

Prof. dr hab. inż. Leon Prochowski

Dr inż. Andrzej Żuchowski

Instytut Pojazdów Mechanicznych i Transportu
Wydział Mechaniczny
Wojskowa Akademia Techniczna
ul. Gen. S. Kaliskiego 2, 00-908 Warszawa 49
e-mail: lprochowski@wat.edu.pl
e-mail: azuchowski@wat.edu.pl

Analiza wpływu pozycji człowieka w samochodzie na ryzyko obrażeń w czasie wypadku drogowego

Słowa kluczowe: transport drogowy, testy zderzeniowe, bezpieczeństwo pasażerów

Streszczenie. Przygotowano i przeprowadzono badania eksperymentalne, które mają na celu pogłębienie analizy wpływu pozycji osoby siedzącej na tylnym siedzeniu w samochodzie osobowym na ryzyko jej obrażeń w czasie wypadku drogowego. Ryzyko to jest rozważane i obliczone w aspekcie zajmowania przez człowieka w samochodzie pozycji nieznacznie odbiegającej od zaplanowanej przez producentów urządzeń ochrony indywidualnej. Uwagę skupiono na analizie wymiernych skutków zmiany tej pozycji w obszarze ruchu torsu i głowy oraz odkształcenia szyi. Badania eksperymentalne były symulacją fizyczną czołowego uderzenia samochodu w sztywną przeszkodę. Pokazały one, że stosunkowo niewielkie różnice w początkowej pozycji manekina mogą być przyczyną znacznych różnic w trajektorii ruchu oraz położeniu manekina w kulminacyjnej fazie testu zderzeniowego. Różnice te zostały szczegółowo opisane. Analizie poddano także wartości wskaźników kryterialnych, które dotyczą powstawania obrażeń głowy, szyi i klatki piersiowej. Wyniki obliczeń wskaźników potwierdzają wpływ już niewielkiej zmiany położenia nóg i torsu na ich wartości, a zatem na prawdopodobieństwo powstawania obrażeń u osób jadących na tylnych siedzeniach samochodu osobowego.

1. Wprowadzenie

Doskonalenie środków transportu służy zwiększeniu mobilności osób, w tym możliwości jazdy z coraz to większymi prędkościami. Jednocześnie znaczenia nabierają poważne zagrożenia, związane z ich eksploatacją [6, 11, 13, 16, 18, 20]:

- utrzymuje się nadmierna liczba wypadków i ich ofiar;
- znaczna część osób przyjmuje podczas jazdy pozycję w pojeździe nieprzewidzianą przez producentów urządzeń bezpieczeństwa biernego;
- obciążenia dynamiczne osób jadących na kolejnych rzędach siedzeń są często kilkakrotnie większe niż osób na siedzeniach przednich.

Te problemy zakreślają obszar rozważań w pracy i dotyczą zagadnienia bezpiecznego użytkowania pojazdów na przykładzie samochodów osobowych. Użytkowanie pojazdu powinno wiązać się ze świadomością skutków wadliwego użytkowania urządzeń bezpieczeństwa biernego (pas bezpieczeństwa, fotel). Przykładowo, nieprzewidziana przez producenta tych urządzeń, pozycja osoby jadącej czyli tzw. *Out-of Position* (OoP), może stworzyć potencjalne zagrożenia dla osób jadących. Poznanie tych zagrożeń i przyczyn ich powstawania podczas użytkowania samochodu jest tematem badań i analiz w tym artykule.

Analiza przyczyn powstawania zagrożeń związanych z pozycją zajmowaną podczas jazdy ma ważny aspekt społeczny, w tym w zakresie szkolenia kierowców.

W pracach [4, 18, 19, 20] przedstawiono ocenę porównawczą obciążeń, jakie działają na pasażerów zajmujących miejsca na przednich i tylnych siedzeniach w samochodzie, podczas czołowego uderzenia samochodu w przeszkodę. Stwierdzono tam, że obciążenia dynamiczne osób jadących na tylnych siedzeniach są często kilkukrotnie większe niż osób na siedzeniach przednich. Różnice te wynikają z zajmowanej pozycji, dysponowanej przestrzeni i skuteczności zastosowanych urządzeń ochrony indywidualnej.

We współczesnych samochodach osobowych urządzenia ochrony pasażerów na tylnych siedzeniach mogą nie zapewniać takiego poziomu bezpieczeństwa, jaki osiągnięto dla osób na fotelach przednich. Relacje w ryzyku obrażeń dorosłych pasażerów w pierwszym i drugim rzędzie siedzeń stają się odwrotne do tych, które były charakterystyczne dla samochodów sprzed 20-30 lat [5, 7, 12, 16].

W pracy [15] autorzy przeprowadzili analizę wpływu pozycji osoby siedzącej na tylnym siedzeniu samochodu na trajektorię jej ruchu i obciążenia dynamiczne podczas czołowego uderzenia pojazdu w przeszkodę. Przeprowadzono badania i wykonano pomiary, które umożliwiają wyznaczenie przebiegu oraz wartości obciążeń dynamicznych, wynikających z działania sił bezwładności oraz reakcji od pasów bezpieczeństwa.

Na tylnym siedzeniu samochodu osobowego umieszczono manekin, który w kolejnych testach miał inną pozycję początkową. Szczegółowe zestawienie wymiarów i odległości charakteryzujących te pozycje podano w [15]. Analizie poddano skutki, które są rezultatem zmiany pozycji początkowej, a zaobserwowane na trajektorii ruchu torsu i głowy oraz na obciążeniach dynamicznych, powstających podczas czołowego uderzenia samochodu w przeszkodę.

Celem pracy jest pogłębienie analizy wpływu pozycji osoby siedzącej na tylnym siedzeniu w samochodzie osobowym na prawidłowe działanie urządzeń ochronnych. Działanie to jest oceniane na podstawie analizy przemieszczenia osoby jadącej i możliwości powstawania obrażeń podczas wypadku drogowego. Uwagę skupiono na analizie ruchu torsu i głowy. Relacja między przemieszczeniami torsu i głowy silnie wpływa na odkształcenie kręgosłupa na odcinku szyi. Poszukuje się odpowiedzi na pytanie, czy niewielkie zmiany w położeniu początkowym nóg i bioder względem siedziska mają istotny i wymierny wpływ na działanie urządzeń ochronnych, a w tym na stan obciążeń dynamicznych torsu, szyi i głowy pasażera podczas czołowego uderzenia samochodu w przeszkodę.

