

CALIBRATION OF THE NEW HUMAN THORAX MODEL FOR LOW IMPACT LOADING RATES

Jan Awrejcewicz, Bartosz Łuczak

Technical University of Lodz, Department of Automatics and Biomechanics

Sefanowski st. 1/15, 90-924 Łódź, Poland

tel.: +48 42 6312225, fax: +48 42 6312225

e-mail: awrejcew@p.lodz.pl, bartlucz@p.lodz.pl

Abstract

The experimental rig has been 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 has been based on Hybrid III thorax calibration test stand. Thorax model has been established with impact velocities ranging between 1-3 m/s and impactor mass of 23 kg. In the experimental rig a rigid disk initiated by energy of a spring has been used as an impactor. Force-deflection, force-time and deflection-time histories have been obtained and monitored. They define the human thorax response to the given impact conditions.

Keywords: *ATD, crash, dummy, thorax, frontal impact*

KALIBRACJA NOWEGO MODELU KLATKI PIERSIOWEJ DLA PRZYPADKU UDERZENIA W NISKIM ZAKRESIE PRĘDKOŚCI

Streszczenie

Stanowisko badawcze dotyczące dynamiki klatki piersiowej zostało zaprojektowane i zbudowane w celu analizy odpowiedzi oryginalnej konstrukcji modułu klatki piersiowej na uderzenie oraz w celu weryfikacji wyników numerycznych otrzymanych przez autorów. Projekt stanowiska został oparty na konstrukcji stanowiska do kalibracji modułu klatki piersiowej manekina HYBRID III. Model klatki piersiowej został obciążony siłami pochodzącymi od uderzenia płaskiego dysku o masie 23 kg i prędkości zmienianej w zakresie 1-3 m/s. Podczas uderzenia zostały zarejestrowane krzywe siła-ugięcie, siła-czas oraz ugięcie-czas, które określają odpowiedź dynamiczną klatki piersiowej.

Słowa kluczowe: *Manekiny do testów zderzeniowych, zderzenie czołowe, klatka piersiowa*

1. Wstęp

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 ATD (Anthropometric Test Device), które z możliwie

największą dokładnością mają modelować zachowanie ciała człowieka podczas zderzenia. Zapewnienie „największej dokładności”, określane w literaturze naukowej terminem biozgodności, wymaga przeprowadzenia dla każdego typu manekina szeregu testów porównawczych. Jako biozgodne uznawane są jedynie te manekiny, których odpowiedź jest porównywalna z odpowiedzią ciała człowieka na taki sam charakter obciążeń (zarówno statycznych jaki 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.

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 [3, 4]. Tego rodzaju bezpośrednie uderzenie, którego siła nie została „przejęta” przez układy bezpieczeństwa biernego, powodowało często zagrażające życiu obrażenia [3].

Podstawą do opracowania głównych założeń jakie powinien spełniać biozgodny tors manekina były badania prowadzone od początku lat 60-tych przez zespół Kroella [3] w General Motors Research (GMR). Próby objęły zarówno testy zderzeniowe jaki 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 modelowanie oddziaływania koła kierownicy samochodu (rys. 1). Podczas prób rejestrowano siłę uderzenia oraz ugięcie (odkształcenie klatki piersiowej mierzone w osi impaktora).



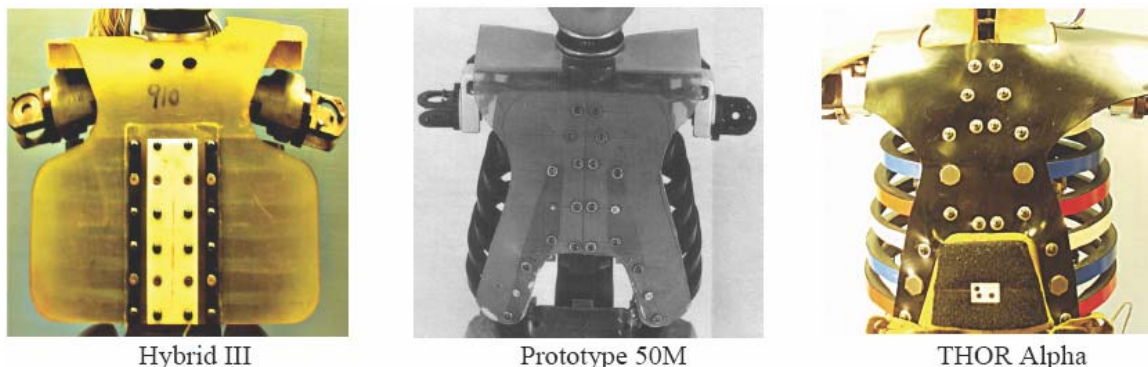
Rys. 1. Stanowisko Kroella i in. [3] do badań na zwłokach ludzkich.

