

ANALIZA WYNIKÓW BADAŃ WPŁYWU POŁOŻENIA PASA BEZPIECZEŃSTWA NA RUCH ORAZ OBCIĄŻENIA DYNAMICZNE GŁOWY I TORSU DZIECKA PODCZAS UDERZENIA AUTOBUSU W PRZESZKODĘ

LEON PROCHOWSKI¹, MICHAŁ FITAS², KAROL ZIELONKA³

Wojskowa Akademia Techniczna, Przemysłowy Instytut Motoryzacji

Streszczenie

Obciążenia dynamiczne podczas wypadku drogowego, działające na dziecko jadące autobusem, są zależne nie tylko od konstrukcji pojazdu, ale także od właściwości systemu ochrony indywidualnej. Zasadnicze elementy systemu ochrony indywidualnej w autobusach turystycznych to fotel z pasem bezpieczeństwa. Położenie taśmy pasa bezpieczeństwa względem ciała człowieka jest uwarunkowane wzajemnym skojarzeniem rozmieszczenia punktów mocowania pasa do fotela oraz cech antropometrycznych osoby jadącej.

Rozważa się oddziaływania dynamiczne na ciało dziecka, znajdujące się na fotelu autobusu podczas wypadku drogowego. W tym celu przygotowano serię testów zderzeniowych, które są fizycznym modelem czołowego uderzenia autobusu w przeszkodę. W testach tych zastosowano fotele, które umożliwiły regulację położenia pasa bezpieczeństwa na manekinie P10 (dziecko w wieku 9-12 lat i o masie 32 kg). Przedstawiono wyniki badań zderzeniowych, których rezultaty pokazują wpływ zmiany położenia taśmy pasa względem torsu na ruch i wartości obciążeń dynamicznych głowy oraz torsu dziecka. Zmiana ta wpływa na ruch wzdłużny głowy i torsu, który ma miejsce w ograniczonej przestrzeni między fotelami.

Przeprowadzona analiza wyników badań wskazuje na słabe dostosowanie standardowego pasa bezpieczeństwa do cech antropometrycznych dzieci i powstające z tego powodu zagrożenia. Jednocześnie daje podstawę do doskonalenia systemu ochrony indywidualnej pasażerów autobusu.

Słowa kluczowe: bezpieczeństwo dzieci, fotele autobusowe, obciążenia dynamiczne głowy

¹ Wojskowa Akademia Techniczna, Wydział Mechaniczny, ul. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa, Przemysłowy Instytut Motoryzacji, Laboratorium Bezpieczeństwa Pojazdów, ul. Jagiellońska 55, 03-301 Warszawa, e-mail: lprochowski@wat.edu.pl

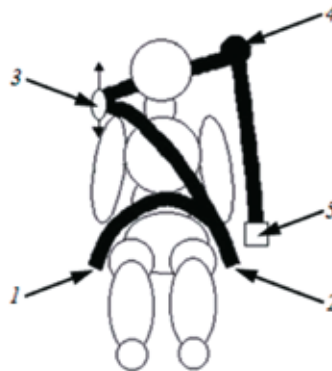
² Przemysłowy Instytut Motoryzacji, Laboratorium Bezpieczeństwa Pojazdów, ul. Jagiellońska 55, 03-301 Warszawa, e-mail: m.fitas@pimot.org.pl

³ Przemysłowy Instytut Motoryzacji, Laboratorium Bezpieczeństwa Pojazdów, ul. Jagiellońska 55, 03-301 Warszawa, e-mail: k.zielonka@pimot.org.pl, tel. 22 7777 141

1. Wprowadzenie

Fotel autobusowy powinien być wyposażony w system ochrony indywidualnej, dostosowywany do wymiarów osoby jadącej. Konstrukcja fotela wpływa na utrzymanie wyprostowanej pozycji dziecka w czasie jazdy oraz wpływa na położenie taśmy pasa bezpieczeństwa, szczególnie odcinka barkowo-ramieniowego względem torsu. W wielu publikacjach, m.in.: [1, 3, 4, 6, 8], zwraca się jednak uwagę na istotne niedoskonałości systemu ochrony indywidualnej dzieci na fotelach autobusowych. Dotyczy to szczególnie braku możliwości dostosowania położenia taśmy pasa do cech antropometrycznych pasażerów, zwłaszcza dzieci [3, 4, 9, 11].

Te wnioski są wskazaniem do wielu prób dostosowania przebiegu odcinka barkowo-ramieniowego trzypunktowego pasa bezpieczeństwa zintegrowanego z fotelem autobusu do wzrostu dziecka jadącego na tym fotelu [3, 4]. Na rysunku 1 pokazano jedną z propozycji systemu regulacji położenia trzypunktowego pasa bezpieczeństwa na odcinku barkowo-ramieniowym, opisaną w [3, 4]. System ten daje możliwość dostosowania przebiegu pasa bezpieczeństwa na odcinku barkowo-ramieniowym do wzrostu pasażera, ale mocno komplikuje budowę fotela autobusowego.