2. Przygotowanie badań i warunki pomiarów

Obiektem badań był manekin Hybrid III rozmiaru M50 (50-ciocentylowy mężczyzna), który umieszczono na tylnej kanapie samochodu osobowego klasy średniej, uwzględniając w kolejnych testach trzy następujące pozycje:

- klasyczna, w której pasażer jest oparty plecami o oparcie tylnej kanapy, z głową w linii tułowia i z nogami lekko wysuniętymi do przodu, stosownie do dysponowanego miejsca w samochodzie, czyli odległości do fotela poprzedzającego (oznaczenie testu 2P);
- pozycja jak wyżej, ale stopy są cofnięte do siedziska, głowa i szyja są wyraźnie pochylone do przodu względem torsu (oznaczenie testu 3P);
- pozycja z biodrami odsuniętymi od oparcia, ale stopy są maksymalnie cofnięte do siedziska (oznaczenie testu 11P).

Badania eksperymentalne były symulacją fizyczną czołowego uderzenia samochodu w sztywną przeszkodę. Prędkość uderzenia wynosiła 48 km/h. Czas $t=0$ s jest początkiem styku przodu samochodu z przeszkodą.

Na rysunku 1 zestawiono pojedyncze klatki z filmów, które wybrano dla kilku charakterystycznych chwil z przebiegu uderzenia samochodu w przeszkodę. Pokazują one stosunkowo niewielkie różnice w początkowej pozycji manekina, a jednocześnie dobrze widoczne różnice w położeniu manekina w kulminacyjnej fazie testu zderzeniowego ($t=120$ ms). Różnice te dalej zostały szczegółowo opisane.



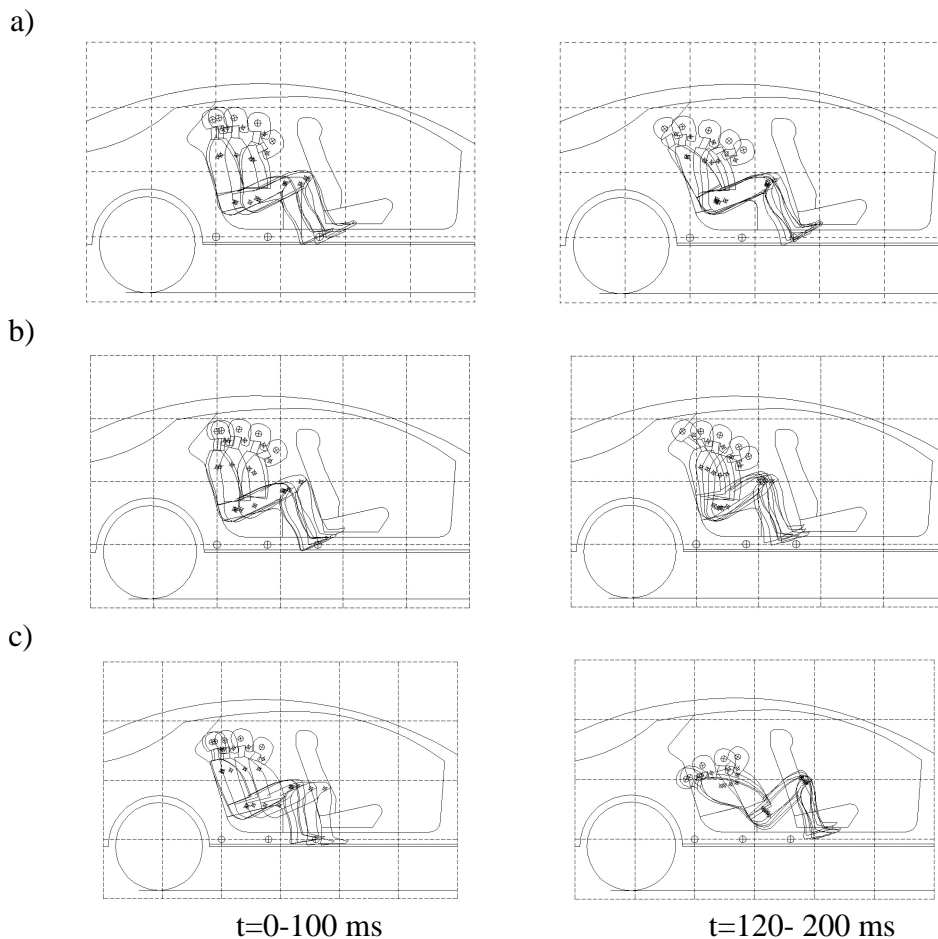
Rys.1. Schemat pozycji początkowej manekina i jego widok w testach 2P (a), 3P (b) i 11P (c) w czasie $t=0$ ms, 40 ms, 80 ms i 120 ms

3. Kinematyka manekinów w testach 2P, 3P, 11P

Na rysunkach poniżej, które zostały opracowane na podstawie poklatkowej analizy filmu z przebiegu testów zderzeniowych, pokazano kolejne położenia manekina od chwili $t=0$ do 200 ms. Sylwetki narysowano z krokiem co 20 ms w dwóch zestawieniach:

- przedział czasu 0-100 ms, czyli 6 kolejnych położzeń w ruchu manekina do przodu;
- przedział czasu 120-200 ms, który obejmuje 5 kolejnych położzeń w ruchu powrotnym manekina od pozycji maksymalnego wychylenia do pozycji zajmowanej w końcowej fazie testu.

Rysunki 2 a, b, c pozwalają na ogólną charakterystykę ruchu manekina w poszczególnych testach, a w tym przesunięcie torsu w jego ruchu po siedzisku oraz ruch głowy. Rysunki dobrze pokazują zasięg ruchu głowy w obu fazach tego ruchu: do przodu oraz do tyłu. Przemieszczenia torsu i głowy w testach 2P i 3P są podobne, ale nie takie same. Natomiast ruch manekina w teście 11P jest zdecydowanie inny niż w obu poprzednich testach. Na rysunku 2c widoczne jest nieskuteczne działanie pasa bezpieczeństwa. W rezultacie nastąpił ruch bioder z siedzenia do przestrzeni między tylną kanapą a przednim fotelem oraz wypychanie i odkształcanie przedniego fotela w wyniku naporu nóg.