Fig. 1. Kroell et al. [3] experimental rig.

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

Poszczególne żebra w modułach klatki piersiowej manekinów (rys. 2) 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 uzasadnia się 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 [2]. W latach 80 znacząco wzrósł odsetek kierowców stosujących pasy bezpieczeństwa. 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 [2].

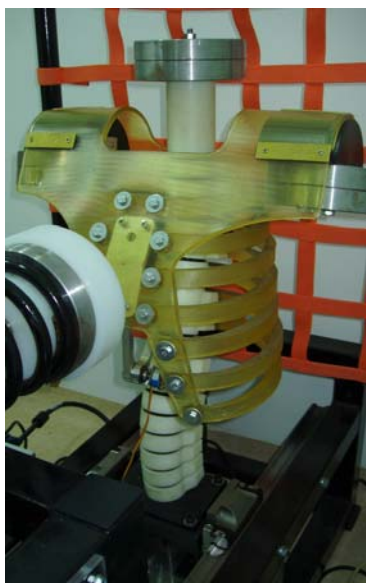


Rys. 2. Konstrukcja modułu klatki piersiowej dla różnego typu manekinów.
Fig. 2 Thorax assembly construction of different types of ATD's.

2. Metoda badań

Główne cele jakie miały zostać osiągnięte podczas konstrukcji nowego modelu klatki piersiowej były 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.



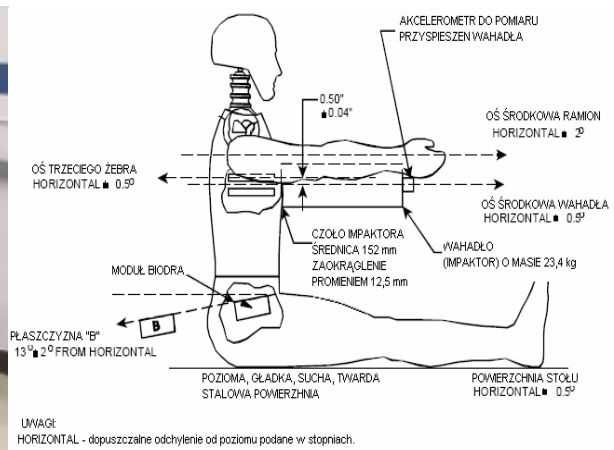
Rys. 3. Konstrukcja nowego modułu klatki piersiowej.
Fig. 3. New thorax assembly construction.

Szczegółowa analiza budowy manekinów stosowanych podczas testów zderzeniowych pojazdów samochodowych [2, 4] (rys. 2) poprzedziła projektowanie stanowiska doświadczalnego do badań dynamiki klatki piersiowej. Można zauważyć pewne prawidłowości w konstrukcjach klatki piersiowej manekinów do zderzeń czołowych. 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. Starając się sprostać postawionym założeniom, w tej pracy zdecydowano się wykonać konstrukcyjnie nowy moduł kręgosłupa, który bardziej adekwatnie modelowałby 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 żebrze wykonane z poliuretanu odlewniczego. Świadomie w konstrukcji zrezygnowano z pierścieni stalowych bowiem według

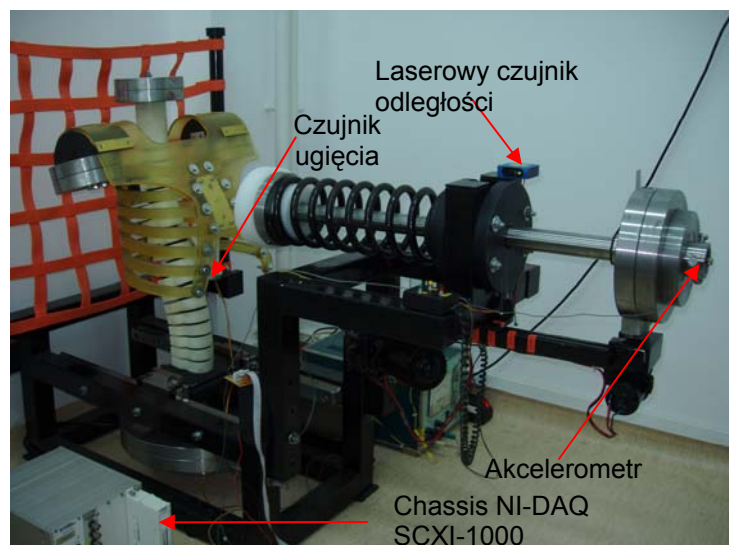
najnowszych badań [2], moduły klatki piersiowej dotychczas zbudowanych manekinów nie są biozgodne, w zakresie niskich obciążeń. Każde z żeber zostało wyfrezowane jako „negatyw”, a następnie zalane mieszaniną poliuretanu i środka sieciującego. Pierścienie żebrów tylnym końcem połączone są za pomocą śrub odpowiednimi kręgami. W celu zachowania prawidłowego rozkładu 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, zamocowano masę równą masie kończyn dolnych człowieka (rys. 3).