Rys. 1. Przykład systemu regulacji trzypunktowego pasa bezpieczeństwa na odcinku barkowo-ramieniowym;
1, 2 – punkty mocowania pasa na odcinku biodrowym, 3 – prowadnica z regulacją wysokości pasa,
4 – punkt mocowania pasa na odcinku barkowo-ramieniowym, 5 – zwijacz

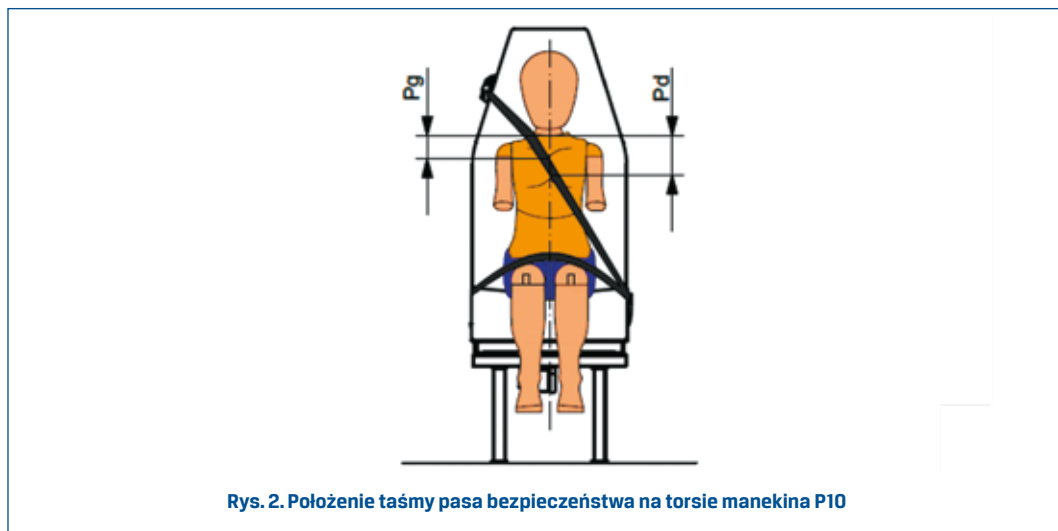
Celem pracy jest analiza wpływu zmiany położenia taśmy pasa bezpieczeństwa na ruch i obciążenia dynamiczne, działające na ciało dziecka podczas wypadku drogowego. Podstawą tej analizy są wyniki pomiarów w serii testów zderzeniowych, w których wykorzystano odpowiednio przygotowane fotele. Obszar analizy obejmuje obciążenia działające na głowę i tors dziecka. Rezultaty badań umożliwiają ocenę zagrożenia oraz możliwości poprawy bezpieczeństwa dzieci jako pasażerów autobusów. Jednocześnie prowadzą do oceny skuteczności często obecnie proponowanych modyfikacji pasów bezpieczeństwa do foteli autobusowych.

Zmianę położenia taśmy pasa określono względem torsu dziecka na fotelu autobusu turystycznego w sposób pokazany na rysunku 2 i w tabeli 1.

2. Badania eksperymentalne

Przygotowano badania eksperymentalne, które były fizyczną symulacją czołowego uderzenia autobusu w przeszkodę. Prędkość uderzenia w przeszkodę wynosiła 29,5 km/h. Badania przeprowadzono zgodnie z wytycznymi Regulaminu 80 EKG ONZ [7], który określa przebieg wymuszenia dynamicznego, jakie działa na fotel z manekinem, a jednocześnie może odpowiadać charakterystyce zderzeniowej przedniej części nadwozia autobusu. Podczas badań, których przebieg opisano w [8], wykorzystano manekin pomiarowy P10, odpowiadający cechom antropometrycznym dziecka w wieku 9-12 lat i masie 32 kg.

Na rysunku 2 pokazano wymiary P_g i P_d , które określają zmianę położenia taśmy pasa bezpieczeństwa na manekinie dziecka podczas dwóch wariantów badań eksperymentalnych. W wariantcie 1 posadowiono manekin dziecka na standardowym fotelu autobusowym. W wariantcie 2 wprowadzono zmiany do fotela standardowego, które umożliwiły zmianę położenia taśmy pasa na torsie w sposób zwymiarowany w tabeli 1. Widoczny rozrzut wartości dotyczy wyników pomiarów w dwóch powtórzeniach tego samego wariantu badań. Do każdego wariantu badań przygotowano nowy komplet foteli autobusowych.



Rys. 2. Położenie taśmy pasa bezpieczeństwa na torsie manekina P10

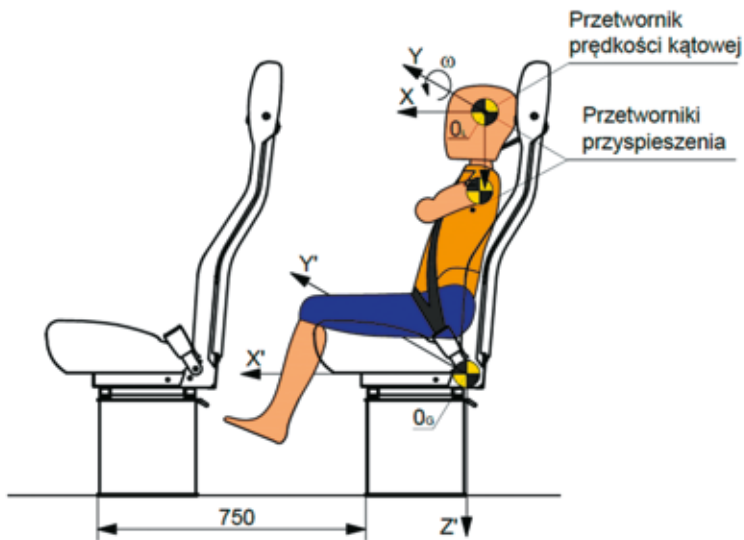
Tabela 1. Wymiary charakterystyczne położenia taśmy pasa bezpieczeństwa na torsie dziecka P10

Wymiar	Wariant 1, mm	Wariant 2, mm
P_g	30–35	75–80
P_d	115–120	155–160

P_g – odległość od szyi do górnej krawędzi taśmy pasa bezpieczeństwa;

P_d – odległość od szyi do dolnej krawędzi taśmy pasa bezpieczeństwa.