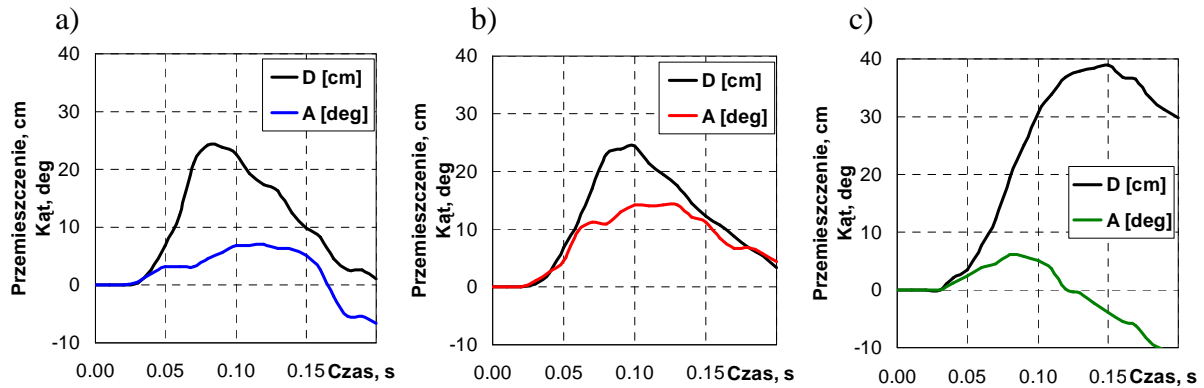
Rys.2. Przemieszczenia manekina względem wnętrza przedziału pasażerskiego w testach 2P (a), 3P (b) i 11P (c)

4. Analiza wyników badań w testach 2P, 3P i 11P

4.1. Analiza ruchu tułowia i sił, które na niego działają

Analiza wpływu położenia (sylwetki) manekina na jego kinematykę w czasie wypadku drogowego została rozpoczęta od identyfikacji zmian położenia i kinematyki nóg (ud). Ten obszar analizy odnosi się do dobrze widocznych różnic stanu początkowego, które mogą wpływać na zachowanie się manekinów. Wyniki tej analizy przedstawiono w pracy [15]. Wskazują one jednoznacznie, że początkowe położenie nóg i układ sił wynikający z tego położenia wpływają na ruch torsu manekina. Ruch torsu manekina jest poniżej scharakteryzowany poprzez pokazanie przemieszczenia wzdłużnego jego środka oraz zmiany kąta nachylenia torsu (rys.3 i tabela 1). Zmiana kąta nachylenia, względem położenia

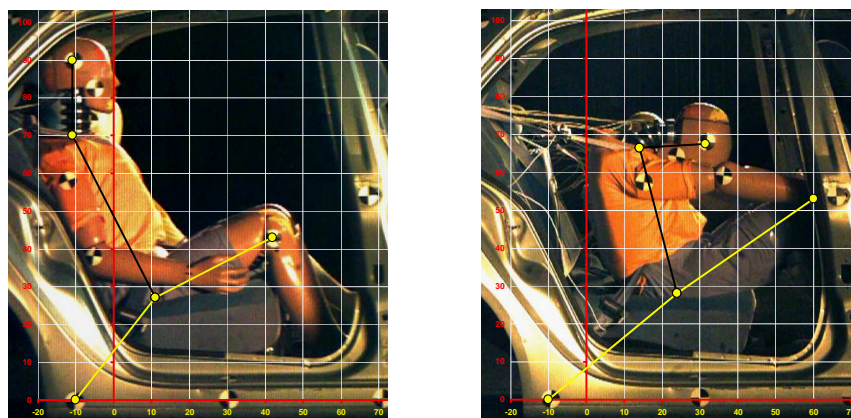
początkowego dla $t=0$ s, charakteryzuje obrót torsu wokół środka stawu biodrowego. Sposób wyznaczania zmiany kąta położenia torsu pokazano na rys. 4. Obrót ten jest przede wszystkim rezultatem działania sił bezwładności (wywołanych ruchem opóźnionym nadwozia po uderzeniu samochodu w przeszkodę) oraz reakcji w pasie bezpieczeństwa. Pozycja manekina przed testem wyznacza warunki początkowe tego ruchu.



Rys.3. Przemieszczenie wzdluzne srodka masy torsu (D) i zmiana kata jego nachylenia (A) w testach 2P (a), 3P (b) i 11P (c)

Tabela 1. Zestawienie wartosci charakterystycznych wielkosci w ruchu torsu

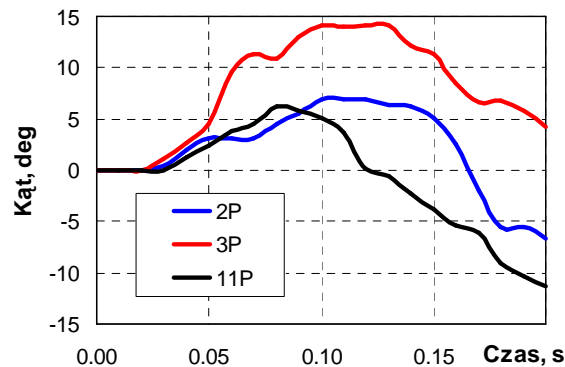
| Wielkość | Test 2P | Test 3P | Test 11P |
|--|---------|---------|----------|
| Maksymalne przemieszczenie wzdluzne srodka torsu, m | 0,24 | 0,24 | 0,39 |
| Zmiana wartosci kata nachylenia torsu w ruchu do przodu, stopnie | +7 | +14 | +6 |
| Zmiana wartosci kata nachylenia torsu w ruchu do tyłu, stopnie | -13 | -10 | -17 |



Rys.4. Sposob ustalania kata pochylenia torsu na przykladzie z testu 3P (czas 0 i 120 ms)

Na podstawie rysunku 3 w dalszej treści oceniono wzajemną relację między składowymi ruchu torsu, czyli jego przemieszczeniem wzdluznym a kątem nachylenia. Te relacje zależą od początkowej pozycji torsu, co wynika z zestawienia przebiegów na rysunkach 3 i 5. Nadmierny zasięg ruchu torsu (przesunięcie i obrót) skutkuje dużym zasięgiem ruchu głowy, w tym do obszaru, w którym jest zagrożenie uderzeniem w elementy nadwozia.

Pokazane na rysunku 5 zmiany kąta nachylenia torsu mają wyraźnie różny przebieg w analizowanych testach. Dodatkowo wartości kąta nachylenia wskazują na jego wychylenie się do przodu z położenia w chwili $t=0$ s (zgodnie z kierunkiem wektora prędkości przedzderzeniowej nadwozia). Wartości ujemne wskazują, że kąt odchylenia torsu do tyłu jest większy niż jego wartość początkowa (dla $t=0$ s) w analizowanym teście, co było możliwe po przemieszczeniu się manekina po siedzisku kanapy i odsunięciu się bioder od jej oparcia.