3. 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. 4).



Rys. 4. Pozycjonowanie manekina do badań biozgodności modułu klatki piersiowej
Fig. 4. Thorax module positioning for calibration procedure.



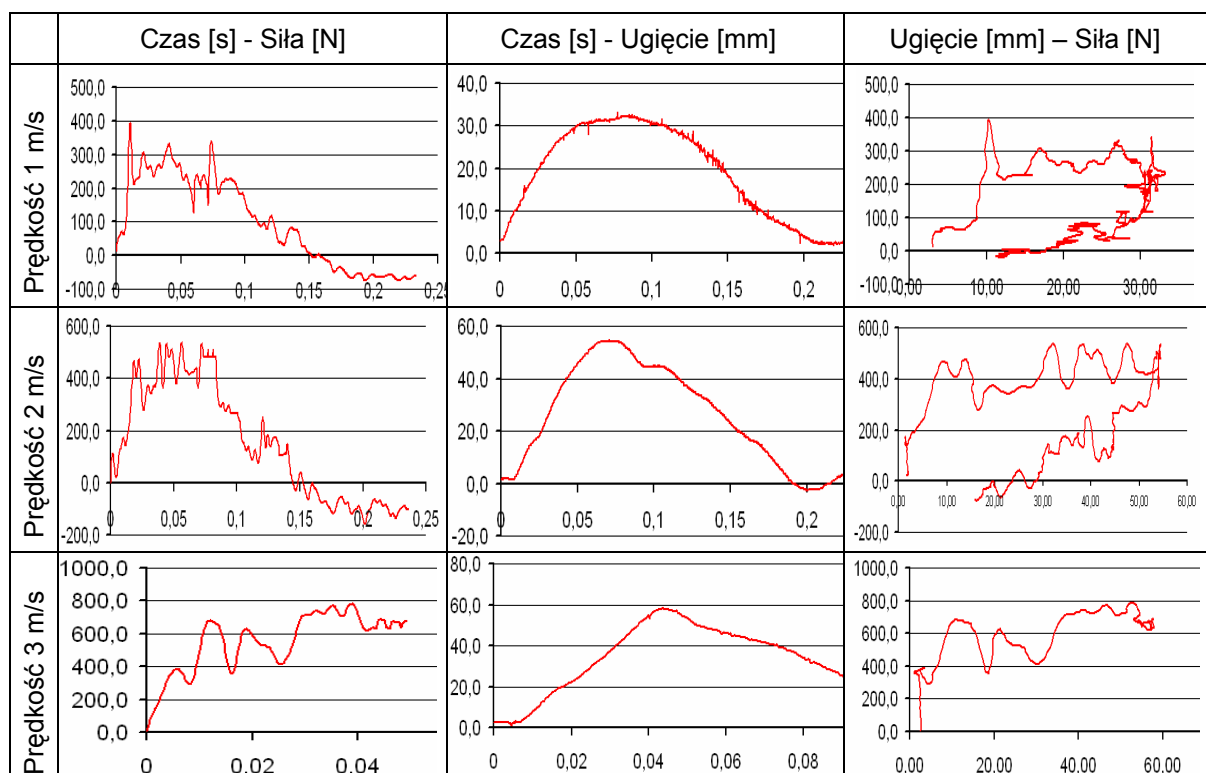
Rys. 5. Stanowisko badawcze dynamiki klatki piersiowej.
Fig. 5. Experimental rig for thorax dynamics analysis.

Mając na uwadze przyszłe wykorzystanie stanowiska do badań laboratoryjnych prowadzonych przez studentów oraz możliwość przenoszenia stanowiska zrezygnowano z zastosowania wahadła jako elementu uderzającego. Jako element magazynujący energię potrzebną do nadania impaktorowi odpowiedniej prędkości zastosowano sprężynę o odpowiednio dobranej sztywności (rys. 5). Takie rozwiązanie umożliwiło znaczne rozszerzenie przedziału prędkości uderzenia, przy jednoczesnym zmniejszeniu wymiarów stanowiska.

