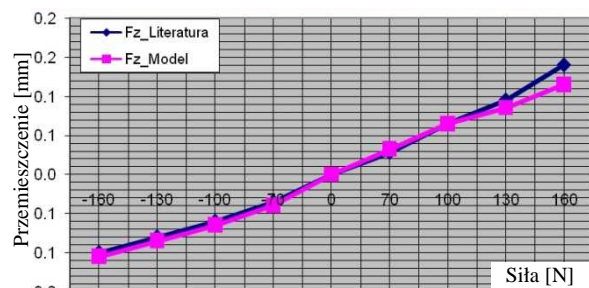
Siła [N]	Przemieszczenie sumaryczne [mm] uzyskane dla siły przyłożonej w kierunku osi x		Przemieszczenie sumaryczne [mm] uzyskane dla siły przyłożonej w kierunku osi y		Przemieszczenie sumaryczne [mm] uzyskane dla siły przyłożonej w kierunku osi z	
	Panjabi	Model	Panjabi	Model	Panjabi	Model
-160	-1.100	-1.17800	-1.360	-1.137	-0.100	-0.105
-130	-0.950	-0.95500	-1.000	-0.924	-0.080	-0.0851
-100	-0.780	-0.73200	-0.620	-0.711	-0.060	-0.0651
-70	-0.560	-0.51000	-0.400	-0.497	-0.035	-0.0395
0	0.000	0	0.000	0	0.000	0
70	0.560	0.4950	0.400	0.4630	0.028	0.0323
100	0.780	0.7010	0.620	0.6620	0.065	0.0650
130	0.950	0.9040	1.000	0.8610	0.095	0.0852
160	1.100	1.1020	1.360	1.0590	0.140	0.1150



Rys. 2. Wykresy wartości sił i odpowiadających im przemieszczeń sumarycznych segmentu kręgosłupa uzyskane podczas weryfikacji modelu numerycznego w kierunku osi x



Rys. 3. Wykresy wartości sił i odpowiadających im przemieszczeń sumarycznych segmentu kręgosłupa uzyskane podczas weryfikacji modelu numerycznego w kierunku osi y



Rys. 4. Wykresy wartości sił i odpowiadających im przemieszczeń sumarycznych segmentu kręgosłupa uzyskane podczas weryfikacji modelu numerycznego w kierunku osi z

Na podstawie badań weryfikacyjnych stwierdzono, że maksymalna różnica pomiędzy przemieszczeniami otrzymanymi z badań eksperymentalnych i badań własnych modelu numerycznego wyniosła 24% dla obciążenia 70 N w kierunku przeciwnym do osi y. Średnia wartość tych różnic wyniosła 9.5%. W świetle aktualnych możliwości odwzorowania geometrii oraz własności wytrzymałościowych modelowanych struktur zbieżność taką uznano za zadowalającą.

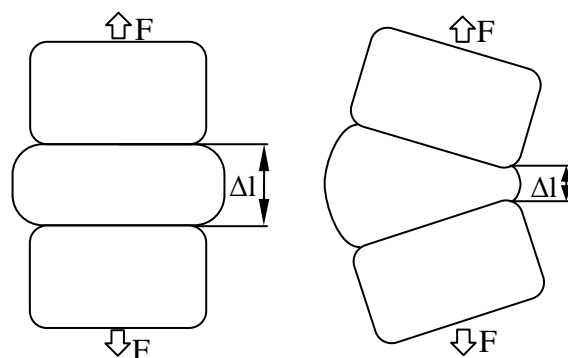
4. WYZNACZANIE I PORÓWNANIE SZTYWNOŚCI MODELOWANYCH UKŁADÓW

