

ANALIZA SZTYWNOŚCI MODELU KLATKI PIERSIOWEJ KURZEJ

Bożena Gzik-Zroska¹, Wojciech Wolański²

¹ *Katedra Biomateriałów i Inżynierii Wyrobów Medycznych, Politechnika Śląska*
Bożena.Gzik-Zroska@polsl.pl

² *Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska*
Wojciech.Wolanski@polsl.pl

Streszczenie

W artykule przedstawiono metodykę modelowania klatki piersiowej kurzej. W procesie modelowania zastosowano metodę elementów skończonych (MES). Model MES klatki piersiowej kurzej umożliwił wyznaczenie sztywności układu oraz symulację procesu pośredniego masażu serca. Przeprowadzone symulacje numeryczne dostarczyły informacji o stanie obciążenia klatki podczas zabiegu resuscytacji krążeniowo-oddechowej. Uzyskane informacje wskazują, że sztywność modelu klatki piersiowej kurzej jest zbliżona do sztywności klatki piersiowej prawidłowej.

Słowa kluczowe: modelowanie, biomechanika klatki piersiowej, analiza sztywności, kurza klatka piersiowa

ANALYSIS OF STIFFNESS OF THE FUNNEL CHEST MODEL

Summary

The article presents the methodology for funnel chest modelling. In the process the finite element method (FEM) was used. The FEM model of funnel chest enabled determination of the system stiffness and the simulation of indirect heart massage. Conducted numerical simulations provided information about the state of load of the chest during frame during cardio-respiratory resuscitation treatment. Obtained information shows that the stiffness of funnel chest model is similar to the stiffness of correct chest.

Keywords: modeling, biomechanics of the thorax, stiffness analysis, pectus carinatum

1. WSTĘP

Istotnym elementem narządu ruchu człowieka jest klatka piersiowa i ze względu na rolę, jaką pełni w organizmie człowieka, ważne jest poznanie cech biomechanicznych poszczególnych jej elementów. Kształt klatki piersiowej zależy od wielu czynników [2]. Przede wszystkim zmienia się w zależności od fazy oddechu. Podczas wdechu klatka piersiowa poszerza się i pogłębia, równocześnie unosząc się ku górze i wypuklając. Podczas wydechu zwęża się, spłaszcza, równocześnie się opuszczając. Kształt klatki piersiowej zależy także od płci. Klatka piersiowa męska ma nie tylko większą pojemność, ale w swej górnej części jest stosunkowo większa niż kobieca. Na ogół klatka piersiowa męska jest nieco bardziej zbliżona do typu wydechowego niż kobieca. Porównując klatkę piersiową dorosłej osoby i dziecka, widać bardziej wyraźne różnice kształtu. Klatka

piersiowa dziecka pod względem kształtu i położenia zbliżona jest do kształtu klatki piersiowej podczas wdechu; jest okrągława, silnie uwypuklona, otwór górny ustawiony jest prawie poziomo. Z wiekiem klatka piersiowa spłaszcza się i poszerza, żebra coraz bardziej opadają ku dołowi; klatka piersiowa przybiera kształt typu wydechowego. Różne procesy chorobowe wywołują silniejsze lub słabsze zniekształcenia patologiczne kształtu klatki piersiowej. W krzywicy końce od drugiego do ósmego żebra kostnego grubieją w miejscu połączenia się z chrząstką, tworząc tzw. różaniec krzywicy. Czasami te zgrubiałe i rozmiękczone końce ulegają wygięciu do wewnątrz, wywołując bruzdę biegnącą ku dołowi, bocznie po obu stronach mostka. Różnego rodzaju deformacje klatki piersiowej w głównej mierze są spowodowane wadami wrodzonymi. Wrodzone wady klatki piersiowej