Krzywa ugięcie–czas otrzymywana jest dzięki czujnikowi potencjometrycznemu, który został skonstruowany i wywzorcowany przez autorów (rys. 5). Dynamiczne zmiany napięcia rejestrowane są przy użyciu programu LabView, a następnie tak otrzymana seria danych (napięcie [V] – czas [s]) jest przeliczana (dzięki równaniu wzorcowemu) 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). Prędkość impaktora w chwili uderzenia otrzymujemy poprzez różniczkowanie po czasie wskazań z laserowego czujnika odległości.

4. Wyniki badań

W artykule przedstawione zostały wyniki kalibracji nowego modułu klatki piersiowej dla niskiego zakresu obciążeń generowanych podczas wypadków komunikacyjnych. Pomiar przeprowadzono dla następujących warunków początkowych: masa impaktora 23,4 kg, prędkość impaktora zmieniana w granicy 1-3 m/s. Otrzymane wyniki zostały porównane z rezultatami badań Cavanaugh [2] oraz z rezultatami badań numerycznych prowadzonych przez autorów [1] dla tych samych warunków początkowych uderzenia.



Rys. 6. Wyniki uderzenia centralnego w model klatki piersiowej.

Fig. 6. The new thorax assembly frontal impact results.

Otrzymane rezultaty wykazują dobrą zgodność modelu z próbami przeprowadzonymi na zwłokach ludzkich przez Cavanaugha [2] oraz potwierdzają wyniki analizy numerycznej. Przy niskim obciążeniu rzędu 300 N i prędkości impaktora 1 m/s otrzymano ugięcie rzędu 30 mm, co jest wartością zbliżoną do ugięcia uzyskanego w teście Cavanaugh [2] dla zwłok ludzkich (wówczas ugięcie wyniosło 29 mm).

Dla prędkości 2 m/s ugięcie maksymalne wyniosło 55 mm przy sile rzędu 550 N, co również jest wielkością wysoce zadawalającą w porównaniu z wynikami otrzymanymi podczas badań na zwłokach ludzkich [2, 3]. Natomiast wyniki uzyskane dla prędkości 3 m/s wykazują, że manekin dla tego zakresu prędkości jest biozgodny lecz w górnym zakresie pola tolerancji.

5. Wnioski

Zaprojektowane i zbudowane stanowisko do badań eksperymentalnych dynamiki klatki piersiowej umożliwi przeprowadzenie wielu prób dla różnych scenariuszy obciążeń. Możliwe są próby w szerokim zakresie prędkości, od 0,5 m/s do 6 m/s przy różnej masie impaktora od 18 - 26 kg, możliwa jest również zmiana samego kształtu impaktora. Dzięki mocowaniu impaktora na zmiennej wysokości możliwa jest analiza uderzeń w różne rejony klatki piersiowej.

Warto podkreślić, że wszystkie obecnie stosowane manekiny ATD są biozgodne w zakresie od 4 – 9 m/s, natomiast ich biozgodność w zakresie niskich prędkości uderzenia od 1 – 4 m/s jest niezadawalająca. Stosowanie ich do badań w niskim zakresie prędkości prowadzi do wielu błędów [2].

Konstruując i weryfikując model szczególny nacisk położono na biozgodność w zakresie niskich obciążeń (quasi-statycznych) na które ciało człowieka narażone jest znacznie częściej (stłuczki samochodowe, zderzenie z drugim człowiekiem, bójki, uprawianie sportu, upadki itp.), niż w przypadku obciążeń szybko zmiennych (wypadki komunikacyjne przy prędkości powyżej 45 km/h bez zapiętych pasów). Starając się jednak, aby model mógł w przyszłości posłużyć również do badań w testach zderzeniowych (powyżej 4 m/s), jego budowa przewiduje zastosowanie stalowych elementów usztywniających poszczególne pierścienie żebrowe, co pozwoli na uzyskanie biozgodności dla testu Kroella.

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

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

Literatura

[1] J. Awrejcewicz, B. Łuczak, *Numerical model of a thorax*, Proceedings of the UDYN 2003 Conference, Łódź, Poland, 2003.

[2] 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.

[3] 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.

[4] G Shaw, J. Crandall, J. Butcher, *Biofidelity Evaluation of the THOR Advanced Frontal Crash Test Dummy*. IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact 2000.