Modele numeryczne przedstawione powyżej posłużyły do określenia zmiany sztywności układu wynikającej z uwzględnienia skrzywienia bocznego kręgosłupa, a następnie z wprowadzenia implantu stosowanego podczas leczenia operacyjnego skolioz oraz wpływu skoliozy na sztywność układu podczas procesu resuscytacji. Sztywność ta rozumiana jest jako stosunek siły działającej na układ do wywołanego przez nią przemieszczenia [N/m]. Analizę sztywności przeprowadzono w trzech wzajemnie prostopadłych kierunkach (x, y, z). Polegała ona na odebraniu wszystkich stopni swobody węzłom należącym do dolnej powierzchni kręgu S1, a następnie obciążeniu modelu siłą, która narastała liniowo od 0 do 10 N w czasie 10 s. 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. Podczas analizy, w której obciążenie zewnętrzne przykładano do poszczególnych modeli w punkcie położonym na kręgu Th1 w postaci siły skupionej, zaobserwowano w przypadku modelu fizjologicznego wzrost naprężeń w strukturach modelujących górną część klatki piersiowej. Wzrost ten dotyczył szczególnie dwóch górnych par żeber i malał wraz z oddalaniem się od miejsca przyłożenia obciążenia. Fakt ten jest zgodny z przedstawianym w literaturze poglądem mówiącym o istotnym wpływie klatki piersiowej na sztywność modelowanego układu kręgosłupa. 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 autorów publikacji [1]. 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.

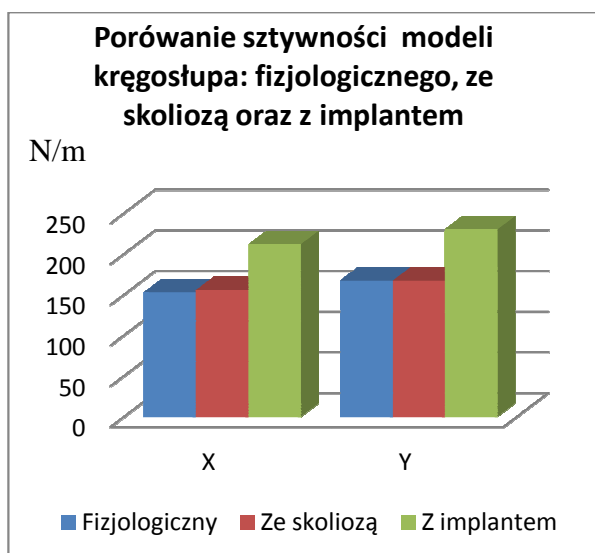
Naprężenia i odkształcenia otrzymane dla obciążenia zadawanego w kierunku y (skłon do przodu) wykazały, że przemieszczenia w kierunku dodatnim osi y są dla tej samej siły wymuszającej mniejsze niż dla kierunku $-y$. Wynika to z faktu, że działając siłą w kierunku y powoduje się rozciąganie więzadeł: nadkolewcowego, żółtego, podłużnego tylnego oraz miedzyprzeczynowego i miedzykolewcowego natomiast w kierunku $-y$ działa tylko więzadło podłużne przednie. Najmniejsze odkształcenia uzyskano, działając siłą powodującą osiowe rozciąganie kręgosłupa (oś z). Otrzymane wartości wynikały głównie z własności wytrzymałościowych krążków międzykręgowych oraz wszystkich więzadeł. Działając natomiast siłą w kierunku przeciwnym, uzyskano o 45% większe odkształcenia. W przypadku modelu ze skoliozą, pomimo znacznych różnic kształtu modelowanego układu, odkształcenia uzyskane pod wpływem działania siły w kierunku x i y nie wykazały istotnych różnic. Charakterystyczne jest, że w modelu ze skoliozą uzyskano mniejsze odkształcenie (o 7%) niż w przypadku modelu fizjologicznego. Wynika to głównie z faktu zdegenerowania i sklinowacenia krążków międzykręgowych, których zdolność do odkształcania w wyniku działania siły w kierunku "z" jest znacznie mniejsza (rys. 5).