powstają we wczesnym okresie rozwojowym załóżka oraz na skutek działania takich samych czynników, jak wszystkie inne wady wrodzone układu kostno-stawowego [2,3]. Występowanie ich jest stosunkowo częste zarówno u dziewczynek jak i chłopców. Jeżeli powodują zmiany kształtu i proporcji ciała, uwidaczniają się po urodzeniu dziecka i są natychmiast rozpoznawane. Niekiedy jednak omawiane wady pozostają ukryte i niewidoczne, nie powodując żadnych objawów klinicznych i w związku z tym mogą pozostać nierozpoznane przez całe życie. Rozpoznaje się je przypadkowo na wykonanych w innym celu radiogramach lub uwidaczniają się dopiero w pierwszych latach życia dziecka. Jednym z rodzajów deformacji klatki piersiowej jest klatka piersiowa kurza. Jest to wada przedniej ściany klatki piersiowej, charakteryzująca się silnym zniekształceniem mostka oraz żeber chrzęstnych wygiętych ku przodowi (rys.1) [2,3].

Geometria oraz charakterystyka materiałowa elementów anatomicznych i ich połączeń wpływają na sztywność klatki piersiowej, od której zależy fizjologia oddychania. Dlatego też celem pracy jest ocena sztywności modelu klatki piersiowej kurzej. Analiza cech biomechanicznych klatki piersiowej jest szansą na zgłębienie wiedzy pozwalającej na obiektywną ocenę wady. Może też być cenną informacją dla ratowników medycznych przeprowadzających zabieg resuscytacji krążeniowo-oddechowej, gdzie sztywność klatki piersiowej jest istotna podczas prowadzenia sztucznego masażu serca [9,11].



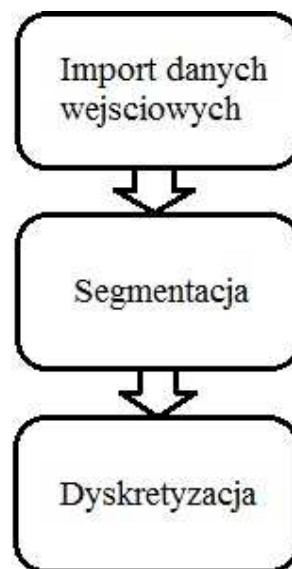
Rys. 1. Klatka piersiowa kurza [15]

2. BUDOWA MODELU KLATKI PIERSIOWEJ KURZEJ

Przystępując do modelowania klatki piersiowej kurzej w celu zbadania jej sztywności, niezbędne było opracowanie odpowiedniej postaci geometrycznej 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

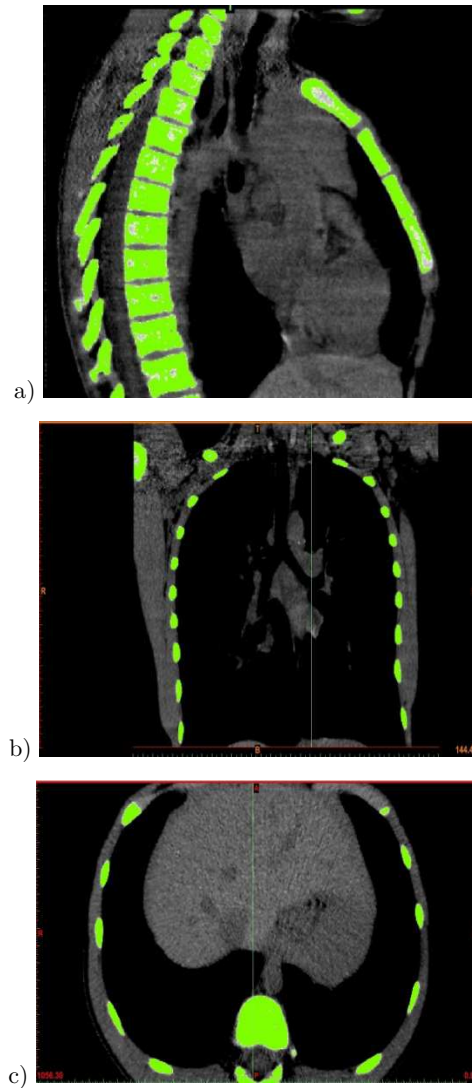
modelowanego obiektu i móc go zweryfikować [4-7,10,12].