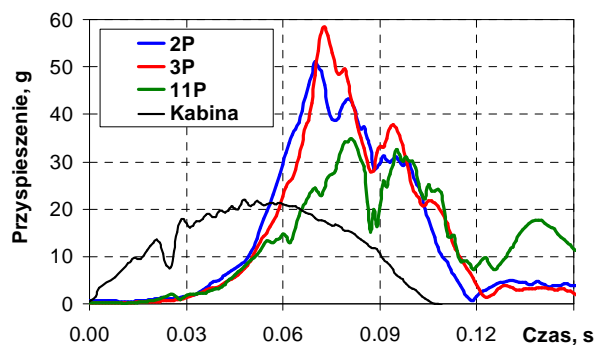


Rys.5. Przebieg zmian kąta nachylenia torsu w funkcji czasu

Zmiana położenia nóg w teście 3P względem testu 2P wpływa na ruch kątowy torsu, widoczny na zestawieniu na rysunku 5. Położenie początkowe nóg, które przyjęto w teście 3P wpłynęło na ograniczenie możliwości ich przesuwu wzdłużnego (uderzenie kolanami w fotel przedni [15]). To spowodowało ograniczenie ruchu wzdłużnego bioder, a dalsze działanie siły bezwładności w środku masy torsu wywołało znaczny wzrost kąta nachylenia torsu w kulminacyjnej fazie testu zderzeniowego. Ekstremalna wartość kąta nachylenia torsu w 3P jest dwukrotnie większa niż w 2P. Ruch kątowy torsu spowodował powstanie znacznych wartości przyspieszenia i sił bezwładności w środku jego masy (rys. 6), które są o 15 % większe niż występujące w teście 2P i wpływają na wzrost ryzyka obrażeń.

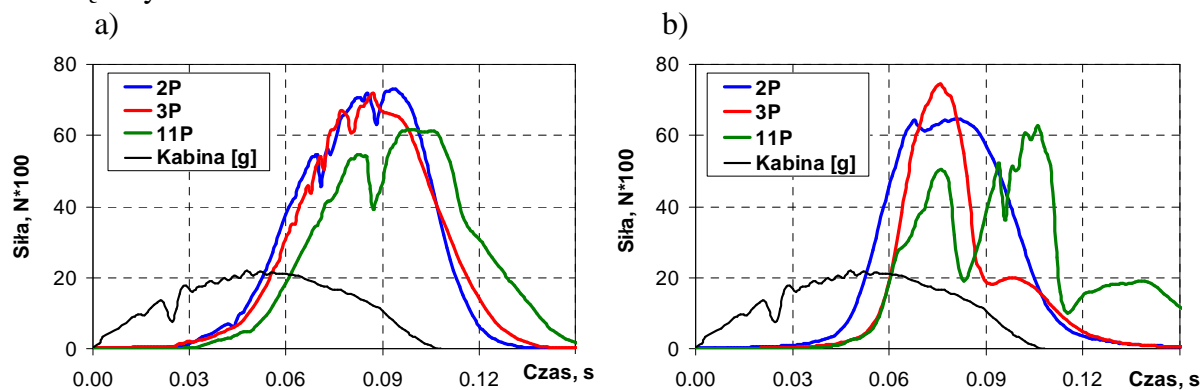
Z kolei początkowe odsunięcie bioder od oparcia tylnej kanapy w teście 11P spowodowało, że przemieszczenia torsu są o 60 % większe niż w 2P i 3P (tabela 1). Biodra manekina zsunęły się z siedziska (rys. 1 i 3c) pod pasem biodrowym, który przy takiej pozycji początkowej manekina nie wypełnił swego zadania. Oczywiście, ruch manekina, jaki nastąpił w teście 11P spowodował powstanie dużych obciążeń dynamicznych nóg oraz brzucha, mimo iż ekstremalne wartości przyspieszenia torsu były znacznie mniejsze niż w testach 2P i 3P (rys.6). Proces zsuwania się bioder manekina z siedziska powoduje zmniejszenie się tempa narastania przyspieszenia w środku masy torsu, bo proces hamowania jego ruchu wzdłużnego przez pasy (w kulminacyjnej fazie zderzenia) ulega osłabieniu, co widoczne jest na rysunku 6 w czasie 50÷60 ms.

W pracy [2] podano następującą lokalizację obrażeń śmiertelnych u pasażerów na tylnych siedzeniach, podczas zderzenia czołowego: głowa – 25 %, szyja – 8 %, klatka piersiowa – 35 % i brzuch 30 %. Manekin Hybrid III nie miał czujników w brzuchu, ale znaczne siły w pasie biodrowym, który w teście 11P zsunął się właśnie z bioder na miękki brzuch, potwierdzają duże ryzyko jego obrażeń. Zatem jest to kolejny ważny sygnał zagrożenia, który wynika z zajmowanej pozycji względem urządzeń bezpieczeństwa biernego.



Rys. 6. Przyspieszenie wypadkowe w środku torsu

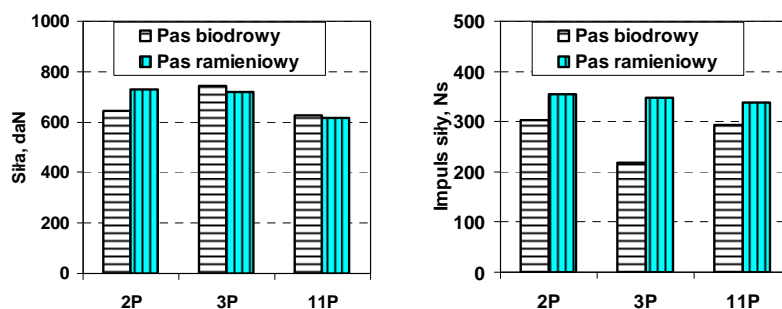
Przebiegi przyspieszenia wypadkowego torsu w testach 2P i 3P są podobne, ale wartości ekstremalne są o ok. 15 % większe w teście 3P, co może wynikać ze zgodności czasowej ($t=70\div 80$ ms) występowania największego przesunięcia i obrotu torsu w tym teście (por. rys. 3 i 6). Zatem, mimo podobnych przebiegów wypadkowego przyspieszenia w środku torsu, to zmiana kąta położenia nóg w teście 3P względem ich położenia w 2P wpływa na ruch kątowy torsu manekina.



