

Tomasz WATRAS, Koło Biomechaniki przy Katedrze Biomechaniki
Bożena GZIK-ZROSKA, Katedra Biomechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice

BADANIA NUMERYCZNE STANU NAPRĘŻEŃ PRAWIDŁOWEJ KLATKI PIERSIOWEJ

Streszczenie. Celem pracy było przeprowadzenie badań numerycznych stanu naprężeń i odkształceń prawidłowej klatki piersiowej podczas zabiegu resuscytacji w programie ANSYS Workbench. W ramach pracy, sformułowano model 3D klatki piersiowej w programie Mimics a następnie w programie ANSYS dokonano symulacji i analizy stanu naprężeń podczas prawidłowego zabiegu resuscytacji oraz powodującego uszkodzenie żeber.

1. WSTĘP

Nagle zatrzymanie krążenia (NKZ) jest główną przyczyną śmierci w Europie i rozpoznaje się u 350-700 tys. osób w skali roku. W przypadku NKZ pacjent poddawany jest zabiegowi resuscytacji krążeniowo-oddechowej (RKO). Jest to zbiór czynności mających na celu ratowanie życia. Przywrócenie krążenia krwi odbywa się poprzez uciski klatki piersiowej oraz sztuczną wentylację w proporcji 30:2. Źle zlokalizowana lub zbyt duża siła nacisku może spowodować złamanie żeber, co w konsekwencji może doprowadzić do uszkodzenia narządów wewnętrznych [3].

Według danych z 2010 r. nie ma bezpośrednich dowodów świadczących o tym, iż głębokość ucisku klatki piersiowej jest związana z możliwością wystąpienia obrażeń w obrębie kośćca oraz organów wewnętrznych. Przyjmuje się że dla dobrze zbudowanego mężczyzny głębokość ucisków nie powinna przekraczać 6 cm. Uciskanie klatki piersiowej powoduje przepływ krwi przez serce, poprzez zwiększenie ciśnienia w klatce piersiowej oraz uciski serca. Prawidłowo wykonane uciskanie klatki piersiowej generuje szczytowe skurczowe ciśnienie tętnicze ok. 60-80 mm Hg [3, 7].

W literaturze można spotkać się z wynikami badania prowadzonymi nad skutecznością RKO na otwartym sercu, jak również skutecznością zastosowań urządzeń typu ResQPump® (Advanced Circulatory Systems, INC) oraz AutoPulse (ZOLL Medical Corp.) [1, 7, 8, 11, 12].

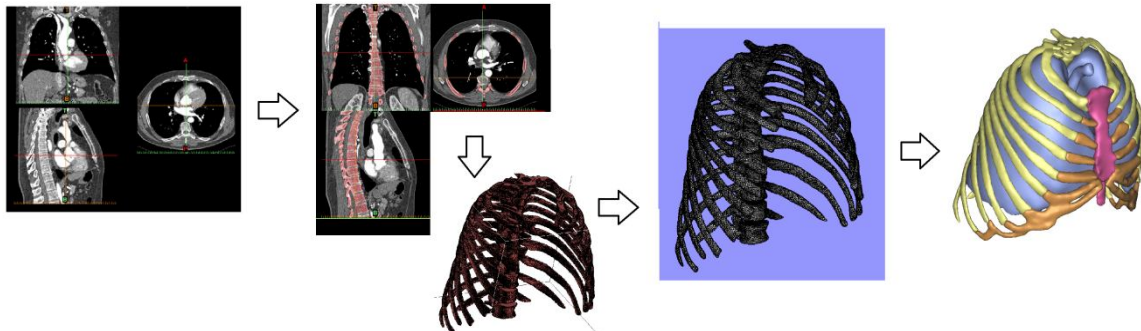
Określenie prawidłowej siły nacisku na klatkę piersiową jest kluczowe podczas projektowania urządzeń wspomagających RKO. W pracy podjęto próbę określenia zakresu sił powodujących wymagane ugięcie klatki piersiowej podczas zabiegu sztucznej wentylacji. Do tego celu wykorzystano oprogramowanie ANSYS, które wykorzystuje metodę elementów skończonych (FEM) [2, 10].