Następnym etapem było opracowanie postaci geometrycznej modelowanego układu. Do budowy modelu wykorzystano oprogramowanie Mimics. Zastosowane oprogramowanie umożliwiło na podstawie dwuwymiarowej projekcji tomografii komputerowej trzynastoletniego chłopca z klatką piersiową kurzą opracowanie trójwymiarowego modelu geometrycznego. Schemat tworzenia modelu składał się z następujących etapów (rys.2): importu danych wejściowych, segmentacji oraz dyskretyzacji.



Rys. 2. Schemat tworzenia modelu klatki piersiowej kurzej

Import danych pochodzących z tomografii komputerowej jest fundamentalną czynnością projektowania w środowisku Mimics. Narzędzie importu obrazów umożliwia wyszukanie danych medycznych na nośnikach zewnętrznych, ustawienie ich orientacji oraz zaimportowanie do programu. Kolejnym etapem tworzeniem modelu była segmentacja struktur klatki piersiowej. Segmentację przeprowadzono metodą progową jednorodnych obszarów pod względem odcieni szarości w uprzednio zdefiniowanym obszarze poszukiwań, stosując odpowiednio skalę Hounsfielda (rys.3).

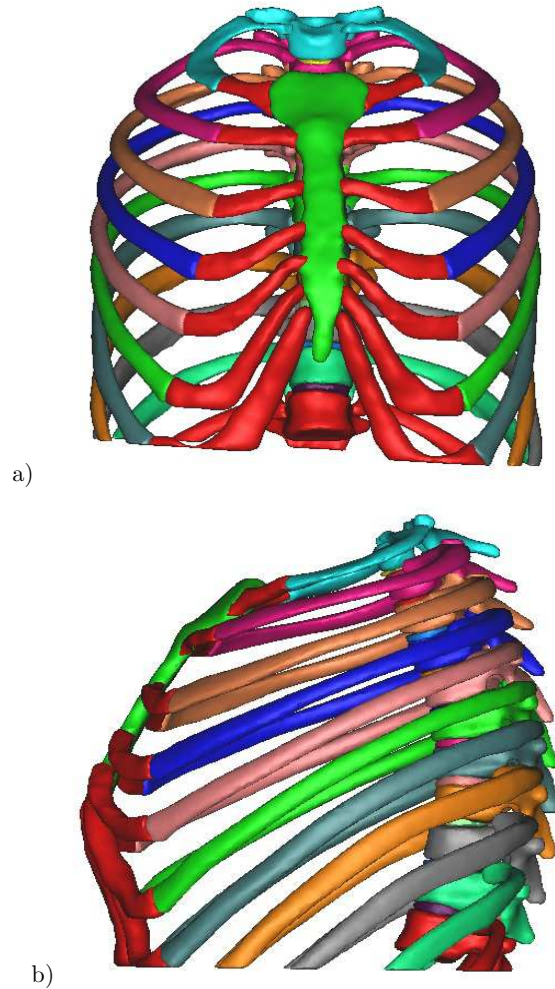


Rys. 3. Przekroje tomografii komputerowej wraz z nałożoną maską tkanki kostnej dla zdefiniowanej w oprogramowaniu skali Hounsfielda: a) płaszczyzna strzałkowa, b) płaszczyzna czołowa, c) płaszczyzna poprzeczna

W procesie segmentacji modelu klatki piersiowej kurzej wyodrębniono (rys 4):

- 22 żebra kostne,
- 11 kręgów piersiowych,
- 10 dysków międzykręgowych,
- 14 żeber chrzęstnych,
- mostek.

Schemat tworzenia powyższych elementów był bardzo do siebie zbliżony z wyjątkiem dysków międzykręgowych oraz żeber chrzęstnych, które wymagały większej korekty ze względu na niejednorodny odcień szarości.