Rys.7. Zestawienie przebiegu siły, pomierzonej w pasie na odcinkach ramieniowym (a) i biodrowym (b)

Wyniki pomiaru sił w pasie ramieniowym (rys.7a) mają podobne przebiegi w teście 2P i 3P. Natomiast w teście 11P wartości sił w pasie ramieniowym są wyraźnie mniejsze niż w poprzednich testach z powodów wyżej opisanych. Siły w pasie biodrowym (rys.7b) mają różne przebiegi we wszystkich trzech testach. W teście 2P pas biodrowy działa na manekina wyraźnie wcześniej niż w testach 3P i 11P. W końcowej fazie ruchu manekina do przodu (czas $80\div 100$ ms) siła w taśmie pasa biodrowego maleje, po uderzeniu kolanami w fotel przedni. Na podstawie innych obserwacji warto dodać, że przemieszczenia taśmy pasa na przelotce (między odcinkiem biodrowym i ramieniowym pasa) praktycznie w tych testach nie występują i to dopuszcza oddzielne rozpatrywanie oddziaływania obu odcinków pasa.

Przyspieszenia wypadkowe torsu w testach 2P i 11P mają różne przebiegi (rys.6). Jednak duży zakres przemieszczenia wzdłużnego manekina powoduje, że w 11P siły bezwładności i reakcje w pasach są mniejsze niż w 2P. Wartości maksymalne siły w części biodrowej i ramieniowej pasa bezpieczeństwa zestawiono na rysunku 8.



Rys. 8. Maksymalne wartości siły oraz impulsu siły w części biodrowej i ramieniowej taśmy pasa bezpieczeństwa (testy 2P, 3P i 11P)

Dodatkowo, do ilościowej oceny różnic w oddziaływaniu pasów bezpieczeństwa w poszczególnych testach obliczono impuls siły:

$$I = \int_{t=0}^{t_k} F dt \quad (1)$$

gdzie:

F - siła rozciągająca taśmę pasa,

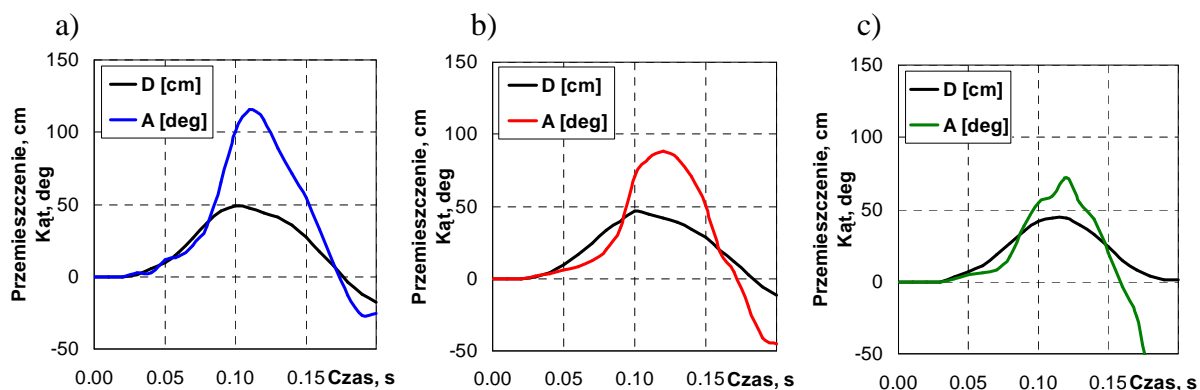
t_k - czas, w którym taśma pasa jest rozciągana, $F(t) > 0$.

Na rysunku 8 pokazano, że relacje pomiędzy maksymalną wartością siły oraz impulsem siły są różne. Potwierdza to celowość wykorzystania impulsu siły, jako uzupełnienia opisu stanu obciążenia pasów podczas zderzenia. Wartości impulsu siły są wyraźnie mniejsze dla pasa biodrowego niż ramieniowego, szczególnie w teście 3P, w którym manekin uderzył kolanami w oparcie fotela przedniego, co spowodowało odciążenie pasa.

4.2. Analiza ruchu głowy

Początkowe różnice w ułożeniu nóg i torsu (pozycja klasyczna 2P i zmiana położenia nóg 3P oraz bioder 11P) wpłynęły na ruch głowy, a przede wszystkim na zmiany jej usytuowania względem torsu i oparcia siedziska. Wyznaczenie zmian kąta obrotu głowy jest oparte na identyfikacji położenia markerów naklejonych na głowie na kolejnych klatkach filmu z eksperymentu, w sposób pokazany wcześniej na rysunku 4.

Na podstawie poklatkowej analizy filmów z przebiegu testów wyznaczono wartości i przebieg zmian wzdłużnego przemieszczenia środka masy głowy oraz jej obrotu (zmiana położenia kąтового) w czasie uderzenia samochodu w przeszkodę (rys.9). Ruch ten jest pokazany względem początkowego położenia głowy, czyli dla $t=0$ s. We wszystkich testach przemieszczenie głowy jest bardzo duże i wynosi od 0,44 m w teście 11P do 0,49 m w teście 2P (tabela 2). Klasyczne ułożenie ciała na siedzeniu (test 2P) prowadzi do największych przemieszczeń głowy. W teście 11P znaczny zasięg ruchu torsu wpłynął na ograniczenie przemieszczenia głowy.