Na rysunku 3 pokazano układy współrzędnych, przyjęte do opisu wyników badań i umiejscowienie przetworników w manekinie P10. Układ $O_G X'Y'Z'$ jest połączony z podstawą fotela i traktowany jest jako układ odniesienia podczas opisu ruchu brył manekina. Natomiast w miejscach mocowania przetworników przyspieszenia przyjęto układy lokalne $O_L XYZ$. Przetworniki umożliwiły pomiar przyspieszenia głowy i torsu. Zastosowano przetworniki pomiarowe, które umożliwiają pomiar trzech wzajemnie prostopadłych składowych w/w wielkości wektorowych. Ponadto zastosowano żyroskopowy przetwornik prędkości kątowej głowy, który dokonywał pomiaru jej ruchu wokół osi $O_L Y$.



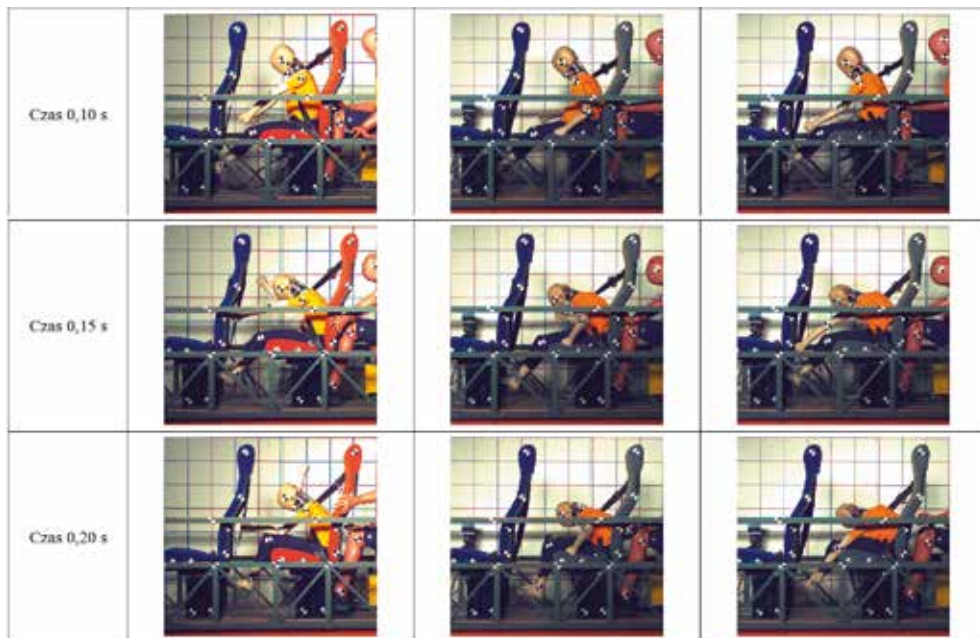
Rys. 3. Układ współrzędnych (czas $t = 0$) i rozmieszczenie przetworników w manekinie P10

W tabeli 2 zamieszczono w sposób przykładowy klatki z filmów, które wykonano podczas eksperymentu (oba warianty). To ułatwia wstępną ocenę ruchu górnej części manekina w kolejnych wariantach badań. Oznaczenie wariantu 2.1 i 2.2 to powtórzenie tego samego testu w wariacie 2.

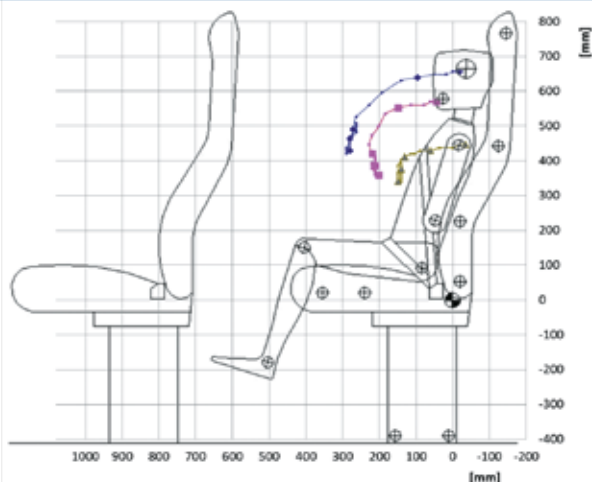
Tabela 2. Wybrane klatki z filmów wykonanych podczas badań



