



**Krzysztof
Kędziora**

Metody inżynierskiej analizy obrażeń z wykorzystaniem liczbowych kryteriów biomechanicznych

Streszczenie

W artykule omówiono kryteria biomechaniczne, które mogą być przydatne do ilościowej analizy obrażeń uczestników wypadków drogowych, m.in. w zakresie obrażeń głowy, szyi, klatki piersiowej oraz kończyn dolnych. Kryteria te wyznacza się na podstawie analizy charakterystyk czasowych przyspieszenia, prędkości, przemieszczeń, a także sił i momentów sił (różne w zależności od rodzaju wskaźnika). Omówienie kryteriów przeprowadzono w oparciu o przykładowe obowiązujące w Europie normy z zakresu bezpieczeństwa, m.in. Regulamin 80 EKG/ONZ (dotyczący testów zderzeniowych w pojazdach M2, M3), Regulamin 129 (dotyczący testów fotelików dziecięcych) oraz normy brytyjskiej GMRT2100 (dotyczącej bezpieczeństwa pasażerów w transporcie kolejowym). Uwzględniono również wyniki własnych badań symulacyjnych. Niektóre z przedstawionych wskaźników oceny obrażeń zostaną zaimplementowane do wielobryłowego modelu ciała człowieka w programie V-SIM.

Słowa kluczowe

Kryteria oceny obrażeń, HIC, NIC, Nij, ThAC, FAC, TI, V-SIM.

Otrzymano 5 sierpnia 2022 r., zatwierdzono do druku 6 grudnia 2022 r.

DOI: 10.4467/15053520PnD.22.015.16985

1. Wstęp

Przy analizie niektórych wypadków drogowych (np. potrażeń pieszych), zachodzi konieczność współpracy biegłych – inżyniera mechanika z medykiem sądowym. W opiniach tworzonych przez zespół złożony z ww. specjalistów znajduje się obszar, jak dotąd najczęściej niebrany pod uwagę, w którym to właśnie inżynier mechanik mógłby wypowiadać się ilościowo na tematy związane z wystąpieniem obrażeń, nie wchodząc jednak w zakres kompetencji medyka. Analiza inżynierska obrażeń polega na wyznaczeniu biomechanicznych kryteriów urazowych i porównaniu ich z danymi statystycznymi. Kryteria te stosowane są szeroko w przemyśle motoryzacyjnym, zarówno w badaniach eksperymentalnych, jak również symula-

Dr inż. Krzysztof Kędziora, CYBID sp. z o.o. sp. k. Kraków.

cyjnych. Istnieją normy i regulaminy, w których zawarte są wytyczne mówiące o maksymalnym zakresie wskaźników obrażeń, przy których wyrób może być homologowany i dopuszczony do użytku. Istnieją również badania, z których można wnioskować o prawdopodobieństwie wystąpienia poważnego urazu w zależności od wartości wskaźnika.

Korzystanie ze wskaźników może być przydatne zwłaszcza przy analizie możliwości uniknięcia zderzenia, bądź ograniczenia jego skutków, np. przy próbie udzielenia przez biegłego odpowiedzi na przykładowe pytania:

- *jak i o ile zmieniłby się zakres obrażeń powoda zajmującego prawy przedni fotel, gdyby pojazd uczestniczący w wypadku drogowym jechał z prędkością mniejszą niż faktycznie jechał?*
- *jakich obrażeń uniknąłby pokrzywdzony, gdyby miał zapięte pasy bezpieczeństwa, a jakie obrażenia i tak powstałyby w przebiegu wypadku drogowego w przypadku prawidłowo zapiętych pasów bezpieczeństwa?*
- *w jakim stopniu pokrzywdzony przez niezapięcie pasów bezpieczeństwa przyczynił się do powstania obrażeń?*

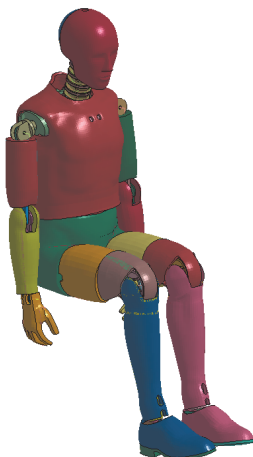
Postępując zgodnie z prezentowaną w niniejszym artykule metodyką, biegły mógłby udzielić odpowiedzi na postawione wyżej pytania opierając się na zmianie wartości kryteriów urazowych. Możliwość generowania wskaźników oraz umiejętność interpretacji ich wartości byłaby niewątpliwie pomocna biegłemu przy formułowaniu wniosków z opinii, a finalnie także organowi procesowemu.

