

BADANIA EKSPERYMENTALNE DYNAMIKI KLATKI PIERSIOWEJ

Jan Awrejcewicz, Bartosz Łuczak

Politechnika Łódzka, Katedra Automatyki i Biomechaniki

Ul. Stefanowskiego 1/15 90-924 Łódź

awrejcew@p.lodz.pl, bartlucz@p.lodz.pl

EXPERIMENTAL INVESTIGATIONS OF THE HUMAN THORAX DYNAMICS

The experimental rig was developed in order to perform more detailed investigation of the human rib cage responses and injuries subject to impact loads and to validate numerical results published recently by the authors. The construction of experimental rig was based on Hybrid III thorax calibration test stand. Thorax model was established with impact velocities ranging between 2-4 m/s and impactor masses of 10-23 kg. In the experimental rig a rigid disk initiated by energy of spring was used as an impactor. In construction of experimental rig a pendulum has not been applied. Force-deflection, force-time and deflection-time histories have been obtained and monitored. They define the human thorax response to the given impact conditions.

1. Wprowadzenie

Urazy klatki piersiowej stanowią około 29 procent wszystkich poważnych lub śmiertelnych obrażeń odnoszonych przez osoby uczestniczące w wypadkach drogowych. Ograniczenie ilości ciężkich (lub bardzo ciężkich) przypadków obrażeń klatki piersiowej, jest możliwe jedynie poprzez rozwijanie już istniejących oraz wprowadzanie nowych systemów bezpieczeństwa biernego. Koncerny samochodowe, aby sprostać temu wyzwaniu stosują w swoich badaniach manekiny ATD¹, które z możliwie największą dokładnością mają odzwierciedlać zachowanie ciała człowieka podczas zderzenia. Zapewnienie „największej dokładności”, określane w literaturze naukowej terminem biozgodności, wymaga przeprowadzenia dla każdego typu manekina szeregu testów porównawczych. Za biozgodnego uznawane są jedynie te manekiny, których odpowiedź jest porównywalna z odpowiedzią ciała człowieka na taki sam charakter obciążeń (zarówno statycznych jak i dynamicznych).

Bardzo istotnym kryterium biozgodności manekina do testów zderzeniowych czołowych jest test odpowiedzi klatki piersiowej na uderzenie. Ze względu na ograniczenia techniczne wszystkie dotychczasowe typy manekinów zostały zoptymalizowane tylko dla szczególnych warunków uderzenia.

¹ ATD - z ang. Anthropometric Test Device

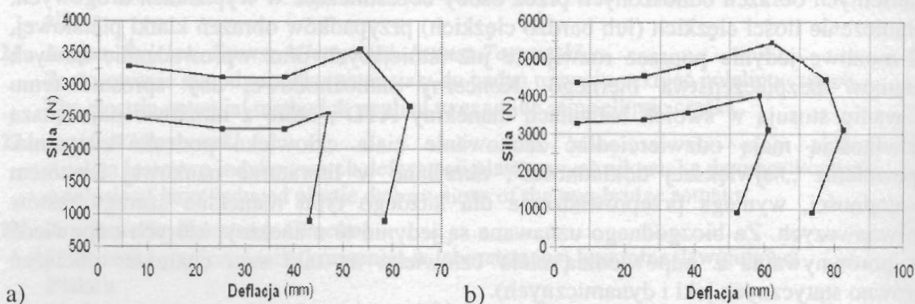
Opracowane w połowie lat 70-tych kryteria oceny dynamicznej odpowiedzi klatki piersiowej manekina Hybrid I wynikały z potrzeby precyzyjnego odzwierciedlenia warunków jakim poddawany był kierowca podczas uderzenia w koło kierownicy [4, 5].

Tego rodzaju bezpośrednie uderzenie, którego siła nie została „przejęta” przez układy bezpieczeństwa biernego, powodowało często zagrażające życiu obrażenia [4]. (W latach 50 i 60 (XX wieku) temat bezpieczeństwa był ignorowany lub był świadomie pomijany. Dopiero w roku 1966 firma General Motors jako pierwsza wprowadziła w swoich samochodach tzw. bezpieczną kolumnę kierowniczą, która w czasie zderzenia absorbowała część energii).