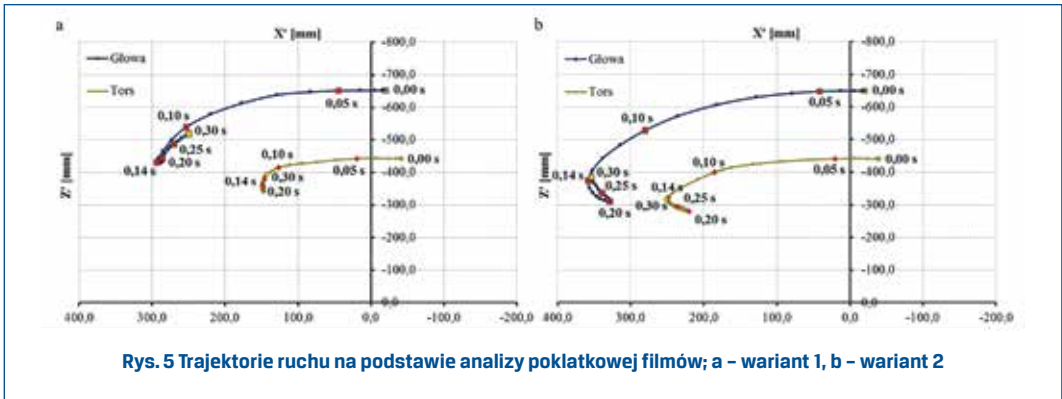
Tabela 2. Wybrane klatki z filmów wykonanych podczas badań cd.



Na podstawie poklatkowej analizy filmów wyznaczono kolejne położenia (co 0,01 s) markerów naklejonych na manekinie. Wyznaczone na tej podstawie trajektorie (rys. 4 i 5) głowy i torsu stanowiły podstawę do ogólnej oceny wpływu położenia taśmy pasa na ruch manekina i powstające przy tym zagrożenia. Kilka istotnych szczegółów tego ruchu przedstawiono w kolejnych rozdziałach pracy.



Rys. 4. Trajektorie punktów charakterystycznych manekina P10 (przykład z badania wariant 1), których kolejne położenia zaznaczono z krokiem 0,01 s (10 ms) oraz pogrubione punkty co 0,05 s (50 ms)



Rezultaty przeprowadzonej analizy pokłatkowej wskazują, że obniżenie pasa bezpieczeństwa (tabela 1) na odcinku barkowo-ramieniowym istotnie wpływa na ruch głowy i torsu dziecka podczas wypadku drogowego, a mianowicie:

- głowa osiąga największe przemieszczenie w czasie 0,14 s w obydwu wariantach położenia taśmy;
- przemieszczenia wzdłużne i pionowe głowy dziecka w wariantcie 2 są większe o ok. 65 mm niż przemieszczenia na fotelu standardowym (wariant 1) – co stwarza zagrożenie poprzez uderzenie głowy w kolana;
- przemieszczenia wzdłużne torsu w wariantcie 2 są większe niż w wariantcie 1 o ok. 100 mm;
- w czasie ok. 0,10 s następuje ograniczenie tempa narastania przemieszczenia wzdłużnego głowy, a zwiększenie przemieszczenia pionowego, czyli w tej fazie wypadku szybko rośnie kąt pochylenia głowy i to powoduje naciskanie żuchwy na klatkę piersiową oraz rozciąganie odcinka szyjnego kręgosłupa.

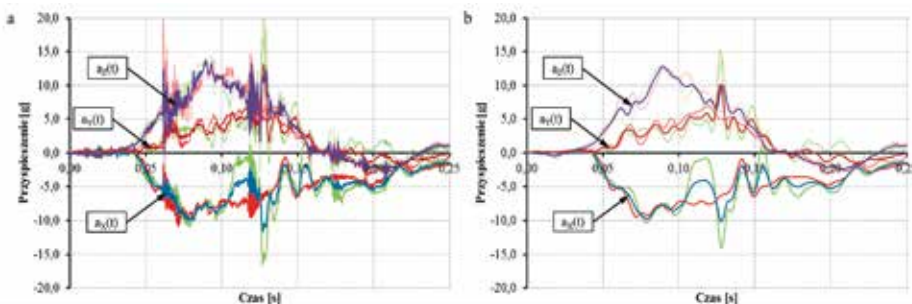
Pomimo wzrostu przemieszczeń głowy i torsu po obniżeniu taśmy pasa, głowa dziecka w wariantcie 2 nie uderza w fotel poprzedzający. Oddziaływanie pasa bezpieczeństwa na tors dziecka w obydwu wariantach badań nie powoduje jego odrzucenia i uderzenia w ruchu powrotnym o oparcie.

3. Rozrzut wyników pomiarów przy powtarzaniu eksperymentu

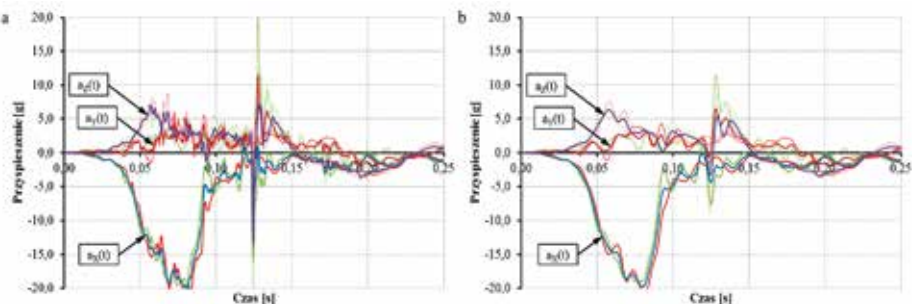
Powodzenie opisanych badań zależy w decydującym stopniu od starannego przygotowania i powtarzania dokładnie takiego samego ustawienia foteli oraz położenia pasa i manekina na fotelu. Przed pomiarem sprawdzano m.in. zgodność pozycji manekina ze wzorcem tej pozycji.