Rys.9. Przemieszczenie wzdłużne i kąt obrotu głowy względem jej położenia początkowego w testach 2P (a), 3P (b) i 11P (c)

Tabela 2. Zestawienie charakterystycznych wielkości, opisujących ruch głowy

| Wielkość | Test 2P | 3P | 11P |
|---|---------|------|------|
| Maksymalne przemieszczenie wzdłużne głowy, <i>m</i> | 0,49 | 0,47 | 0,44 |
| Maksymalna zmiana wartości kąta nachylenia głowy, względem położenia początkowego, <i>stopnie</i> | 115 | 88 | 72 |

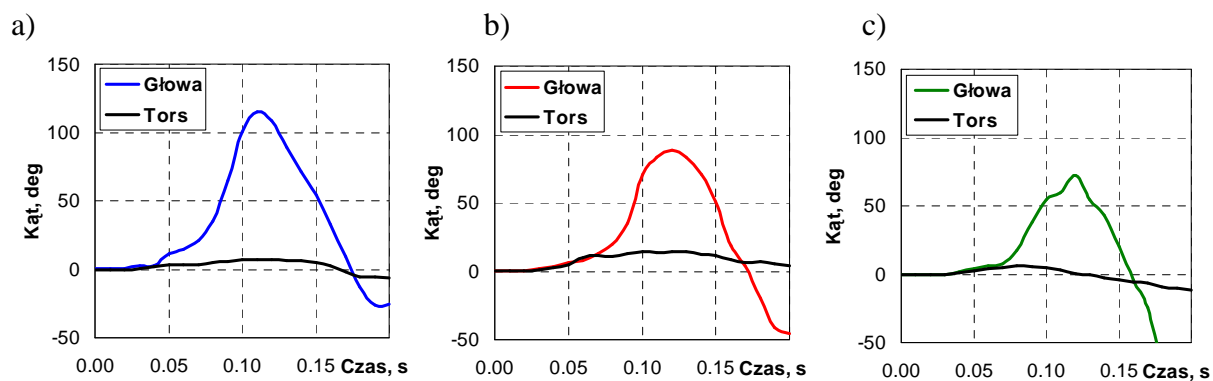
Otrzymane rezultaty odniesiono do pracy [3], w której pokazano wiele wyników badań zasięgu ruchu głowy człowieka w testach zderzeniowych. Badania wykonano w latach 1980-1990. Wyznaczono na tej podstawie zależność empiryczną

$$a = 0,94 \cdot (0,83 \cdot \Delta v + 18) \quad (2)$$

gdzie:

a [cm] - zasięg ruchu głowy w kierunku wektora prędkości samochodu,
 Δv [km/h] - wartość spadku prędkości głowy w czasie testu.

Na podstawie (2) obliczono przemieszczenie wzdłużne głowy dla warunków prowadzonych testów i otrzymano $a=0,54$ m. Zatem odległość ustalona na podstawie badań eksperymentalnych wykonanych w latach 1980-1990 [3] jest większa o 10-17 % niż obecnie obserwowana w tego typu testach (tabela 2), co może być interpretowane jako dobre świadectwo postępu w działaniu urządzeń ochrony indywidualnej.



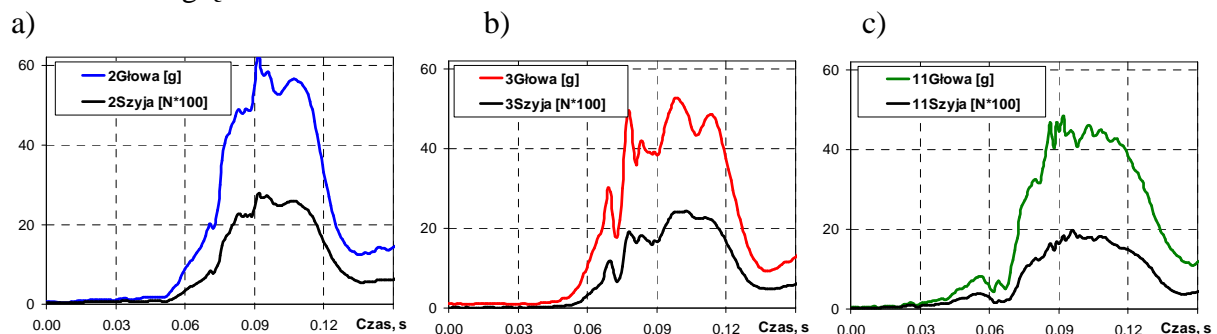
Rys.10. Zestawienie przebiegu zmian kąta położenia głowy i torsu w testach 2P (a), 3P (b) i 11P (c)

Interesujące są wnioski z zestawienia wyników na rysunku 10, na którym są przebiegi zmian kąta położenia głowy i torsu w funkcji czasu, w kolejnych testach. W testach 2P i 3P, w których ruch torsu jest silnie (ale i prawidłowo) ograniczony (tabela 1) przez skuteczne oddziaływanie sił reakcji w pasach, ekstremalne wartości ruchu kąтового głowy i torsu występują w tej samej fazie procesu uderzenia samochodu w przeszkodę, czyli 115-125 ms (rys.10 a, b). Natomiast w teście 11P, w którym pas nie wypełnił poprawnie swojej funkcji, ekstremalne wartości kąta obrotu torsu pojawiły się już w 80-90 ms (rys.10 c), a w dalszej fazie uderzenia tors sunie po siedzisku. W czasie tego sunięcia biodra wysuwają się spod pasa do przestrzeni między tylnym siedziskiem a fotelem przednim. Kąt nachylenia torsu maleje, ale trwa narastanie wartości kąta obrotu głowy w czasie do 120 ms.

4.3. Relacja między przebiegami obciążeń dynamicznych głowy i szyi (siła w szyi)

Przeprowadzone pomiary potwierdziły, że stosunkowo niewielkie zmiany w pozycji osoby jadącej i jej położenia względem urządzeń ochrony indywidualnej w samochodzie mają poważny wpływ na ryzyko powstania obrażeń głowy i szyi w czasie wypadku drogowego. Obrażenia te powstają w rezultacie działania sił bezwładności, wywołanych obecnością znacznych wartości przyspieszenia głowy. Zestawione na rysunku 11 przebiegi wypadkowego przyspieszenia głowy $a_G(t)$ pokazują, że zmiana pozycji skutkuje:

- opóźnieniem rozpoczęcia procesu intensywnego narastania wartości przyspieszenia (oceniono na poziomie 10 g) o około 10 ms; początek intensywnego narastania wartości $a_G(t)$ w testach P2 i P3 obserwowano w czasie około 60 ms, a w teście 11P w czasie 70÷72 ms;
- zmniejszeniem ekstremalnych wartości przyspieszenia głowy o około 6-10 % w teście 11P względem wartości pomierzonych w testach 2P i 3P;
- opóźnieniem rozpoczęcia procesu intensywnego narastania obciążenia dynamicznego w szyi o około 5 ms (oceniano czas osiągnięcia wartości na poziomie 30 % wartości ekstremalnych); początek ten ustalono na 68÷70 ms w testach 2P i 3P oraz w czasie 72÷75 ms w teście 11P;
- zmniejszeniem wartości ekstremalnych siły wypadkowej w szyi o 20÷24 % w teście 11P względem 2P i 3P.