Podstawą do opracowania głównych założeń jakie powinien spełniać biozgodny tors manekina były badania prowadzone od początku lat 60-tych przez zespół Kroella [4] w General Motors Research (GMR). Próby objęły zarówno testy zderzeniowe jak i testy laboratoryjne, w których ogółem wykorzystano 48 ludzkich zwłok. Testy laboratoryjne obejmowały uderzenie w klatkę piersiową nieodkształcalnego płaskiego dysku o średnicy 150 mm i wadze 23,4 kg, którego zadaniem było odzwierciedlenie działania koła kierownicy samochodu (Rys. 1). Podczas prób rejestrowano siłę uderzenia oraz deflację (odkształcenie klatki piersiowej mierzone w osi impaktora) (Rys 2).



Rys. 1. Stanowisko Kroella i in. [4] do badań na zwłokach ludzkich.



Rys. 2. Zakres odpowiedzi dynamicznej klatki piersiowej po uderzeniu płaskiego dysku z prędkością 4,3 m/s (a) oraz z prędkością 6,7 m/s (b) - Kroell i in. [41, 42, 43, 44, 45].

Również kolejne modele Hybrid II oraz Hybrid III konstruowane były tak, by ich odpowiedź dynamiczna była zgodna z wynikami badań otrzymanymi przez Kroella dla prędkości 4,3 m/s oraz 6,7 m/s [4].

Poszczególne żebra w modułach klatki piersiowej manekinów (Rys. 3) zbudowane są z kompozytu stali sprężystej oraz wiskoelastycznego materiału tłumiącego. Zadaniem materiału tłumiącego jest odzwierciedlenie właściwości wiskoelastycznych klatki piersiowej człowieka. Zastosowanie elementów ze stali sprężystej zostało podyktowane koniecznością uzyskania wysokiej sztywności (której sam materiał tłumiący nie zapewniał) wymaganej podczas uderzeń impaktora o wysokiej masie i prędkości rzędu 4-9 m/s. Ten znaczący wzrost sztywności był swego rodzaju kompromisem, gdyż manekin zapewniał dobre odwzorowanie własności ciała człowieka dla silnych szybkozmiennych uderzeń, lecz wyniki dla obciążeń wolno zmiennych (quasi-statycznych) o niskiej sile (generowanych chociażby przez pasy bezpieczeństwa) odbiegały znacząco od własności ciała ludzkiego [3]. W latach 80 znacząco wzrósł odsetek kierowców stosujących pasy bezpieczeństwa, dzięki zmianom prawnym w niektórych krajach, ale także dzięki licznym kampaniom społecznym, wskazującym na potrzebę ich używania w samochodach osobowych. Tak szerokie stosowanie pasów bezpieczeństwa zmusiło konstruktorów manekinów zderzeniowych do przeprowadzenia dokładnych analiz charakteru obciążeń jakim poddawany jest człowiek, który nie uderza bezpośrednio w kierownicę, ale jest zapięty w pasy, pochłaniające część energii uderzenia [3].

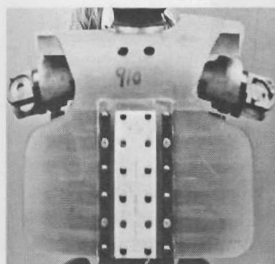
2. Stosowana metoda badań

2.1. Konstrukcja nowego modułu klatki piersiowej

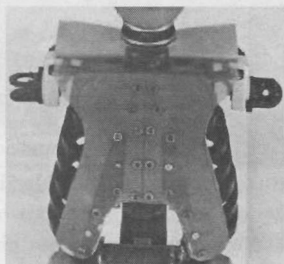
Główne cele jakie miały zostać osiągnięte podczas konstrukcji nowego modelu klatki piersiowej był następujące:

- (i) osiągnięcie wysokiej biogodności masy, antropometrii, geometrii powierzchni oraz odpowiedzi dynamicznej;
- (ii) wprowadzenie aparatury umożliwiającej dokładny pomiar dynamiki manekina;
- (iii) powtarzalność otrzymywanych wyników;
- (iv) wytrzymałość mechaniczna poszczególnych podzespołów manekina, umożliwiająca przeprowadzanie wielokrotnych prób.

