

Michał BIENIOSZEK, Koło Biomechaniki Przy Katedrze Biomechaniki
Bożena GZIK-ZROSKA, Katedra Biomechaniki, Politechnika Śląska, Gliwice
Józef DZIELICKI, Śląski Uniwersytet Medyczny

ANALIZA STANU NAPRĘŻEŃ KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

Streszczenie. Celem pracy jest wyznaczenie stanu naprężeń kurzej klatki piersiowej człowieka podczas zabiegu resuscytacji krążeniowo–oddechowej. Na podstawie projekcji tomografii komputerowej trzynastoletniego chłopca opracowano w środowisku MIMICS model 3D. Uzyskany model powierzchniowy przekonwertowano na model objętościowy w środowisku Ansys, w którym przeprowadzono symulacje resuscytacji wyznaczając dopuszczalny zakres sił używanych przez ratowników medycznych.

1. WSTĘP

Kurza klatka piersiowa jest wadą przedniej ściany klatki piersiowej, charakteryzującą się silnym zniekształceniem mostka oraz żeber chrzęstnych ku przodowi. Żebra kostne tracą wygięty kształt, powodując zapadnięcie się obszarów poniżej sutków, uwydatniając w ten sposób jeszcze bardziej wysunięcie mostka. Głównym czynnikiem leczenia kurzej klatki piersiowej jest aspekt psychologiczny u pacjenta. Rutynowym badaniem w przypadku wystąpienia wady jest tomografia komputerowa [1, 3, 5]. Obrazy uzyskane z projekcji mogą posłużyć do utworzenia trójwymiarowych modeli w środowisku MIMICS, dzięki którym można w pełni rozpoznać zniekształcenie oraz poprzedzić zabieg chirurgiczny licznymi symulacjami, w celu doboru optymalnej metody leczenia i zapewnienia maksymalnego bezpieczeństwa pacjenta. Dodatkową zaletą modeli 3D jest możliwość ich importowania do programów typu FEA (Finite Element Analysis), dzięki którym można przeprowadzić analizę numeryczną modelu, a także szereg symulacji z wykorzystaniem różnych implantów.

W niniejszej pracy zaprezentowano analizę numeryczną modelu kurzej klatki piersiowej utworzonego na podstawie projekcji tomografii komputerowej w aspekcie resuscytacji krążeniowo – oddechowej. Przeprowadzona analiza pozwoliła na wyznaczenie odpowiednich sił użytych przez ratownika medycznego podczas reanimacji nie narażając bezpieczeństwa pacjenta.

2. BUDOWA MODELU GEOMETRYCZNEGO KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

Trójwymiarowy model geometryczny został utworzony na podstawie projekcji tomografii komputerowej trzynastoletniego chłopca z wadą kurzej klatki piersiowej. W tym celu wykorzystano środowisko programistyczne MIMICS opracowane przez Materialise NV. Algorytm tworzenia modelu kurzej klatki piersiowej składał się z następujących etapów (Rys. 1):

- Import danych uzyskanych w tomografii komputerowej (CT) oraz określenie orientacji.
- Segmentacja trójwymiarowa poszczególnych elementów klatki piersiowej oraz jej edycja.
- Dyskretyzacja elementów modelu klatki piersiowej.



Rys. 1. Etapy tworzenia modelu powierzchniowego kurzej klatki piersiowej człowieka

3. BUDOWA MODELU NUMERYCZNEGO KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

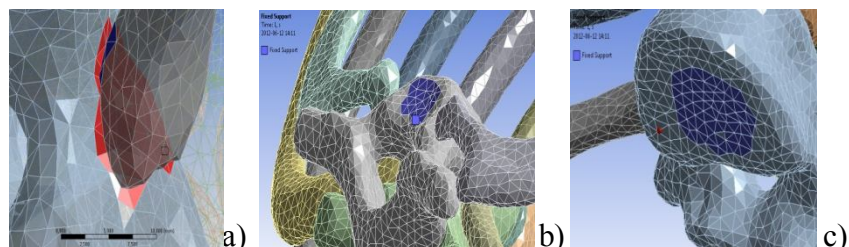
Wyeksportowane dane ze środowiska MIMICS o rozszerzeniu *.LIS (Ansys Area Files) wymagały konwersji do plików .IGES, które są rozpoznawane w środowisku Ansys Workbench. W tym celu wykorzystano narzędzie Ansys Multiphysics nadając każdemu elementowi modelu strukturę bryły typu SOLID187.