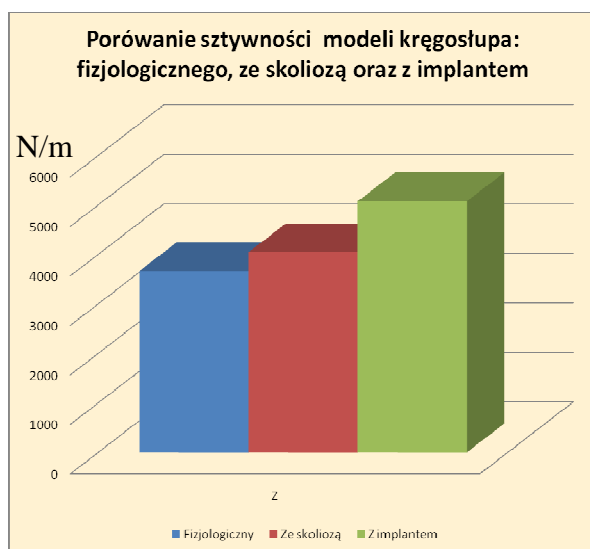
Rys. 5. Schemat wpływu sklinowacenia krążka międzykręgowego na sztywność modelu fizjologicznego i modelu ze skoliozą

Kolejnym modelem, dla którego wyznaczano sztywność, był model kręgosłupa z wprowadzonym implantem CD Horizon ANTARES. W modelu tym uwzględniono zmiany wynikające z przebiegu implantacji z dostępu przedniego, a mianowicie: resekcję najniższej położonego żebra po stronie wypukłej skrzywienia oraz usunięcie więzadła podłużnego przedniego pomiędzy stabilizowanymi kręgami. Następnie model ten obciążono w sposób analogiczny do poprzednich, co pozwoliło na uzyskanie naprężeń i odkształceń dla tkanek kostnych i więzadeł oraz implantu. 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.

Na podstawie uzyskanych wyników 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". W wyniku zestawienia sztywności modeli kręgosłupa: fizjologicznego, ze skoliozą oraz z implantem rys. 6 i 7 stwierdzono brak istotnych różnic dla sztywności dwóch pierwszych modeli, natomiast wprowadzenie implantu spowodowało znaczne zmniejszenie podatności modelowanego układu.

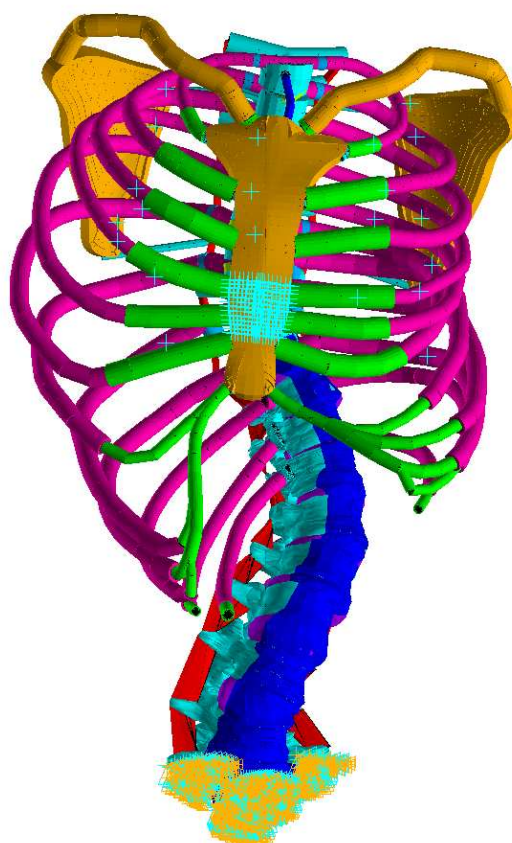


Rys. 6. Zestawienie sztywności analizowanych modeli kręgosłupa w osiach x i y



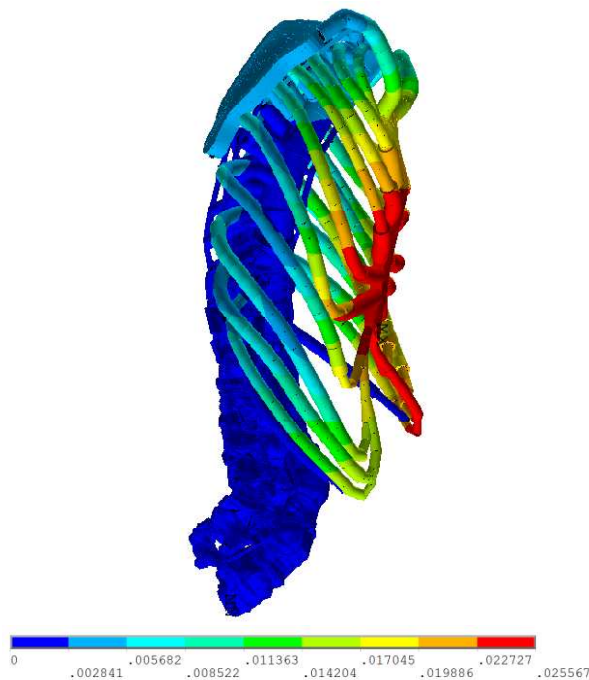
Rys. 7. Zestawienie sztywności analizowanych modeli kręgosłupa w osi z