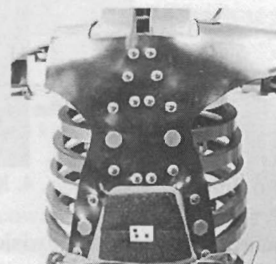
Szczegółowa analiza budowy manekinów stosowanych podczas testów zderzeniowych pojazdów samochodowych [3, 5] (Rys. 3) poprzedziła projektowanie stanowiska doświadczalnego do badań dynamiki klatki piersiowej. Można zauważyć pewne prawidłowości w konstrukcjach klatki piersiowej manekinów do zderzeń czołowych.



Hybrid III



Prototype 50M



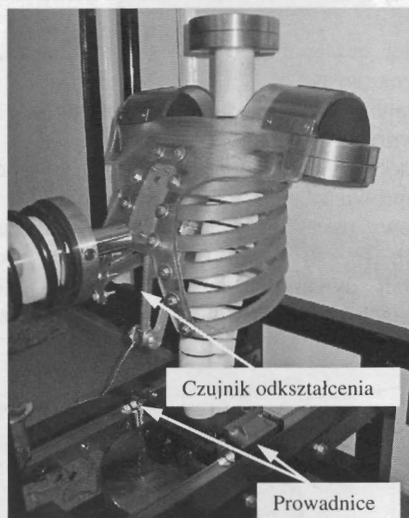
THOR Alpha

Rys. 3. Konstrukcja modułu klatki piersiowej dla różnego typu manekinów

Wszystkie stosowane obecnie konstrukcje nie mają kręgosłupa w pełni modelującego ruchomość jego rzeczywistego odpowiednika. Są to zwykle trzy, a w niektórych modelach cztery połączone ze sobą przegubowo sztywne elementy. Liczba żeber w różnych

konstrukcjach jest różna i zmienia się od trzech (dla manekinów do testów zderzeniowych bocznych), do ośmiu (dla manekinów do testów zderzeniowych czołowych). Jednak w każdej z konstrukcji wyeliminowano żebra wolne, gdyż jak wskazują badania, nie wpływają one znacząco na zmianę wytrzymałość klatki piersiowej.

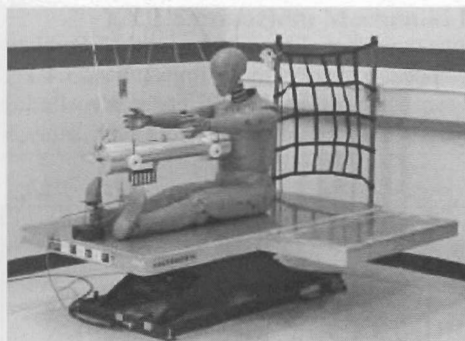
Starając się sprostać postawionym założeniom, w tej pracy zdecydowano się wykonać innowacyjny konstrukcyjnie moduł kręgosłupa, który w pełniejszy sposób oddawał by ruchomość kręgosłupa ludzkiego. Składa się on z 12 kręgów piersiowych oraz z 5 kręgów lędźwiowych, połączonych ze sobą gumowymi elementami. Każdy z kręgów został wykonany z pochyleniem powierzchni sąsiadujących, co pozwoliło na uzyskanie anatomicznych krzywizn kręgosłupa. Pierścienie żebrowe wykonano z poliuretanu odlewniczego. Świadomie w konstrukcji zrezygnowano z pierścieni stalowych, gdyż jak wskazują najnowsze badania [3], moduły klatki piersiowej dotychczas zbudowanych manekinów nie są biogodne, w zakresie niskich obciążeń. Każde z żeber zostało wyfrezowane jako „negatyw”, a następnie zalane mieszaniną poliuretanu i środka sieciującego. Pierścienie żebrowe tylnym końcem połączone są za pomocą śrub odpowiednimi kręgami. Starając się zachować prawidłowy rozkład masy (momentów bezwładności) do pierwszego z kręgów piersiowych przyłożono masę odzwierciedlającą masę głowy i szyi, a po obu stronach w miejscach stawów ramiennych zostały przyłożone masy równe masie ramion człowieka. W wózku poruszającym się po prowadnicach, którego zadaniem jest umożliwienie poziomego ruchu manekina, usytuowano masę równą masie kończyn dolnych człowieka.