2. OPRACOWANIE MODELU PRAWIDŁOWEJ KLATKI PIERSIOWEJ

Budowę modelu prawidłowej klatki piersiowej rozpoczęto od opracowania geometrii 3D na podstawie zdjęć tomografii komputerowej 50-letniego mężczyzny w programie Mimics.

Budowa modelu klatki piersiowej w programie Mimics odbywa się w trzech etapach (rys. 1):

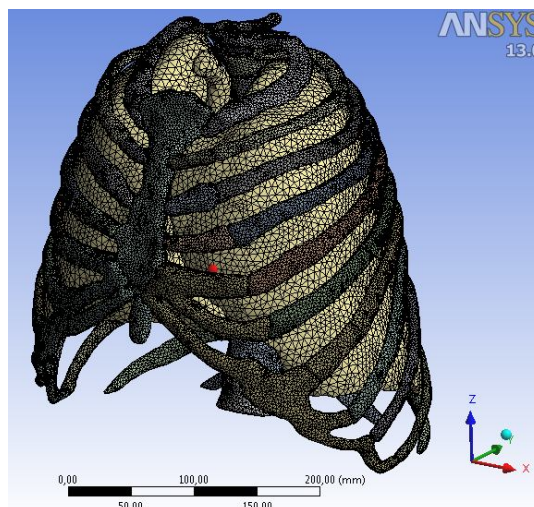
- Automatycznego importu danych z CT oraz nadanie podstawowych parametrów orientacji.
- Segmentacji maski na poszczególnych warstwach, a następnie edycja w 3D.
- Dyskretyzacja modelu otrzymanego na podstawie maski.



Rys. 1. Etapy powstawania modelu

Model składa się z żeber kostnych, chrzęstnych, mostka, kręgow, krążków międzykręgowych oraz płuc.

W kolejnym etapie modelowania poszczególnych elementów klatki piersiowej wygenerowane w programie Mimics zostały wyeksportowane do programu ANSYS Multiphysics gdzie poddano je procesowi dyskretyzacji 10-cio węzłowymi elementami skończonymi typu SOLID187 (rys. 2).



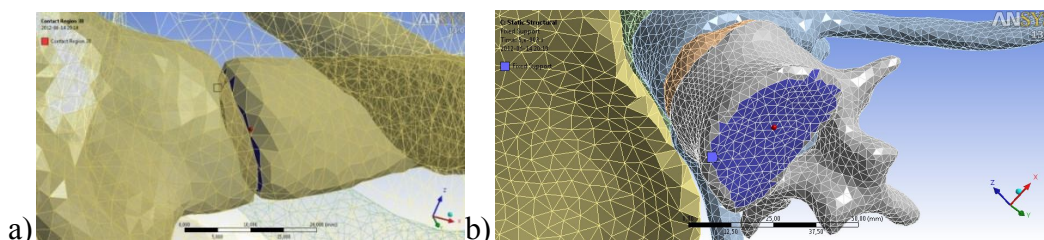
Rys. 2. Model prawidłowej klatki piersiowej w programie ANSYS Workbench

Poszczególnym elementom klatki piersiowej przypisano własności materiałowe przedstawione w tabeli 1.

Tabela 1 Własności materiałowe [6, 9]

Elementy	Moduł Younga [MPa]	Współczynnik Poissona
Dyski międzykręgowe	110	0,4
Żebra chrzęstne	24,5	0,3
Żebra	5000	0,3
Mostek	11500	0,3
Płuca	0,029	0,49

Kontakty pomiędzy poszczególnymi częściami modelu zadano typu Bonded. (rys. 3 a). Model klatki piersiowej utwierdzono na trzonie kręgu Th2 oraz kręgu L1 (rys. 3 b).