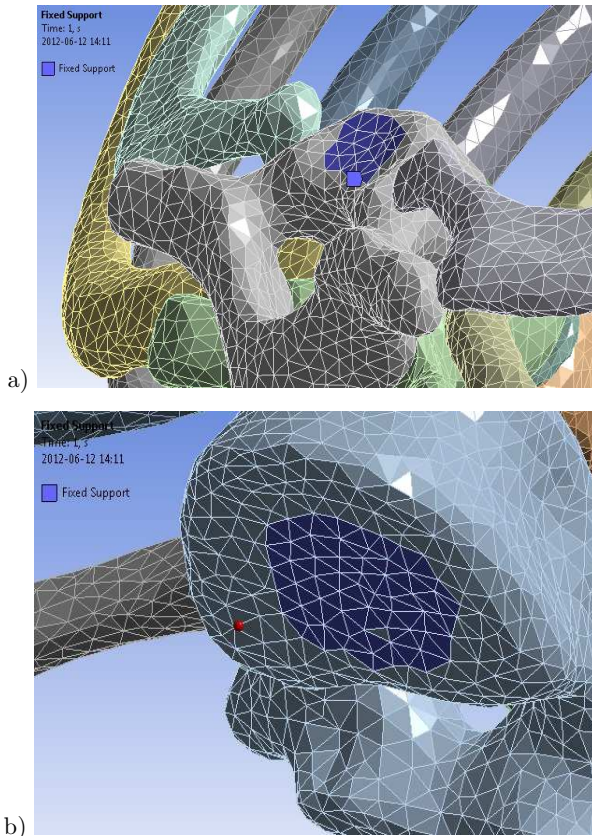


Rys. 4. Trójwymiarowy model geometryczny klatki piersiowej kurzej: a) widok w płaszczyźnie czołowej, b) widok w płaszczyźnie strzałkowej

Ostatnim etapem tworzenia modelu była dyskretyzacja. Dyskretyzację modelu przeprowadzono w osobnym module dołączonym do programu Mimics – „Remesh”.

W kolejnym etapie opracowany model klatki piersiowej kurzej został zaimportowany do programu Ansys Workbench. Model składał się z 58 części typu „SOLID BODIES”. Sumaryczna liczba elementów skończonych wynosiła 299974, które połączono w 550482 węzłach. Kontakty pomiędzy poszczególnymi elementami zostały w pierwszym etapie wykonane automatycznie, a następnie ich powierzchnie zostały manualnie skorygowane. Powierzchnie połączono połączeniem typu „Bonded” charakteryzującym się brakiem przemieszczenia elementów względem siebie.

Model utwierdzono poprzez wyselekcjonowanie węzłów elementów skończonych należących na górnej powierzchni pierwszego kręgu piersiowego oraz dolnej powierzchni jedenastego kręgu piersiowego, a następnie odebrano im wszystkie stopnie swobody (rys. 5).



Rys. 5. Sposób podparcia modelu: a) odebranie stopni swobody dla pierwszego kręgu piersiowego, b) odebranie stopni swobody dla jedenastego kręgu piersiowym.

Ostatnim etapem przed przystąpieniem do analizy numerycznej było nadanie poszczególnym elementom własności materiałowych. Przyjęte wartości własności materiałowych zostały umieszczone w tabeli 1.

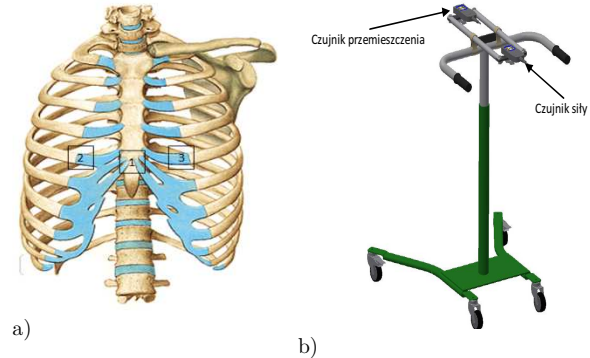
Tab. 1 Własności materiałowe elementów klatki piersiowej [6-8].