Na rysunkach 6 i 7 pokazano przykładowy rozrzut wyników pomiarów przyspieszenia głowy i torsu, jaki zaobserwowano przy powtarzaniu eksperymentu w wariantcie 2 (por.

tabela 2). Na rysunkach tych $a_x(t)$, $a_y(t)$, $a_z(t)$ to realizacje składowych przyspieszenia w układzie lokalnym (linie cienkie, kolor zielony i czerwony), a linie pogrubione (kolor granatowy) to wartości uśrednione z wariantów 2.1 i 2.2. Liniją cienką koloru czerwonego oznaczono wariant 2.1, a kolorem zielonym wariant 2.2. Na rysunku 6 są przebiegi przyspieszenia głowy po zastosowaniu filtracji CFC600 oraz dodatkowej CFC60, czyli filtrów dolnoprzepustowych o częstotliwości obcięcia, odpowiednio 1000 i 100 Hz. Filtr CFC600 jest zapisany w Regulaminie 80 EKG ONZ [7]. Na rysunku 7 pokazano przebiegi przyspieszenia torsu po filtracji CFC180 oraz dodatkowej CFC60. Filtr CFC180 posiada częstotliwość obcięcia 300 Hz i jest także zapisany w [7]. Filtr CFC60 w obu przypadkach zastosowano dodatkowo w celu usunięcia składników wysokoczęstotliwościowych, z których znaczna część ma charakter zakłóceń wynikających z uderowego przebiegu eksperymentu (procesy falowe, drgania przewodów itp.).



Rys. 6. Rozrzut wyników pomiarów składowych lokalnych przyspieszenia głowy przy powtarzaniu wariantu 2 eksperymentu; a - filtracja CFC600, b - filtracja CFC60



Rys. 7. Rozrzut wyników pomiarów składowych lokalnych przyspieszenia torsu przy powtarzaniu wariantu 2 eksperymentu; a - filtracja CFC180, b - filtracja CFC60

W celu oszacowania rozrzutu wyników pomiarów, otrzymanych podczas powtarzania eksperymentu (por. rys. 6 i 7), obliczono wartość średnią w poszczególnych chwilach czasu i średnie wartości odchylenia standardowego. Obliczeń wartości średnich odchylenia standardowego dokonano dla obu wykorzystywanych filtracji i w trzech przedziałach czasu: 0,05 - 0,10 s, 0,10 - 0,15 s oraz 0,15 - 0,20 s. Wyniki zamieszczono w tabeli 3. Zastosowana dodatkowa filtracja CFC60 praktycznie nie wpływa na uśredniony przebieg przyspieszenia (por. a i b na rys. 6 i 7). Także wartości rozrzutu w małym stopniu zależą od zastosowanej filtracji. Największy rozrzut wartości przyspieszenia głowy i torsu występuje (niezależnie od rodzaju filtracji) w przedziale czasu 0,10 - 0,15 s, czyli w fazie wyhamowania ruchu manekina (por. trajektorie na rys. 4 i 5) przez reakcje w pasie bezpieczeństwa.

Tabela 3. Wartości rozrzutu wyników pomiarów przyspieszenia głowy i torsu podczas powtarzania badania w wariancie 2, czyli średnie odchylenie standardowe, obliczone w przedziałach czasu

Kierunek	Przedział czasu	Głowa, g		Tors, g	
		CFC600	CFC60	CFC180	CFC60
X	0,05 - 0,10 s	0,60	0,49	1,24	1,13
Y		0,64	0,58	0,81	0,71
Z		1,11	0,91	0,75	0,56
X	0,10 - 0,15 s	1,86	1,80	1,07	0,90
Y		1,47	1,24	1,43	1,07
Z		1,40	1,07	1,51	1,27
X	0,15 - 0,20 s	0,93	0,92	0,32	0,27
Y		0,78	0,75	0,69	0,66
Z		0,47	0,27	0,37	0,32

4. Wyniki pomiarów przyspieszenia i ich analiza

Wyniki pomiarów, które uzyskano przy zastosowaniu układu pomiarowego spełniającego wymagania ISO 6487 [5], umożliwiły wyznaczenie przyspieszenia działającego w środku głowy oraz torsu i prędkości kątowej głowy w ruchu jej nachylania. Zostały one wykorzystane podczas oceny obciążeń dynamicznych, działających na głowę i tors dziecka oraz skutków zmiany położenia taśmy pasa bezpieczeństwa względem torsu dziecka na odcinku barkowo-ramieniowym.

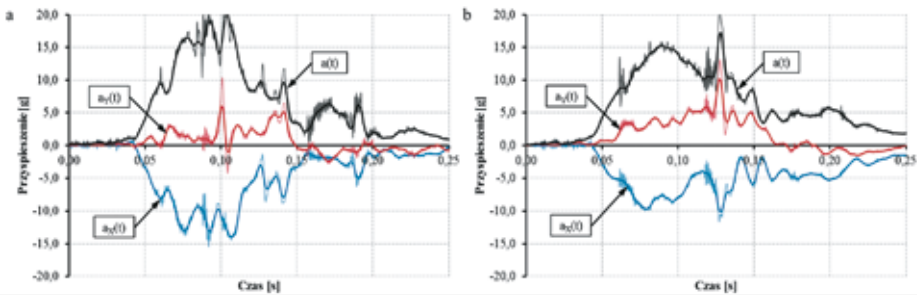
Na rysunku 8 pokazano przebieg przyspieszenia wypadkowego głowy $a(t)$ oraz dwóch składowych, a mianowicie:

- $a_x(t)$ jest składową, która osiąga największe wartości i ma zasadniczy wpływ na $a(t)$;
- $a_y(t)$ jest składową, która sygnalizuje obecność ruchu poprzecznego głowy, czyli ruchu w kierunku prostopadłym do wzdłużnej płaszczyzny symetrii autobusu podczas jego czołowego (wzdłużnego) uderzenia w przeszkodę.