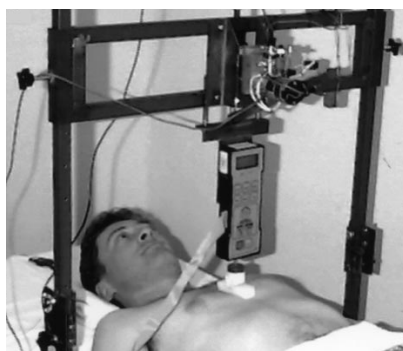


Rys. 3. a) Kontakt elementów typu Bonded, b) jedno z miejsc utwierdzenia modelu

Wg wytycznych dotyczących resuscytacji krążeniowo-oddechowej miejsce przeprowadzania ucisków znajduje się w odległości 3-4 cm od połączenia mostka z łukiem żebrowym. Głębokość ucisków powinna wynosić 50 mm. Podczas symulacji przebadano prawidłowe przemieszczenie klatki piersiowej oraz przemieszczenia mogące spowodować uszkodzenie klatki piersiowej. Wynikiem symulacji są mapy przemieszczeń, odkształceń oraz naprężeń elementów klatki piersiowej [7].

3. WERYFIKACJA MODELU KLATKI PIERSIOWEJ

Weryfikację modelu przeprowadzono w oparciu o wyniki badań doświadczalnych przeprowadzonych przez Edmonstona [5].



Rys. 4. Stanowisko pomiarowe w badaniach doświadczalnych Edmonstona [5]

Edmonston poddał badaniom 8 mężczyzn i 12 kobiet o średniej wieku 28,6 lat. Podczas badań obciążano mostek klatki piersiowej w pozycji leżącej za pomocą nieodkształcalnej płytki o wymiarach 16 mm x 75 mm. Obciążnik wysuwany był z prędkością 0,58 mm/s przez czas 10 s. Maksymalna wielkość obciążenia wynosiła 100 N, przy czym 20 N zakładano jako obciążenie wstępne w celu ugięcia tkanek miękkich. Podczas badań mierzona była sztywność klatki piersiowej. Średnia sztywność uzyskana podczas przeprowadzonych prób wyniosła 7,6 N/mm. Badania numeryczne przeprowadzono w oparciu o schemat badań doświadczalnych,

przyjmując takie same warunki brzegowe. Różnica wartości sztywności klatki piersiowej w badanym obszarze nie przekroczyła 5,3% [5].

4. ANALIZA NUMERYCZNA

Wymagana głębokość ugięcia klatki piersiowej podczas reanimacji krążeniowo oddechowej wynosi 5 cm. W celu określenia stanu naprężeń podczas RKO w pracy przeprowadzono obliczenia numeryczne zakładając wymagane przemieszczenie na mostku. W celu określenia warunków obciążenia podczas których może dojść do uszkodzenia elementów klatki piersiowej przeprowadzono dodatkowe analizy zadając przemieszczenia o wielkości 6, 7 oraz 8 cm.

Uzyskane wyniki obliczeń numerycznych umożliwiły analizę naprężeń i odkształceń powstałych w klatce piersiowej podczas przeprowadzanego prawidłowo oraz nieprawidłowo zabiegu RKO. Stanowiły one podstawę do określenia miejsc, w których mogą powstać nieoczekiwane urazy.

Przez lata powstało wiele teorii opisujących wytrzymałość kości, ale wraz z rozwojem technik komputerowych powstały teorie opierające się na metodach numerycznych z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Jedną z takich teorii jest teoria prof. Nackenhorsta [6], w oparciu o którą dokonano analizy otrzymanych wyników numerycznych.

Metoda ta jest stosowana w połączeniu z metodą elementów skończonych, a opiera się na rozkładzie maksymalnych odkształceń głównych. Według niej dla wartości odkształcenia głównego ϵ_1 mniejszej od 0,004 (wartości fizjologiczne) mają miejsce naturalne warunki obciążenia, dla których występuje stan równowagi kości. Natomiast, gdy ϵ_1 przekracza wartości fizjologiczne (ϵ_1 w przedziale od 0,004 do 0,006) następuje formacja kości ze względu na dodatkowe obciążenia stymulujące kość do poprawy własności mechanicznych. Natomiast dla wartości odkształceń z zakresu od 0,006 do 0,014 występuje stan przeciążenia kości, który może doprowadzić do jej uszkodzenia, a powyżej tej wartości kość ulega zniszczeniu [6].