Materiał	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona
Żebro kostne	5000	0,3
Żebro chrzęstne	24,5	0,3
Mostek, Kręgi	11500	0,3
Krażek międzykręgowy	110	0,4

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, opierając się na wynikach otrzymanych z badań doświadczalnych na obiekcie rzeczywistym. Dlatego też, aby móc określić poprawność przedstawionego w artykule modelu, w pierwszej kolejności przeprowadzono jego weryfikację. Weryfikację modelu klatki piersiowej kurzej przeprowadzono poprzez porównanie wartości ugięcia klatki piersiowej dla modelu numerycznego z wartościami ugięcia klatki piersiowej

pacjenta, którego zdjęcia tomografii komputerowej wykorzystano do utworzenia modelu numerycznego. Badanie doświadczalne przeprowadzone przez autorów publikacji polegały na pomiarze wartości siły wymaganej do określonego ugięcia klatki piersiowej. Pomiaru dokonano w trzech miejscach pomiarowych na ciele pacjenta (rys. 6).



Rys.6 a) Miejsca przyłożenia siły podczas badań doświadczalnych, b) Stanowisko pomiarowe

W procesie weryfikacji model obciążano uśrednioną wartością siły w tych węzłach elementów skończonych, które geometrycznie odpowiadały punktom przyłożenia obciążeń w trakcie badań eksperymentalnych. Wyniki przemieszczeń dla tak zadanych obciążeń zestawiono w tabeli 2.

Tab. 2. Zestawienie wyników doświadczalnych oraz numerycznych

Miejsce pomiarowe	Badania eksperymentalne		Badania numeryczne
	Siła [N]	Ugięcie [mm]	Ugięcie [mm]
1	24,74	10	8,52
2	14,03		9,22
3	13,83		10,32

Na podstawie badań weryfikacyjnych stwierdzono, że maksymalne różnice pomiędzy przemieszczeniami zadanymi w badaniach eksperymentalnych a zmierzonymi w modelu numerycznym wyniosły dla miejsca pomiarowego nr 1 - 14,8 %, nr 2 - 7,8 % oraz dla miejsca pomiarowego nr 3 - 3,2 %. W świetle aktualnych możliwości odwzorowania geometrii oraz własności wytrzymałościowych modelowanych struktur zbieżność taką uznano za zadowalającą.

4. SYMULACJE NUMERYCZNE

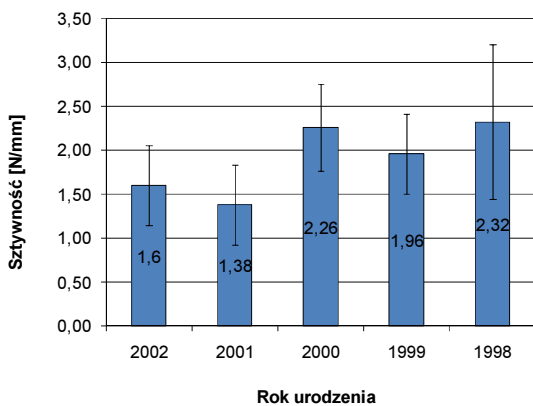
Model numeryczny przedstawiony powyżej posłużył do określenia wskaźnika sztywności klatki piersiowej kurzej oraz analizy stanu naprężenia podczas resuscytacji krążeniowo-oddechowej. Wskaźnik sztywności rozumiany jest jako stosunek siły działającej na układ do wywołanego przez nią przemieszczenia - N/mm. Podczas symulacji numerycznych podobnie jak w procesie weryfikacji wszystkie stopnie swobody zostały odebrane

w węzłach górnej powierzchni pierwszego kręgu piersiowego oraz dolnej powierzchni jedenastego kręgu piersiowego. Model następnie obciążano w płaszczyźnie strzałkowej w kierunku ku kręgosłupowi siłami o wartości 24, 14, i 13 N odpowiednio w środkowej części mostka oraz na prawym i lewym piątym żebrze.