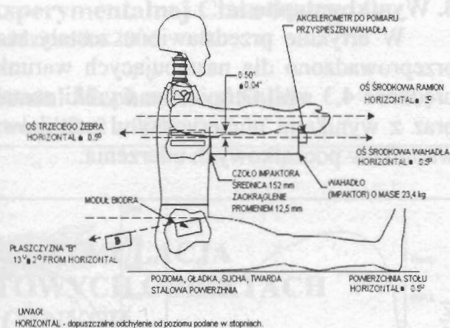
Rys. 4. Konstrukcja nowego modułu klatki piersiowej

2.2. Konstrukcja stanowiska badawczego

Stanowisko do eksperymentalnych badań dynamiki klatki piersiowej zaprojektowano w taki sposób, aby kalibracja modelu klatki piersiowej mogła zostać przeprowadzona na podstawie protokołu National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA) oraz European New Car Assessment Programme (EuroNCAP). Protokół ten w bardzo szczegółowy sposób opisuje wymagania stawiane manekinom używanym w testach zderzeniowych pojazdów (Rys. 5, 6).

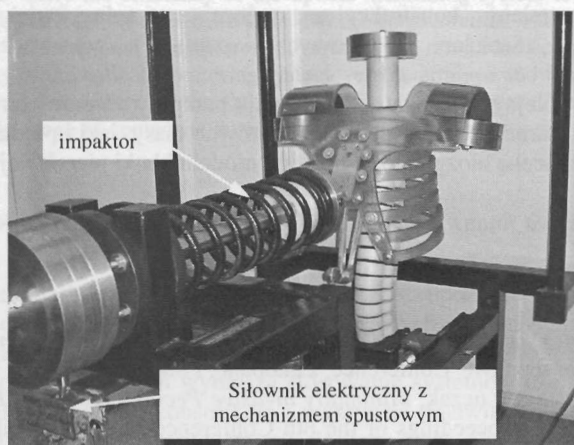


Rys. 5. Stanowisko doświadczalne do kalibracji manekinów rodziny Hybrid III



Rys. 6. Pozycjonowanie manekina (NHTSACalibration Protocol part THORAX)

Mając na uwadze przyszłe wykorzystanie stanowiska do badań laboratoryjnych prowadzonych przez studentów oraz możliwość przenoszenia stanowiska, zrezygnowano z zastosowania wahadła jako elementu uderzeniowego. Jako element magazynujący energię potrzebną do nadania impaktorowi odpowiedniej prędkości zastosowano sprężynę o odpowiednio dobranej sztywności (Rys. 7). Takie rozwiązanie umożliwiło znaczne rozszerzenie zakresu prędkości, w jakich przeprowadzono badania eksperymentalne przy jednoczesnym zmniejszeniu wymiarów stanowiska.