Przebieg przyspieszenia wypadkowego głowy obliczono na podstawie jego składowych, a mianowicie:

$$a(t) = \sqrt{a_x^2(t) + a_y^2(t) + a_z^2(t)} \quad (1)$$

Na rysunku 8 zastosowano różne grubości linii w celu oznaczania wyników, które uzyskano z przebiegów po filtracji CFC600 (linie cienkie) oraz CFC60 (linie pogrubione).



Rys. 8. Przebieg wypadkowego przyspieszenia głowy i składowych lokalnych w kierunku osi OLX i OLY; a – wariant 1, b – wariant 2

Na podstawie wyników pomiarów obliczono wartości średnie przyspieszenia głowy w przedziale czasu 0,05 - 0,15 s i zamieszczono w tabeli 4. Wybrano przedział czasu, w którym występują największe obciążenia dynamiczne w ruchu pochylania manekina.

Tabela 4. Wartości średnie przyspieszenia głowy, obliczone w przedziale czasu 0,05 - 0,15s

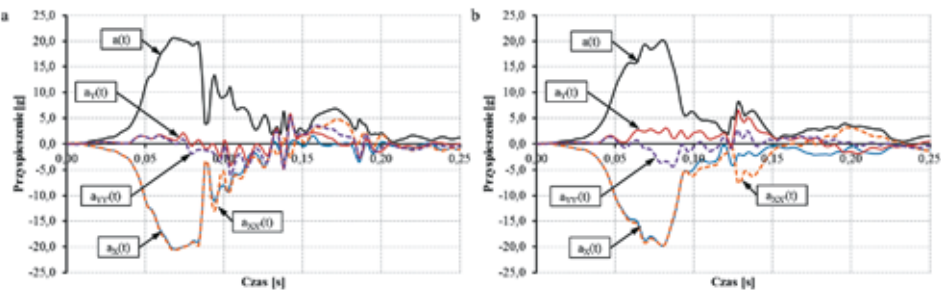
Wielkość	Wariant 1, g	Wariant 2, g	Zmiana modułu wartości średniej po obniżeniu taśmy pasa
$a_x(t)$	-8,30	-6,35	Zmniejszenie o 24%
$a_y(t)$	1,95	3,90	Wzrost o 100%

Przebiegi zestawione na rysunku 8 oraz wartości w tabeli 4 prowadzą do następujących wniosków:

- obniżenie położenia taśmy pasa wpływa korzystnie na zmniejszenie wartości wypadkowego przyspieszenia w czasie 0,05 - 0,15 s, działającego na głowę dziecka;
- wartość średnia (moduł) składowej wzdłużnej $a_x(t)$ przyspieszenia uległa obniżeniu o 24%;
- obniżenie taśmy pasa powoduje niekorzystny wzrost wartości składowej poprzecznej przyspieszenia $a_y(t)$ w wariant 2, co sygnalizuje niebezpieczny ruch poprzeczny głowy;

- wartość średnia składowej $a_y(t)$ przyspieszenia po obniżeniu taśmy pasa zwiększyła się o 100%, co poważnie zwiększa zagrożenie uderzeniem głowy w bok pojazdu lub w pasażera obok.

Na rysunku 9 pokazano przebieg przyspieszenia wypadkowego torsu oraz dwóch składowych $a_x(t)$ i $a_y(t)$ (linie ciągłe). Na rysunku tym umieszczono też przebiegi składowych $a_{xx}(t)$ i $a_{yy}(t)$ (linie kreskowe, pogrubione), które wynikają z rzutowania wektora przyspieszenia środka masy torsu na osie $O_G X'$ i $O_G Y'$ układu globalnego, związanego z podstawą fotela (por. rys. 3). Niezbędne do tych obliczeń wartości składowych lokalnych wektora przyspieszenia torsu są pokazane na rysunku 7, a zmienne wartości kąta nachylenia i obrotu torsu określono na podstawie analizy filmów z eksperymentu [8].



Rys. 9. Przebieg wypadkowego przyspieszenia torsu oraz składowych lokalnych i globalnych, działających w kierunku podłużnym i poprzecznym (filtracja CFC60); a – wariant 1, b – wariant 2

W tabeli 5 zamieszczono wyniki obliczeń przyspieszenia średniego torsu za przedział czasu 0,05 - 0,15 s.

Tabela 5. Wartości średnie przyspieszenia torsu, obliczone w przedziale czasu 0,05 - 0,15 s

Wielkość	Wariant 1, g	Wariant 2, g	Zmiana modułu wartości średniej po obniżeniu taśmy pasa
$a_x(t)$	-8,90	-8,10	Zmniejszenie o 9%
$a_y(t)$	0,07	2,20	Wzrost ponad 30x

Analiza wyników pomiarów przyspieszenia torsu, w tym przebiegów pokazanych na rysunku 9 i wartości w tabeli 5, pozwala na następujące wnioski:

- widoczne na rysunku 9 przebiegi przyspieszenia wypadkowego torsu $a(t)$ i składowej $a_x(t)$ są podobne w obu wariantach położenia taśmy pasa, jednak wartości $a(t)$ i $a_x(t)$ po obniżeniu pasa są nieznacznie mniejsze, szczególnie w czasie 0,09 - 0,12 s;