2. Sposób generowania danych

Wyznaczanie liczbowych kryteriów oceny obrażeń wymaga użycia manekina (w przypadku badań eksperymentalnych – patrz ryc. 1) lub jego komputerowego odpowiednika (w przypadku badań symulacyjnych – patrz ryc. 2). Generują one dane w postaci charakterystyk sił, momentów i przyspieszeń w funkcji czasu, a także wartości dyskretne w postaci licznych wskaźników, służących ocenie możliwości doznania obrażeń. Modele numeryczne manekinów, w zależności od oprogramowania, w którym są używane, umożliwiają realizację badań symulacyjnych procesu zderzenia w różnych (często dowolnych) konfiguracjach, a następnie przeprowadzenie kompleksowej analizy zjawisk związanych z bezpieczeństwem pasażera, czy właściwościami wytrzymałościowymi i sztywności obiektu, w który uderzył manekin.



Ryc. 1. Manekin Hybrid III w czasie przeprowadzania badań; źródło: <https://unece.org/>.



Ryc. 2. Cyfrowy model manekina Hybrid III (wersja 50 centylowa).

Generowanie danych dotyczących obrażeń wykonywane jest poprzez użycie czujników w węzłach umiejscowionych wewnątrz modeli manekinów.

Rycina 2 przedstawia model manekina opracowanego w technologii metody elementów skończonych, przeznaczonego do użycia w programie LS-DYNA. Jego właściwości wynikają głównie z cech modeli materiałowych (takich jak moduł sprężystości, współczynnik Poissona, granica plastyczności i inne), przypisanych do poszczególnych jego części, sposobach połączeń węzłów i parametrów kontaktów, zdefiniowanych przez twórców manekina bądź użytkownika programu. Jest to zatem inny sposób definiowania właściwości manekina niż wielobryłowy model, jaki jest stosowany jest w programie V-SIM 5.0 do symulacji potrącenia pieszego przez pojazd. W programie V-SIM 5.0 planowana jest w przyszłości funkcjonal-

ność obliczania niektórych biomechanicznych kryteriów odniesienia obrażeń modelu wielobryłowego, natomiast aktualnie możliwe jest generowanie pilotażowo charakterystyk przyspieszenia i prędkości w funkcji czasu dla niektórych członów układu wielobryłowego. Na ich podstawie, po wykonaniu eksportu wykresów, możliwe jest przeprowadzenie obliczeń niektórych wskaźników obrażeń, według algorytmów omówionych w dalszej części artykułu.

3. Charakterystyka źródeł kryteriów odniesienia obrażeń

Do opracowania niniejszego artykułu wykorzystano biomechaniczne kryteria odniesienia obrażeń zawarte głównie w trzech dokumentach, dotyczących warunków prowadzenia badań w obszarze bezpieczeństwa pojazdów. Dokumentami tymi są:

- GMRT2100 – Issue 6 *Rail Vehicle Structures and Passive Safety* [2]¹, który w Wielkiej Brytanii określa przepisy techniczne dotyczące projektowania i integralności konstrukcji pojazdów szynowych w tym odporności na zderzenia wewnętrzne,
- Regulamin 80 ONZ *Jednolite przepisy dotyczące homologacji siedzeń dużych pojazdów pasażerskich oraz tych pojazdów w zakresie wytrzymałości siedzeń i ich kotwiczeń* [5], który zawiera procedury i wymagania dotyczące m.in. kotwiczeń i montażu siedzeń, a także charakterystykę pochłaniania energii przez tylną część oparcie siedzeń wraz z określeniem kryterium dopuszczalności kategorii M2 i M3,
- Regulamin 129 ONZ – *Jednolite przepisy dotyczące homologacji ulepszonych urządzeń przytrzymujących dla dzieci stosowanych na pokładach pojazdów silnikowych* [6], który zawiera m.in. procedury, wymagania i kryteria dopuszczalności dotyczące testów zderzeniowych fotelików dziecięcych i ich elementów.
- W przypadku niektórych wskaźników odniesiono się również do wytycznych amerykańskich zawartych w *Federal Motor Vehicle Safety Standard 208 (FMVSS 208)* [3] oraz dokumencie opracowanym przez *National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA)* [1].

Niektóre z biomechanicznych kryteriów odniesienia obrażeń obecne są we wszystkich ww. dokumentach (np. kryterium obrażeń głowy). Mogą one różnić się pewnymi detalami dotyczącymi sposobu obliczania oraz wartościami granicznymi. W niniejszym artykule scharakteryzowano jedynie niektóre ze stosowanych wskaźników. Podano ich graniczne wartości, na bazie ww. dokumentów [1–6]. Należy nadmienić, że dokumenty te zawierają jedynie procedury i nie wyjaśniają genezy powstania, jak również przyczyn przyjęcia takich, a nie innych, granicznych wartości.