Rys.11. Wypadkowe przyspieszenie głowy i siła wypadkowa w szyi w testach 2P (a), 3P (b) i 11P (c)

5. Analiza wartości wskaźników biomechanicznych

Końcowym elementem oceny skutków zmiany pozycji osoby jadącej względem siedzenia i pasów bezpieczeństwa są obliczenia wartości wskaźników biomechanicznych. Wykorzystano trzy wskaźniki HIC , N_{ij} , $CAcc$. Wartości wskaźnika HIC (*Head Injury Criterion*), obliczone na podstawie przyspieszenia działającego na głowę, są podstawą do

oceny ryzyka jej obrażeń. Przyspieszenie środka głowy, mierzone w trzech, wzajemnie prostopadłych kierunkach, wykorzystano następująco:

$$HIC = \max \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a_G(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1) \quad (3)$$

gdzie:

$a_G(t)$ - wypadkowe przyspieszenie środka głowy w g;

$\Delta t = t_2 - t_1$ - przedział czasu w sekundach, w którym występują największe wartości przyspieszenia głowy.

Obliczone wartości, pokazane na rysunku 12 nie przekraczają kryterium $HIC=1000$ (co oznacza 50 % ryzyko obrażeń w skali AIS na poziomie AIS2+ lub 24 % na poziomie AIS3+ [17]). Największa wartość wystąpiła w teście 2P. Wysoki poziom obciążenia głowy w tym teście potwierdzają wyniki pokazane na rysunkach 10 i 11 oraz w tabeli 2. Są one rezultatem swobody ruchu głowy względem tułowia w klasycznej pozycji człowieka na siedzisku w samochodzie. W pozostałych dwóch testach, w których zastosowano niewielkie odsunięcie torsu od oparcia siedziska oraz jego większy kąt odchylenia od pionu do tyłu niż w 2P, nastąpiło ograniczenie swobodnego ruchu głowy i wpłynęło na jej mniejsze obciążenia dynamiczne.

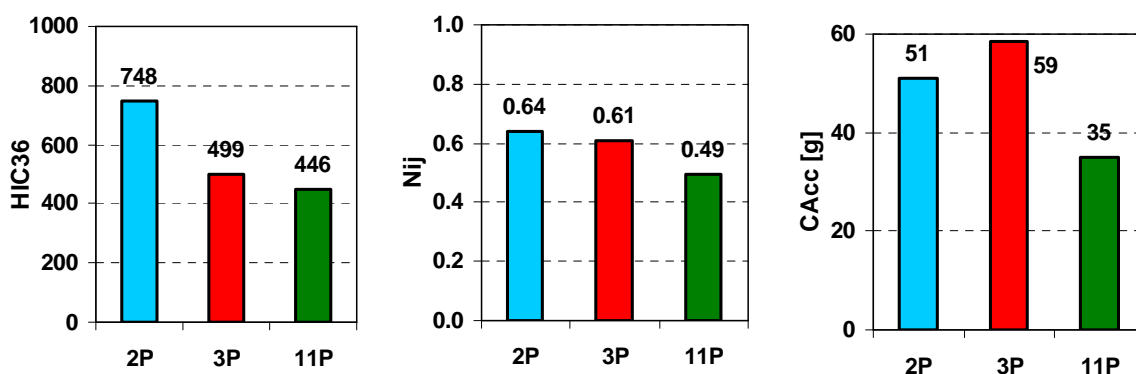
Ruch głowy względem tułowia może spowodować powstanie obrażeń kręgosłupa szyjnego, a ich rodzaj zależy od kierunku przemieszczania się głowy pod wpływem siły bezwładności oraz naporu torsu. Ryzyko obrażeń jest oceniane przy wykorzystaniu wskaźnika N_{ij} , którego wartość obliczana jest [14] :

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_{OCy}}{M_{yc}} \quad (4)$$

gdzie:

F_z, M_{OCy} – siła osiowa (F_T, F_C – ściskanie, rozciąganie) i skorygowany moment zginający szyję względem osi Oy (M_E, M_F – zginanie w ruchu do przodu, do tyłu),

F_{zc}, M_{yc} – wartości krytyczne sił F_T i F_C oraz momentów M_E i M_F .



Rys. 12. Wartości wskaźników biomechanicznych, obliczone na podstawie wyników pomiarów dla trzech pozycji osób jadących na tylnym siedzeniu samochodu osobowego

Wartość wskaźnika kryterialnego N_{ij} powinna być mniejsza od 1. Wartość $N_{ij}=1$ oznacza 30 % ryzyko powstania (pojawienia się) średnich obrażeń na poziomie AIS2+ lub 18 % ryzyko powstania bardzo ciężkich obrażeń AIS4+ [1]. W przeprowadzonych testach wartości wskaźnika są duże, a największe w 2P oraz 3P. Zdecydowanie mniejsza wartość wskaźnika obrażeń szyi w teście 11P (mniej o 20 %) jest z kolei uwarunkowana nadmiernym

przemieszczeniem torsu, które pozwoliło na zmniejszenie obciążeń dynamicznych głowy i szyi, ale nastąpiło to kosztem nadmiernych obciążeń dynamicznych nóg, brzucha i dolnej części kręgosłupa pasażera.

Podczas oceny ryzyka obrażeń klatki piersiowej wykorzystano wartości jej maksymalnego przyspieszenia C_{Acc} , które wystąpiły w czasie co najmniej 3 ms. Wartość $C_{Acc}=60$ g oznacza 20 % ryzyko bardzo ciężkich obrażeń AIS4+ [9]. Ryzyko obrażeń klatki piersiowej oceniane jest dodatkowo na podstawie maksymalnej wartości siły, do jakiej zostaje napięty pas ramieniowy podczas zderzenia. Uwzględniając, że były one na poziomie 600-700 daN (por. rys. 7), to na podstawie pracy [8] ryzyko pojawienia się ciężkich obrażeń (AIS3+) u osób w wieku 30 lat wynosi 5-10 %, ale w wieku powyżej 50 lat jest aż 60-100 %.

Obliczone wartości wskaźników biomechanicznych potwierdzają wysokie ryzyko powstania obrażeń u osób jadących. Wpływ zmiany pozycji na poziom tego ryzyka jest widoczny, ale nie jednoznaczny. Wskazuje na niedopasowanie urządzeń bezpieczeństwa biernego do zmiany pozycji ludzi w samochodach. Mimo, iż do pomiarów wykorzystano najnowszy model manekina Hybrid III, nie pozwala on na wykrycie wszystkich zagrożeń, powstających w rezultacie ograniczonej skuteczności działania urządzeń ochrony indywidualnej.