- po obniżeniu pasa (wariant 2) obserwuje się większe wartości składowej poprzecznej przyspieszenia $a_y(t)$ niż na fotelu standardowym;
- obniżenie pasa spowodowało, że wartość średnia składowej $a_x(t)$ uległa obniżeniu o 9% (tabela 5), ale jednocześnie wzrosła wartość średnia $a_y(t)$ ponad 30 razy;
- różnica wartości $a_x(t)$ i $a_{xx}(t)$ pokazuje wpływ kąta nachylenia torsu na przyspieszenia wzdłużne, wpływ ten jest wyraźnie większy po obniżeniu pasa, głównie dla $t > 0,12$ s;
- różnica wartości $a_y(t)$ i $a_{yy}(t)$ potwierdza znaczny obrót torsu w czasie jego ruchu wzdłużnego; kąt tego obrotu ulega zwiększeniu po obniżeniu taśmy pasa, a najbardziej jest widoczny w kulminacyjnej fazie zderzenia, co analizowano [8].

Pokazane na rysunkach 8 i 9 przebiegi przyspieszenia wypadkowego można potraktować także jako obraz jednostkowego obciążenia dynamicznego, działającego na głowę i tors dziecka od siły bezwładności F_B :

$$a = \frac{F_B}{m_G} \quad (2)$$

gdzie: m_G – masa, na którą działa przyspieszenie a .

Zatem prowadzona analiza wartości przyspieszenia jest jednocześnie opisem obciążenia działającego na dziecko w czasie wypadku drogowego.

Przebiegi przyspieszenia głowy i torsu (por. rys. 8 i 9) zostały wykorzystane do obliczenia *Head Injury Criterion* (HIC) [2, 10] oraz *Thorax Acceptability Criterion* (ThAC) [7].

Wskaźnik HIC obliczono bez ograniczenia długości branego pod uwagę przedziału czasu:

$$HIC = \max\left\{\left[\frac{1}{(t_2-t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt\right]^{2,5} \cdot (t_2 - t_1)\right\} \quad (3)$$

gdzie: $a(t)$ – przyspieszenie wypadkowe głowy w [g],

t_2-t_1 – przedział czasu, w którym brane są pod uwagę wartości przyspieszenia.

Ponieważ w analizowanych testach (przy prędkości 29,5 km/h) głowa nie uderzyła w elementy pojazdu, to obliczone wartości HIC są niewielkie (tabela 6). Podczas obliczeń wykorzystano przebiegi przyspieszenia filtrowane CFC600. Filtrowanie dodatkowe CFC60 wpływa w niewielkim stopniu na wyniki obliczeń wskaźnika HIC, a wartość wskaźnika ulega obniżeniu o ok. 4 - 5% w stosunku do przebiegów filtrowanych CFC600. Wraz z obniżeniem położenia taśmy pasa obniżeniu ulega wartość HIC o ok. 10%.

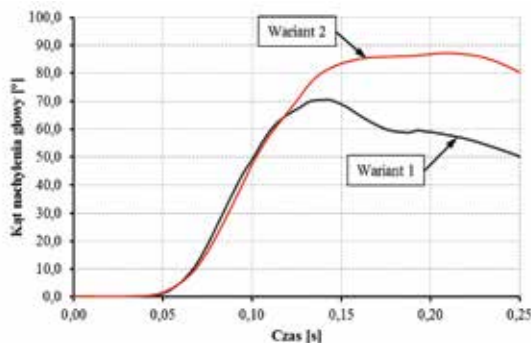
Tabela 6. Wyniki obliczeń wartości HIC

Wariant	Wartość	t_1, s	t_2, s
Wariant 1	50,6	0,055	0,143
Wariant 2.1	45,9	0,056	0,139
Wariant 2.2	44,2	0,058	0,151

Wskaźnik ThAC jest wyznaczany na podstawie wartości ekstremalnych przyspieszenia torsu, którego przebieg jest filtrowany według [7]. Wyniki pomiarów wskazują, że uzyskane wartości ekstremalne w obu wariantach są mniejsze o ok. 30% od wartości 30 g, ustanowionej jako graniczna wartość wskaźnika obrażeń torsu.

5. Wyniki pomiaru kąta nachylenia głowy

Wcześniej opisane rezultaty pomiarów i obliczeń wskazują na różnice w ruchu głowy, wynikające ze zmiany położenia taśmy pasa na torsie. Na rysunku 10 pokazano przebieg kąta nachylenia głowy dziecka (obrót wokół osi $O_L Y$), wyznaczony poprzez całkowanie prędkości kątowej ruchu głowy. Po obniżeniu taśmy pasa na odcinku barkowo-ramieniowym, przemieszczenie głowy w ruchu wzdłużnym (por. rys. 5) oraz kąt jej nachylenia wzrastają i osiągają wartości o ponad 30% większe niż występujące przy standardowym położeniu pasa. Kąt ten osiąga prawie 90° w wariacie 2 i jest to wartość bardzo duża. Wzrost kąta nachylenia głowy sygnalizuje narastanie obciążenia dynamicznego kręgosłupa. Istotnym czynnikiem zagrożenia jest także przedział czasu, w którym występują ekstremalne wartości kąta nachylenia głowy. W wariacie 1 wynosi on ok. 0,135 s, a w wariacie 2 ponad 0,205 s (por. tabela 2, rys. 5 i 10). Po upływie wyżej podanych wartości czasu następuje ruch powrotny głowy i zmniejszanie obciążenia szyi. Faza narastania kąta nachylenia głowy po obniżeniu pasa trwa prawie o 40% dłużej niż przy standardowym ułożeniu.