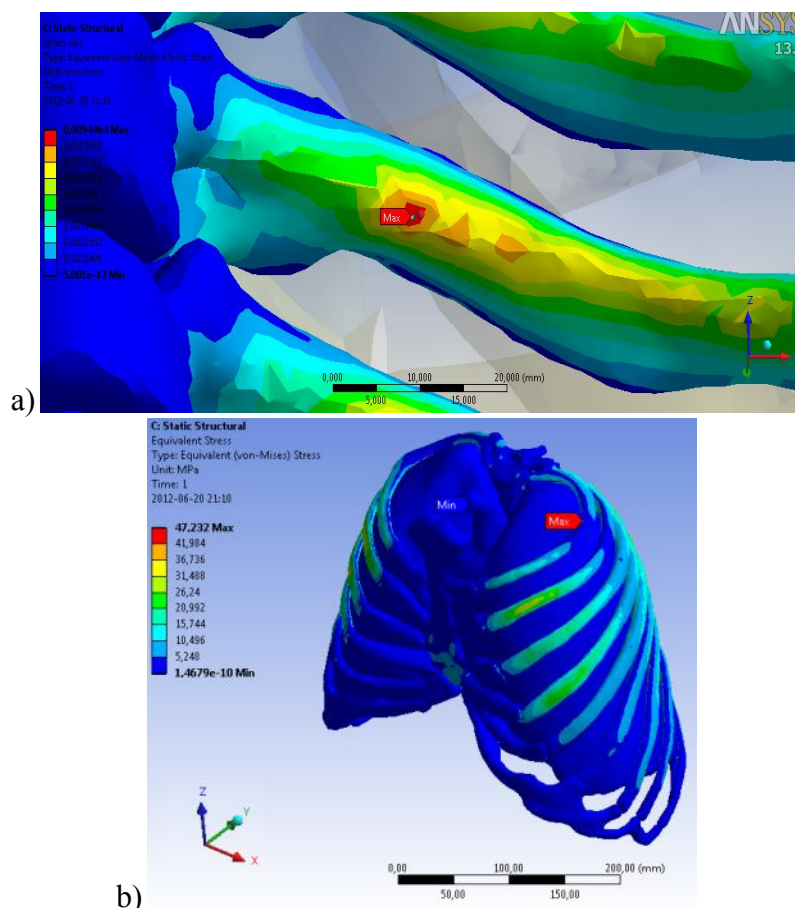
5.1. Analiza stanu naprężeń podczas prawidłowej RKO

Dla przemieszczenia 50 mm wartość maksymalnego odkształcenia wynosiła 0,0095. Wartość ta zawiera się w przedziale powodującym stan przeciążenia jednakże jeszcze nie dochodzi do zniszczenia kośćca. Siła potrzebna do uzyskania przemieszczenia wyniosła 520 N co odpowiada uciskowi ok. 53 kg. Największe naprężenie wystąpiły na wewnętrznej stronie żeber, w miejscu w którym kończy się staw żebrowo-poprzeczny (rys. 5 a) i wynosi 47,2 MPa (rys. 5 b).

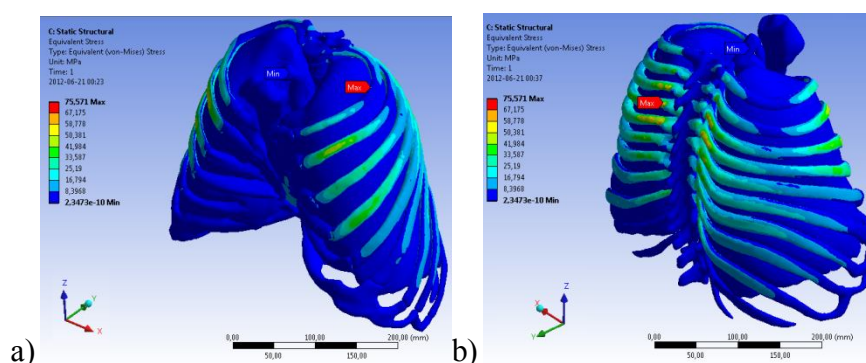
Dzieje się tak ponieważ wyrostek poprzeczny kręgu piersiowego w stawie żebrowo-poprzecznym powoduje zginanie żebra.