6. Podsumowanie

Przedstawiono wyniki badań i pomiarów, w których zastosowano trzy różne pozycje początkowe manekina na tylnym siedzeniu w samochodzie osobowym. Analizie poddano skutki, jakie powoduje zmiana pozycji początkowej względem urządzeń ochrony indywidualnej, a które są rezultatem zmian trajektorii ruchu torsu i głowy oraz wartości obciążeń dynamicznych, powstających podczas czołowego uderzenia samochodu w przeszkodę. Na kolejnych rysunkach pokazano ogólną charakterystykę ruchu manekina w poszczególnych testach, a w tym przesunięcie torsu w jego ruchu po siedzisku oraz ruch głowy. Już niewielkie zmiany początkowego położenia torsu na siedzisku względem pozycji klasycznej (test 2P) powodują zwiększenie jego przesunięcia w kulminacyjnej fazie wypadku o ponad 80 % (por. test 11P). We wszystkich testach przemieszczenie głowy jest bardzo duże i wynosi od 0,44 m w teście 11P do 0,49 m w teście 2P. Klasyczne ułożenie ciała na siedzeniu (por. test 2P) prowadzi do największych przemieszczeń głowy, które są ponad 10 % większe niż w 11P. W tym ostatnim teście znaczny zasięg ruchu torsu wpłynął na ograniczenie ruchu kąтового głowy.

Na szczególne podkreślenie zasługuje to, że stosunkowo niewielkie zmiany pozycji osoby jadącej i jej położenia względem urządzeń ochrony indywidualnej w samochodzie mają poważny wpływ na ryzyko powstawania obrażeń w czasie wypadku drogowego. Ryzyko to zostało ocenione dla każdej zmiany pozycji. Obliczone wartości prawdopodobieństwa powstania obrażeń głowy, szyi i klatki piersiowej są wysokie i bezpośrednio wskazują na konieczność dostosowania urządzeń ochrony do zmian pozycji osób na tylnych siedzeniach, a w tym uwzględnienia zmian ich pozycji w czasie jazdy samochodu.

**Praca została wykonana w ramach projektu N N509 559640,
finansowanego ze środków Narodowego Centrum Nauki.**

Literatura

1. Adam T, Untaroiu C D. Identification of Occupant Posture Using a Bayesian Classification Methodology to Reduce the Risk of Injury in a Collision, Transportation Research, 2011; Part C 19: 1078–1094.

2. Aduma S, Oota K, Nagumo H, Okabe T. Development of New Airbag System for Rear-Seat Occupants, The 21th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Stuttgart, Germany, 2009.
3. Araszewski M, Roenitz E, Toor A. Maximum Head Displacement of Vehicle Occupants Restrained by Lap and Torso Seat Belts in Frontal Impacts, SAE Technical Paper Series 1999; 1999-01-0443.
4. Bidez M W, Hauschild H W, Syson S R, Mergl K M. Lap-Shoulder Belt Performance as a Function of Occupant Size, SAE Technical Paper Series 2005; 2005-01-1705.
5. Bilston L E, Dud W, Brown J. A matched-cohort analysis of belted front and rear seat occupants in newer and older model vehicles shows that gains in front occupant safety have outpaced gains for rear seat occupants, *Accident Analysis and Prevention* 2010; 42: 1974–1977.
6. Bose D, Crandall J R, Untaroiu C D, Maslen E H. Influence of pre-collision occupant parameters on injury outcome in a frontal collision. *Accident Analysis and Prevention* 2010; 42: 1398–1407.
7. Evans L, Frick M C. Seating Position in Cars and Fatality Risk, USA, *American Journal of Public Health* 1988; Vol. 78, No. 11: 1456-1458.
8. Foret-Bruno J-Y, Trosseille X, Lecoq Y, Bendjellal F, Steyer C, Phalempin T, Villeforceix D, Dandres P and Got C. Thoracic Injury Risk in Frontal Car Crashes with Occupant Restrained with Belt Load Limiter. SAE Technical Paper 983166, 1998.
9. Hackney J R, Kahane C J. The New Car Assessment Program: Five Star Rating System and Vehicle Safety Performance Characteristics, SAE Technical Paper 950888, 1995.
10. Jurecki R, Stańczyk T L. The Test Methods and the Reaction Time of Drivers, *Eksploatacja i Niezawodność-Maintenance and Reliability*, 2011; 3: 84-91.
11. Kisilowski J, Zalewski J. Chosen Problems of Road Accidents Analyses in Poland in the Period Between 1995 and 2004, *Eksploatacja i Niezawodność-Maintenance and Reliability*, 2008; 1: 37-43.
12. Martin J L, Lardy A, Compigne S. Specificities of Rear Occupant Protection: Analysis of French Accident Data, IRCOBI Conference, pp.315-318, Hanover, Germany 2010.
13. Merkisz J, Tarkowski S. Selected Aspects of Using Deck Recorders in Automotive Vehicles, *Eksploatacja i Niezawodność-Maintenance and Reliability* 2011; 2: 50-58.
14. Pike J A. Neck Injury Biomechanics, SAE International PT-141, 2009.

15. Prochowski L, Żuchowski A. The Analysis of the Influence of The Rear Seat Passenger Position on the Kinematics and Dynamic Loads on a Torso and Legs During a Road Accident, *Journal of KONES*, 2013; Vol.20. 335-342
16. Smith K M, Cummings P. Passenger seating position and the risk of passenger death in traffic crashes: a matched cohort study, *Injury Prevention* 2006; 12: 83–86.
17. Wicher J. Bezpieczeństwo samochodów i ruchu drogowego, WKŁ, Warszawa 2012.
18. Żuchowski A, Prochowski L. Analysis of the Influence of the Seat Taken in a Car on the Dynamic Load Affecting People During the Obstacle Impact by the Passenger Car, *Automotive safety problems*, Wydawnictwo Politechniki Świętokrzyskiej 2012; Vol.1: 113-126.
19. Żuchowski A, Prochowski L. The Analysis of Safety of Rear Seat Occupants of a Passenger Car during the Road Accident. *The Archives of Automotive Engineering*, Warsaw 2011; 3: 83-98.
20. Żuchowski A. Risk of Injury for the Front and Rear Seat Passengers of the Passenger Cars in Frontal Impact. *Journal of KONES Powertrain and Transport*, 2012; Vol.19, No.3: 507-518.