Rys. 10. Przebieg kąta nachylenia głowy w funkcji czasu

6. Podsumowanie

Przeprowadzone badania wskazały na istotne pozytywne i negatywne skutki często proponowanej zmiany położenia taśmy pasa bezpieczeństwa na odcinku barkowo-ramieniowym względem środka torsu dziecka na fotelu autobusu turystycznego. Pozytywne skutki to przede wszystkim oddalenie taśmy pasa od szyi dziecka, a także obniżenie wartości przyspieszenia, głównie składowej wzdłużnej przyspieszenia głowy o 24% i torsu o 9%. Pomimo zwiększonych przemieszczeń głowy i torsu manekina dziecka, po obniżeniu taśmy pasa nie dochodzi do uderzenia głową w fotel poprzedzający.

Analizowana zmiana położenia pasa prowadzi m.in. do obniżenia wartości wskaźnika HIC o 10%. Ruch dziecka na fotelu autobusowym z obniżonym położeniem pasa ma większy zasięg w porównaniu do krótkiego i gwałtownego ruchu na standardowym fotelu. Jednocześnie wzrost wartości ekstremalnych kąta nachylenia głowy do 90° w wariancie 2 i obecność wyraźnego ruchu poprzecznego głowy i torsu po obniżeniu taśmy pasa jest niepokojącym objawem.

Wyniki pomiarów i obliczeń, które są przedstawione na rysunkach 5 - 9 i w tabelach 3 - 5 pokazują, że obniżanie położenia taśmy pasa barkowo-ramieniowego nie ma jednoznacznie pozytywnego wpływu na zmniejszenie zagrożenia bezpieczeństwa dziecka na fotelu autobusowym. Jednocześnie pozwoliły na ilościową ocenę niektórych zagrożeń, wynikających ze zmiany położenia pasa bezpieczeństwa. Zagrożenia te, to wzrost przemieszczenia wzdłużnego głowy o 65 mm i torsu o 100 mm, znaczny kąt jej nachylenia (do 90°) oraz wyraźna tendencja do obrotu torsu w czasie jego ruchu wzdłużnego w kulminacyjnej fazie zderzenia. To wskazuje na niebezpieczeństwo wysunięcia dziecka spod pasa na odcinku barkowo-ramieniowym.

Przeprowadzone badania potwierdzają, że proponowane modyfikacje systemu ochrony indywidualnej na fotelach trudno ocenić jako jednoznacznie pozytywne w ochronie wypadkowej dzieci. Potrzebne są dalsze badania i tworzenie podstaw merytorycznych do takich norm i regulaminów, które spowodują poprawę systemu ochrony indywidualnej dzieci na fotelach autobusowych.

Praca została wykonana w ramach projektu badawczego własnego N N509 554440 (umowa nr 5544/B/T02/2011/40), finansowanego ze środków Narodowego Centrum Nauki w Ministerstwie Nauki i Szkolnictwa Wyższego.

Literatura

- [1] BILSTON, E. L.; SAGAR, N.: *Geometry of rear seats and child restraints compared to child anthropometry*. Stapp Car Crash Journal, Vol. 51, ss. 275–298, 2007.
- [2] CICHOS, D.; OTTO, M.; ZÖLSCH, S.; CLAUSNITZER, S.; VETTER, D.; PFEIFFER, G.; DE VOGEL, D.; SCHAAR, O.: *Crash analysis criteria description*. Version 2.3. Arbeitskreis Messdatenverarbeitung Fahrzeugsicherheit, Germany, 2011.

- [3] DE COO, P.; HUIJSKENS, C. G.; SCHROOTEN, M.: *Frontal occupant safety simulations for coach and bus passengers*. 18th Conference ESV, Paper No. 284, Nagoya, 2003.
- [4] FERRER, I.; HUGUET, J.: *A new concept for a three-point seat belt and child restraint system for buses*, 19th Conference ESV, Paper No. 05-0310, Washington, 2005.
- [5] ISO 6487:2012, *Road vehicles – Measurement techniques in impact tests – Instrumentation*.
- [6] MARTINEZ, L.; GARCIA, A.; ALCALA, E.; ESPANTALEON, M.: *Child frontal impact safety in coaches*. 22nd Conference ESV, Paper No. 11-0383, Washington, 2011.
- [7] UN ECE Regulation No. 80: *Uniform provisions concerning the approval of seats of large passenger vehicles and of these vehicles with regard to the strength of the seats and their anchorages*. Official Journal of the European Union of 30 June 2010, No. L 164.
- [8] PROCHOWSKI, L.; FITAS, M.; ZIELONKA, K.: *Analiza obrotu torsu dziecka na fotelu podczas czołowego uderzenia autobusu w przeszkodę*. Logistyka, No. 3, ss. 5293–5299, Poznań, 2014.
- [9] TARRIERE, C.: *Children are not miniature adults*. International Research Council on the Biomechanics of Injury (IRCOBI), ss. 15–28, Brunnen, 1995.
- [10] VERSACE, J.: *A review of the severity index*. SAE Technical Paper 710881, ss. 771–796, 1971.
- [11] WEBER, K.: *Crash protection for child passengers*. University of Michigan, Transportation Research Institute (UMTRI), Vol. 31, No. 3, Michigan, 2000.