Największą wartość wskaźnika sztywności zanotowano dla siły przyłożonej w centralnej części mostka, który wyniósł 2,83 N/mm. Wskaźnik dla prawej strony równy 1,52 N/mm różni się od wartości uzyskanej dla strony lewej, gdzie jego wartość wyniosła 1,34 N/mm (tabela 3). Różnica prawdopodobnie jest wynikiem asymetrii badanego układu spowodowanej wadą klatki piersiowej. Uzyskana sztywność modelu klatki piersiowej kurzej jest bardzo zbliżona do sztywności klatki piersiowej prawidłowej dzieci w wieku szkolnym (rys. 7). Porównywalne wartości wskaźnika sztywności sugerują, iż kurza deformacja nie ma istotnego wpływu na zmianę sztywności klatki piersiowej.

Tab. 3. Sztywność modelu kurzej klatki piersiowej

Miejsce pomiarowe	Wskaźnik sztywności [N/mm]
1	2,83
2	1,52
3	1,34



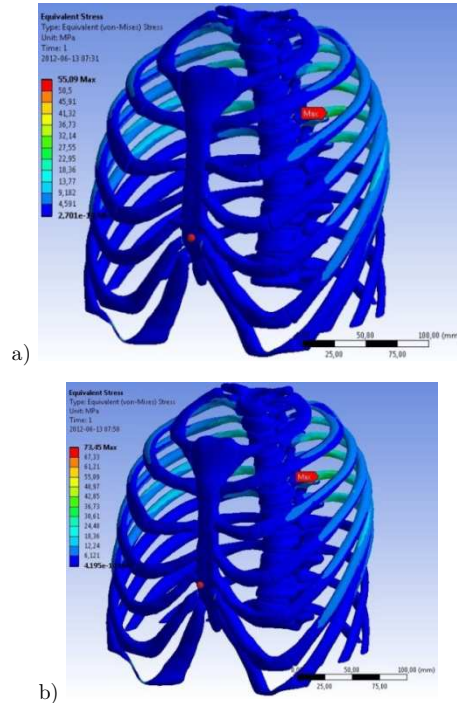
Rys.7. Sztywność klatki piersiowej dla poszczególnych grup wiekowych dzieci [12]

W pracy przeprowadzono również analizę numeryczną stanu obciążenia klatki piersiowej podczas masażu serca. Pośredni masaż serca jest jednym z trzech etapów reanimacji pacjenta w razie wystąpienia braku reakcji życiowych. Polega na uciskaniu mostka na wysokości 1/3 jego długości w kierunku ku kręgosłupowi. Prawidłowe ugięcie mostka podczas pośredniego masażu serca mieści się w przedziale 30–50 mm [13].

Przeprowadzone symulacje numeryczne umożliwiły wyznaczenie zakresu sił potrzebnych do przeprowadzenia pośredniego masażu serca w sposób bezpieczny oraz skuteczny dla pacjenta. W celu wyznaczenia tego zakresu sił w modelu zadano przemieszczenia na mostku w kierunku ku kręgosłupowi w zakresie od 30 do 50 mm.

Uzyskane wartości sił mieściły się w zakresie od 84,91 N do 141,51 N. Na podstawie powyższych wyników wyznaczono mapy naprężeń głównych w zakresie siły od 60 do 165 N (rys. 8).

Uzyskane wyniki zestawiono w tabeli 4.



Rys. 8. Naprężenia zredukowane: a) dla siły 90 N, b) dla siły 120 N

Największą wartość naprężenia 101 MPa zaobserwano na żebrach kostnych podczas obciążania mostka siłą 160 N. Wartość ta jednak nie przekroczyła dopuszczalnej granicy wytrzymałości na zginanie kości żeber ludzkich, która wynosi 160 MPa [15]. Obciążenie mostka siłami w zakresie od 105 do 135 N wywołujących ugięcie klatki piersiowej sugerowane przy prawidłowo wykonanym masażu serca powoduje wystąpienie maksymalnego naprężenia na poziomie od 64 do 83 MPa. Uzyskane wartości są w pełni bezpieczne dla pacjenta i nie generuje uszkodzeń elementów klatki piersiowej.