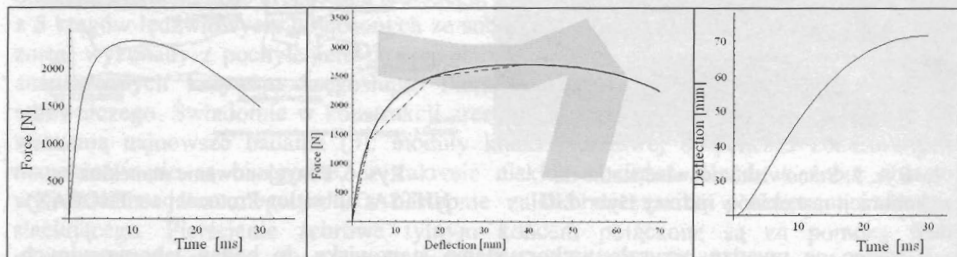


Rys. 7. Stanowisko doświadczalne do badania dynamiki klatki piersiowej

Krzywa odkształcenie–czas otrzymywana jest dzięki czujnikowi potencjometrycznemu, który został skonstruowany i wywzorcowany przez autorów (rys. 4). Dynamiczne zmiany napięcia rejestrowane są przy użyciu oscyloskopu z możliwością rejestracji wyników, a następnie tak otrzymana seria danych (napięcie [V] – czas [s]) jest przeliczana dzięki krzywej wzorcowej na charakterystykę odkształcenie [mm] – czas [s]. Do pomiaru dynamicznych wartości siły uderzenia zastosowano akcelerometr przymocowany do impaktora (masa impaktora jest znana, a w chwili uderzenia impaktor porusza się swobodnie – nie jest w kontakcie ze sprężyną).

3. Wyniki wstępne

W artykule przedstawione zostały wstępne wyniki kalibracji stanowiska. Pomiary przeprowadzono dla następujących warunków początkowych: masa impaktora 23,4 kg, prędkość 4,3 m/s. Otrzymane wyniki zostały porównane z rezultatami badań Kroella [4] oraz z wynikami numerycznymi publikowanymi przez autorów [1, 2] dla tych samych warunków początkowych uderzenia.



Rys. 8. Wyniki uderzenia centralnego w model klatki piersiowej (linia ciągła), wyniki badań Kroella (szare pole), wyniki badań numerycznych FEM (linia przerywana) [1, 2].

4. Wnioski

Analiza wstępnych wyników badań (patrz rys. 8) wykazała, że sztywność modelu klatki piersiowej dla powyższych warunków początkowych jest niewystarczająca. Stanowisko badawcze jest jednak w ciągłej fazie testów oraz modyfikacji, dlatego autorzy zaproponowali zmiany konstrukcyjne mające na celu zwiększenie sztywności poszczególnych pierścieni żebrowych poprzez wprowadzenie elementów usztywniających.

Autorzy w kolejnych fazach badań planują przeprowadzenie szeregu prób uderzenia przy zmiennych warunkach początkowych (zarówno masy, jak i prędkości impaktora), co pozwoli na pełną ocenę biogodności nowego modelu klatki piersiowej.

Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2004-2006 jako projekt badawczy.

5. Bibliografia

1. J. Awrejcewicz, B. Łuczak, *Numerical Analysis of the Lorenz Pectus Implant*, Proceedings of the SMC Conference, Zakopane, Poland, 2005.
2. J. Awrejcewicz, B. Łuczak, *Minimally invasive Pectus excavatum Repair procedure – numerical study* Proceedings of the 8th Conference on Dynamical Systems - Theory and Applications, Eds: J. Awrejcewicz, D. Sendkowski, J. Mrozowski, Łódź, Poland, December 12-15, 2005.
3. J. Cavanaugh, K. Jespen, A. King, *Quasi – static frontal loading on the thorax of cadavers and Hybrid III dummy*. Proceedings on the 16th International Workshop on Human Subject for Biomechanical Research, Atlanta, pp. 3-18, 1988.
4. C. Kroell, *Thoracic response to blunt frontal loading in The Human Thorax – Anatomy, Injury, and Biomechanics*, Society of Automotive Engineers publication P-67, pp 49-77, 1976.
5. G Shaw, J. Crandall, J. Butcher, *Biofidelity Evaluation of the THOR Advanced Frontal Crash Test Dummy*. IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact 2000.