3.1. Kontakty pomiędzy elementami oraz sposób podparcia modelu

Kontakty pomiędzy poszczególnymi elementami zostały w pierwszym etapie wykonane automatycznie, a następnie ich powierzchnie zostały manualnie skorygowane. Powierzchnie połączono elementami typu „Bonded”, charakteryzującymi się brakiem przemieszczenia elementów względem siebie (Rys. 2a). Łączna liczba wszystkich połączeń wynosiła 70.

Model utwierdzono poprzez odebranie wszystkich stopni swobody w węzłach umieszczonych na:

- górnej powierzchni pierwszego kręgu piersiowego, dolnej powierzchni jedenastego kręgu piersiowego (Rys. 2b, 2c)



Rys. 2. Założone warunki brzegowe: a) kontakty typu „Bonded”, b) sposób podparcia dla kręgu Th1, c) sposób podparcia dla kręgu Th11

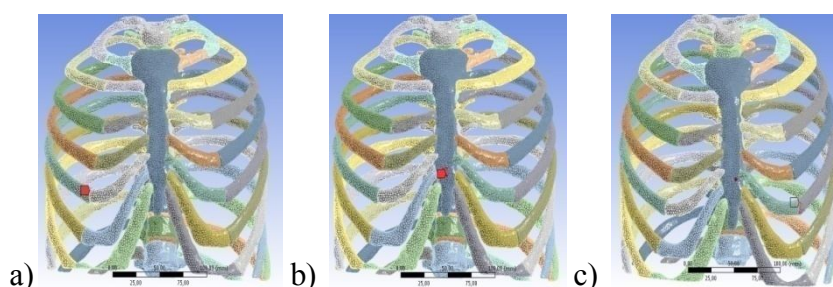
Ostatnim etapem przed przystąpieniem do analizy numerycznej było nadanie poszczególnym elementom własności materiałowych. Przyjęte własności materiałowe zostały umieszczone w Tab. 1. Żebrom kostnym, mostkowi oraz kręgom piersiowym nadano izotropowe i liniowe własności mechaniczne. Żebrom chrzęstnym oraz krążkom międzykręgowym nadano własności sprężyste liniowe.

Tabela 1 Własności materiałowe elementów klatki piersiowej[2].

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

4. WERYFIKACJA MODELU KLATKI PIERSIOWEJ

Weryfikację modelu kurzej klatki piersiowej przeprowadzono poprzez porównanie wartości ugięcia klatki piersiowej dla modelu numerycznego z badaniami doświadczalnymi przeprowadzonymi na pacjencie, dla którego opracowano model numeryczny. Badania doświadczalne polegały na pomiarze wartości siły wymaganej do uzyskania określonego ugięcia klatki piersiowej. Pomiary wykonano w trzech miejscach pomiarowych na ciele pacjenta (Rys. 3) (Tab. 2).



Rys. 3. Miejsca przyłożenia siły w modelu numerycznym

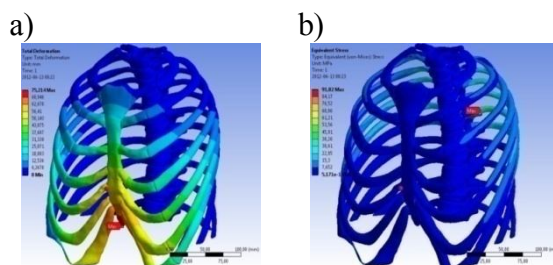
Tabela. 2. Porównanie współczynnika sztywności wyznaczonego doświadczalnie ze współczynnikiem sztywności wyznaczonym numerycznie.