5.2. Analiza stanu naprężeń podczas nieprawidłowej RKO

Uzyskane wyniki pozwalają określić siłę oraz głębokość ugięcia klatki piersiowej podczas zabiegu RKO, które nie doprowadzają do uszkodzenia kośćca i są bezpieczne dla pacjenta. Maksymalne odkształcenie wynosi 0,015 i występuje przy 8 cm przemieszczenia klatki piersiowej. Wg teorii prof. Nackenhosta żebra w miejscu największego odkształcenia zostaną zniszczone. Maksymalne naprężenie w tym miejscu wynosi 75,6 [MPa] (Rys. 6).



Rys. 5.: a) Miejsce koncentracji naprężeń i odkształceń, b) naprężenia na żebrach



Rys. 6. Mapy naprężeń przy 80 mm odkształcenia: a) widok z przody, b) widok z tyłu

5. WNIOSKI

Połączenie programu Mimics oraz oprogramowania ANSYS pozwala na przeprowadzenia różnego rodzaju symulacji numerycznych dających istotne informacje dla świata medycznego. Przykładem zastosowania jest prezentowana analiza stanu naprężeń, odkształceń podczas zabiegu reanimacji krążeniowo oddechowej. Obliczenia przeprowadzono dla prawidłowej głębokości ugięcia klatki piersiowej równej 5 cm oraz dokonano oceny mogących wystąpić uszkodzeń elementów klatki piersiowej podczas ugięcia równego 8 cm. Maksymalna wartość odkształcenia wystąpiła po wewnętrznej stronie żeber, w miejscu w którym kończy się staw żebrowo-poprzeczny i wyniosła 0,015. Zgodnie z teorią prof. Nackenhosta podczas takiego odkształcenia prawdopodobnie doszło by do uszkodzenia kości.

LITERATURA

- [1] Alzaga-Fernandez A. G., Varon J.: Open-chest cardiopulmonary resuscitation: past, present and future. *“Resuscitation”*, 2005. 64(2), s. 149-156.
- [2] Awrejcewicz J., Łuczak B.: Numerical model of the human rib. *“Proceedings of the International Conference Biomechanics”* 2003, s. 21-26.
- [3] Barancewicz P., Dutka P., Piankowski A., Skaja D., Skowroński R., Suchorzewska J.: Pierwsza pomoc i reanimacja krążeniowo-oddechowa. Akademia Medyczna w Gdańsku, Gdańsk 2005.
- [4] Cavanaugh J.: The biomechanics of thoracic trauma in accidental injury. *“Biomechanics and Prevention”*, 1993. s. 362-390.
- [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”*, 1999. 4(3), s. 157-162.
- [6] Gzik-Zroska B.: Analiza stanu naprężenia lejkowatej klatki piersiowej w przypadku zastosowania płytki stabilizującej. Politechnika Śląska, 2007.
- [7] Koster R.W., Baubin M.A., Bossaert L.L., Caballero A., Cassan P., Castrén M., Granja C., Handley A.J., Monsieurs K.G., Perkins G.D., Raffay V., Sandroni C.: Podstawowe zabiegi resuscytacyjne u osób dorosłych oraz zastosowanie automatycznych defibrylatorów zewnętrznych. W: Wytyczne resuscytacji 2010. Polska Rada Resuscytacji, Kraków, 2010, s. 73-94.
- [8] Paiva E. F., Kern K. B., Hilwig R. W., Scalabrini A., Ewy G. A.: Minimally invasive direct cardiac massage versus closed-chest cardiopulmonary resuscitation in a porcine model of prolonged ventricular fibrillation cardiac arrest. *“Resuscitation”*, 2000. 47(3), s. 287-299.
- [9] Saraf H., Ramesh K. T., Lennon A. M., Merkle A. C., Roberts J. C.: Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading. *“Journal of Biomechanics”*, 2007. 40(9), s. 1960-1967.
- [10] Udriste M.A., Nagy I.: New solutions regarding the cardiopulmonary resuscitation technique. *“Journal of Experimental & Medical Surgical Research”*, 2006. 2007(1), s. 29-35.
- [11] http://www.advancedcirculatory.com/cardio_pump-information.htm /03.05.2012.
- [12] <http://www.zoll.com/medical-products/cardiac-support-pump/autopulse> /04.05.2012.

NUMERICAL STUDY OF STRESS OF REGULAR CHEST