W przypadku modelowania wpływu zmian patologicznych na sztywność układu podczas przebiegu procesu resuscytacji oba modele utwierdzono na wyrostkach kołczystych, łopatkach oraz żebrach, które bezpośrednio sąsiadowały z podłożem (odzworowanie pozycji leżącej osoby reanimowanej), a następnie zadano przemieszczenie o wartości 5 cm węzłom elementów skończonych należących do mostka na wysokości szóstej pary żeber (rys. 8).



Rys. 8. Sposób utwierdzenia i obciążenia modelu numerycznego klatki piersiowej i kręgosłupa ze skoliozą

W wyniku przeprowadzonych obliczeń otrzymano wartości siły, koniecznej do wykonania efektywnego masażu serca podczas wykonywanej resuscytacji. Wyniki przeprowadzonych analiz numerycznych pozwalają na jednoznaczne stwierdzenie, że zalecana wartość siły nacisku osoby reanimującej na mostek osoby reanimowanej to 120 N. Siła ta powinna wynikać z przeniesienia masy ciała ratującego, a nie z pracy jego mięśni, dzięki czemu można nie tylko zaoszczędzić siły przy długotrwałej akcji reanimacyjnej, ale przede wszystkim zapewnić wywieranie prostopadłego nacisku [4]. Taka wartość siły powoduje ugięcie klatki piersiowej o 5 cm, co jest zgodne z zalecanymi normami. Na podstawie wyników uzyskanych z przeprowadzonych badań numerycznych można również stwierdzić, że dla modelu ze skoliozą ugięcie klatki piersiowej wywołane uciskiem wynikającym z resuscytacji jest znacznie mniejsze niż w przypadku modelu fizjologicznego. Aby uzyskać takie samo przemieszczenie mostka, należałoby użyć znacznie większej siły. Przyłożenie zalecanej siły 120 N u osoby ze skoliozą w odcinku piersiowo-lędźwiowym, której kąt skrzywienia wg Cobba w odcinku lędźwiowym wynosił 55° a w odcinku piersiowym 46° , spowoduje ugięcie zaledwie o 2,92 cm, czyli 40% mniejsze niż w przypadku modelu fizjologicznego (rys. 9).



Rys. 9. Wyniki obliczeń numerycznych otrzymanych z symulacji procesu resuscytacji dla modelu fizjologicznego oraz ze skoliozą (wartość ugięcia klatki piersiowej dla siły 120 N, odpowiednio 5 i 2,92 cm)

Na podstawie przeprowadzonej analizy stwierdzono, że odpowiedź układu jest nieliniowa i aby zapewnić pięciocentymetrowe ugięcie klatki piersiowej, należy zastosować siłę nie 120, a 190 N.

Szczególnie istotne podczas modelowania resuscytacji z wykorzystaniem metody MES jest obciążanie modelu nie poprzez zadawanie przemieszczenia na poziomie 5 cm, ale obciążanie adekwatną siłą, która wywołuje takie przemieszczenie. Wstępnie z punktu widzenia MES należy pamiętać, że obciążanie pojedynczego punktu powoduje powstanie naprężeń niewystępujących w rzeczywistości, natomiast zadanie przemieszczenia

wybranej grupy punktów powoduje, że program przemieszcza równolegle wszystkie te punkty, powodując dodatkowe obciążanie układu, niewystępujące w normalnych warunkach resuscytacji, kiedy to tkanka może poddawać się pod różnym kątem. Należy zatem pamiętać, że przy modelowaniu w biomechanice, a w szczególności w przypadku modelowania resuscytacji, należy zadawać obciążenia poprzez siły oraz rozkłady ich na powierzchni, a nie poprzez zadawanie przemieszczeń poszczególnych węzłów. Szczególnie istotne jest również zamodelowanie podparcia umożliwiające przemieszczanie się w kierunku prostopadłym punktów styku pleców z podłożem.

5. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że wyznaczanie sztywności układu mięśniowo-szkieletowego klatki piersiowej z kręgosłupem ma istotne znaczenie dla prowadzenia procesu resuscytacji, gdzie dowiedziono, że stosowanie siły, jaką działa osoba reanimująca na klatkę człowieka reanimowanego w przypadku skoliozy, powinna być o 60% większa niż w przypadku osoby bez stwierdzonej skoliozy. Duże wpływy na sztywność układu mają również wszelkie zmiany w obrębie rozpatrywanego układu, co wykazało przeprowadzenie analizy porównawczej wyników sztywności określonej dla modelu fizjologicznego, ze skoliozą oraz z wprowadzonym implantem. Wykazano, że wprowadzenie implantu stosowanego w leczeniu operacyjnym skolioz z dostępu przedniego powoduje wzrost sztywności całego układu dla kierunku "x" o 27%, kierunku "y" 28%, natomiast dla siły działającej w osi "z" 21%.

Literatura

1. 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, p. 642-652
2. Tejszewska D., Mańka I.: Modelowanie skrzywień bocznych kręgosłupa człowieka. Podręcznik akademicki. Gliwice: Pol.Śl., 2010.
3. Deakin C. D., Petley G. W., Cardan E., Clewlow F.: Does paddle force applied during defibrillation meet advanced life support guidelines of the European Resuscitation Council. Resuscitation. 04/2001, 48(3):301-3
4. Correia de Matos, Bernardo E.J., Fernandese E.J.: Surgery of chest wall deformities. European Journal of Cardio-Thoracic Surgery 1997, 12, p. 345 - 350.
5. D'Arezzo: Posture alignment. Marcellina Mountain Press, 2003.
6. Deng Y.C., Kong W., Ho H.: Development of a fine element human thorax model for impact injury studies, SAE International Congress and Exposition, Detroit, Michigan, SAE Paper 1999.

7. Edmondston S.J., Allison G.T., Althorpe B.M., McCanell D.R., Samuel K.K.: Comparison of ribcage and posteroanterior thoracic spine stiffness an investigation of the normal response. "Manual Therapy" 1999, 4(3), p. 157-162.
8. Forbes P.A.: Development of a human body model for the analysis of side impact automotive thoracic. Trauma, Waterloo, Ontario 2005.
9. Furusu K., Watanabe I., Kato Ch., Miki K., Hasegawa J.: Fundamental study of side impact analysis using the finite element model of the human thorax. Japan Society of Automotive Engineers Review (JSAE Review), 2001, 22, p. 195-199.
10. Granic G., Stein I.: Human ribs static testing as a promising medical application. "Journal of Biomechanics" 1973, Vol. 6, p. 237-240.
11. Gzik-Zroska B., Wolański W., Gzik M., Dzielicki J.: Engineer methods of assistance of thoraco-chirurgical operation. Computational vision and medical image processing. Vipimage 2011. Third ECCOMAS Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing, Olhao, Algarve, Portugal 2011.
12. Nackenhorst, U.: Numerical simulation of stress stimulated bone remodeling. "Technische Mechanik" 1997, 17 (1), p. 31- 40.
13. Little J.P., Adam C.J.: Effects of surgical joint destabilization on load sharing between ligamentous structures in the thoracic spine: a finite element investigation. "Clinical Biomechanics" 2011, Vol. 26, Iss. 9, p. 895 - 903.
14. Mohr M., Abrams E., Engel Ch., Long W., Bottlang M.: Geometry of human ribs pertinent to orthopedic chest-wall reconstruction. "Journal of Biomechanics" 2007, 40, p. 1310–1317.