Numer miejsca pomiarowego	Wskaźnik sztywności wyznaczony doświadczalnie [N/mm]	Wskaźnik sztywności wyznaczony numerycznie MES [N/mm]	Błąd bezwzględny	Błąd względny [%]
1 Normalne	2,47	2,83	0,35	14,33
1 Wydech	2,34		0,49	20,78
1 Wdech	2,41		0,42	17,47
2	1,40	1,52	0,12	8,46
3	1,38	1,34	0,04	3,10

5. ANALIZA NUMERYCZNA WPŁYWU POŚREDNIEGO MASAŻU SERCA NA DEFORMACJE KURZEJ KLATKI PIERSIOWEJ CZŁOWIEKA

Pośredni masaż serca jest jednym z trzech etapów reanimacji pacjenta w przypadku braku wystąpienia reakcji życiowych. Polega na uciskaniu mostka na wysokości 1/3 jego długości w kierunku ku kręgosłupowi, w celu przepływu krwi w mięśniu sercowym. Prawidłowe ugięcie mostka podczas pośredniego masażu serca mieści się w przedziale 30 – 50 [mm].

W celu wyznaczenia bezpiecznego zakresu sił dla pośredniego masażu serca, w modelu zostało zadane przemieszczenie na mostku w kierunku ku kręgosłupowi, w zakresie od 30 do 50 [mm]. Z wyników analizy MES wyznaczono bezpieczny zakres siły w przedziale od 84,91 do 141,51 [N] (Rys. 4). Analiza numeryczna modelu pozwoliła na wyznaczenie minimalnej siły powodującej uszkodzenie elementów klatki piersiowej. Wartość tej siły wynosi 261,44 [N]. Podczas obciążenia modelu siłą 261,44 [N] wartość naprężeń w elementach kostnych żeber przekroczyła maksymalną wytrzymałość żeber na zginanie równą 160 [MPa] [4].



Rys. 4. a) Mapa przemieszczeń dla ugięcia 50 [mm], b) mapa naprężeń zredukowanych dla ugięcia 50 [mm].

6. WNIOSKI

W pracy podjęto próbę opracowania modelu numerycznego kurzej klatki piersiowej człowieka w oparciu o projekcję tomografii komputerowej trzynastoletniego chłopca z rozpoznaną wadą przedniej ściany klatki piersiowej. Weryfikację modelu numerycznego przeprowadzono w oparciu o badania doświadczalne przeprowadzone przez Katedrę Biomechatroniki Politechniki Śląskiej. Analiza numeryczna pozwoliła na wyznaczenie dopuszczalnych wartości sił podczas zewnętrznego masażu serca oraz minimalnej siły powodującej uszkodzenie elementów klatki piersiowej. Analiza metodą elementów skończonych pozwoliła na wyznaczenie map naprężeń oraz przemieszczeń podczas zabiegu reanimacji. Wykorzystanie środowiska MIMICS w celu utworzenia modeli geometrycznych ze środowiskami FEA (finite element analysis) tj. Ansys, pozwala na przeprowadzenie różnych symulacji numerycznych wyznaczając m. in. naprężenia oraz odkształcenia modelu.

LITERATURA

- [1] Bochenek A.: Anatomia człowieka. Tom 1. PZWL, Warszawa 1976.
- [2] Gzik-Zroska B.: Analiza stanu naprężenia lejkowatej klatki piersiowej w przypadku zastosowania płytki stabilizującej. Politechnika Śląska, 2007.
- [3] <http://emedicine.medscape.com/article/1003047-workup#showall> /05.05.2012
- [4] http://test.abm.p.lodz.pl/awrejcewicz/publikacje/publ_pdf/IC084.pdf /28.05.2012
- [5] <http://www.childrenshospital.org/az/Site1686/mainpageS1686P3.html> /25.05.2012

STRESS ANALYSIS OF PECTUS CARINATUM