Tab. 4. Zestawienie wyników numerycznych wartości naprężeń zredukowanych dla poszczególnych części modelu klatki piersiowej kurzej

Siła nacisku [N]	Przemieszczenie mostka [mm]	Naprężenie zredukowane [MPa] Mostek	Naprężenie zredukowane [MPa] Żebra chrzęstne	Naprężenie zredukowane [MPa] Żebra kostne
60	21,20	6,92	8,39	36,73
75	26,50	8,65	10,49	45,91
90	31,85	10,37	12,59	55,09
105	37,11	12,11	14,69	64,27
120	42,41	13,84	16,79	73,46
135	47,71	15,57	18,89	82,64
150	53,01	17,30	20,99	91,82
165	58,31	19,03	23,09	101

5. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że wyznaczenie sztywności modelu klatki piersiowej kurzej ma istotne znaczenia dla prowadzenia procesu resuscytacji. Jak do tej pory nie spotkano się z badaniami mającymi na celu określenie wytycznych do przeprowadzenia zabiegu resuscytacji krążeniowo-oddechowej u pacjentów z wadami klatki piersiowej. Nie sprawdzono również, czy istotnej zmianie ulega sztywności kośćca zdeformowanej klatki piersiowej i czy

w związku z tym parametry resuscytacji krążeniowo-oddechowej powinny ulec zmianie. Przeprowadzone badania numeryczne pokazują, iż sztywność klatki piersiowej kurzej różni się w niewielkim stopniu od sztywności klatki piersiowej prawidłowej. Uzyskane informacje mogą być cenną wskazówką dla ratowników medycznych. Sugerowane ugięcie mostka 30-50 mm podczas resuscytacji jest bezpieczne również dla ludzi z klatką piersiową kurzą. Występujący stan naprężenia nie prowadzi do pęknięcia lub złamania kości klatki piersiowej.

Literatura

1. 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), p. 301-303.
2. Dega W., Sengera A.: *Ortopedia i rehabilitacja*. T. 1. Warszawa: PZWL, 1983.
3. Correira de Matos, Bernardo E.J., Fernandes E.J.: Surgery of chest wall deformities. "European Journal of Cardio-Thoracic Surgery" 1997, 12, p. 345 - 350.
4. Deng Y.C., Kong, W. and Ho H.: Development of a finite element human thorax model for impact injury studies. SAE International Congress and Exposition, Detroit Michigan, SAE Paper 1999-01-0715, 1999 4.
5. 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" 1994(3), p. 157-162.
6. Forbes P.A.: Development of a human body model for the analysis of side impact automotive thoracic trauma. Master Thesis, Waterloo, Ontario, Canada, 2005.
7. 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*, 2001, 22, p. 195-199.
8. Granik G. i Stein I., Human Ribs: Static testing as a promising medical application. "Journal of Biomechanics" 1973, No. 6, p. 237-240.
9. 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, 2011, Portugal, p. 307-310.
10. Nackenhorst, U.: Numerical simulation of stress stimulated bone remodeling. "Technische Mechanik" 1997, 17 (1), 1997, p. 31- 40.
11. 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.
12. Dzielicki J., Wolański W., Gzik-Zroska., Janicka I., Kajzer A., Kajzer W.: Pomiar sztywności klatki piersiowej u dzieci w wieku szkolnym. „Aktualne Problemy Biomechaniki” 2011, nr 5, s. 37-40.
13. Barancewicz P., Dutka P., Piankowski A., Skaja D., Skowroński R., Suchorzewska J.: Pierwsza pomoc i reanimacja krążeniowo-oddechowa. Gdańsk: Wyd. Akad. Med. 2005.
14. Yoganandan N, Pintar F.A.: Biomechanics of human thoracic ribs. „Journal of Biomechanical Engineering”, 1998, Vol. 120, p. 100-104.
15. www.childrenshospital.org/az/Site1686/mainpageS1686P0.html.