¹ Dokument nie występuje w wersji polskojęzycznej.

4. Kryteria związane z oceną obrażeń

4.1. Kryterium obrażeń głowy

Podstawowym wskaźnikiem służącym ocenie obrażeń jest biomechaniczne kryterium urazu głowy HIC (z ang. *Head Injury Criterion*). HIC oblicza się na podstawie powstałego przyspieszenia wypadkowego, mierzonego przez czujniki zamontowane w głowie manekina, według wzoru:

$$HIC = (t_2 - t_1) \left[\frac{\int_{t_1}^{t_2} a dt}{t_2 - t_1} \right]^{2.5},$$

gdzie t_1 i t_2 oznaczają wartości czasu podczas badania (najczęściej różnica t_2 i t_1 ograniczona jest do 36 ms lub 15 ms), a HIC stanowi maksymalną wartość rozwiązania powyższego równania dla przedziału od t_1 do t_2 . Do wzoru wprowadza się wartości przyspieszenia jako krotność przyspieszenia ziemskiego. Wynik wskaźnika HIC zwyczajowo podaje się bez jego jednostki.

Zgodnie z Regulaminem 80 ONZ [5], w przypadku manekina siedzącego na fotelu skierowanym przodem do kierunku jazdy, wskaźnik HIC nie może przekroczyć wartości 500. Według GMRT2100, wskaźnik HIC nie może przekroczyć wartości 500 w żadnym przedziale czasu trwającym 15 ms.

Według Regulaminu 129 ONZ [6] do oceny obrażeń głowy stosuje się nie wskaźnik HIC lecz HPC (*Head Protection Criterion*). Obydwa wskaźniki oblicza się z wykorzystaniem tego samego algorytmu. Różnica pomiędzy HIC a HPC polega na tym, że w przypadku HPC czasy t_1 i t_2 nie są brane do obliczeń z całego dostępnego przedziału, lecz odpowiadają chwilom pomiędzy początkiem kontaktu głowy z przeszkodą i końcem zapisu. W obydwu przypadkach jako wskaźnik traktuje się rozwiązanie powyższego równania, dla którego wartość kryterium wpływu zderzenia na głowę jest najwyższa. Jeżeli przy obliczaniu wskaźnika HPC nie można ustalić chwili początku kontaktu głowy z przeszkodą, to t_1 i t_2 odpowiadają chwilom w takim samym czasie jak dla wskaźnika HIC, tj. dla całego dostępnego przedziału. Nie może on jednak przekraczać 36 ms. Powyższe oznacza, że wskaźnik HPC będzie zawsze miał wartość mniejszą lub równą wskaźnikowi HIC-36.

Regulamin 129 ONZ [6] wskazuje, że maksymalna wartość wskaźnika HPC dla manekina dziecka nie może przekroczyć 600 (w przypadku dziecka nie starszego niż 1,5 roku) oraz 800 (w przypadku dziecka w wieku od 3 do 6 lat). Ponadto, w przypadku dziecka do 1,5 roku życia przyspieszenie ruchu głowy trwające 3 ms nie może przekroczyć 75 g, a w przypadku dziecka w wieku od 3 do 6 lat wartość ta nie może być większa niż 80 g.

Według publikacji [1] limity wartości wskaźnika HIC są zależne od rozmiaru manekina używanego do badań i wynoszą:

- 1000 dla osób dorosłych i dziecka 6-letniego,
- 900 dla dziecka 3-letniego,
- 660 dla dziecka rocznego.

Według źródła [3] limit HIC dla przedziałów 15 ms nie może przekraczać 700, a dla przedziałów 36 ms nie może być większy niż 1000.

Jak wynika z normy [2], wypadkowe przyspieszenie głowy odczytywane wprost z charakterystyki przyspieszenia w funkcji czasu, nie może przekroczyć 80 g przez czas dłuższy niż 3 ms.

4.2. Kryterium obrażeń klatki piersiowej

Jednym z kryteriów oceny urazu klatki piersiowej w czasie zderzenia czołowego, ocenianym według Regulaminu 80 ONZ [5] jest ThAC (ang. *Thorax Acceptability Criterion*). Za pomocą tego wskaźnika bada się maksymalną wartość sygnału prostokątnego, który wpisuje się pod krzywą wartości przyspieszenia wypadkowego klatki piersiowej osoby dorosłej, przy czym czas trwania tego sygnału wynosi 3 ms. Jest on tożsamy ze wskaźnikiem CLIP3M (*Thorax Region Peak Acceleration Measurement*), stosowanym przez NHTSA, z tą różnicą, że według Regulaminu 80 ONZ [5] dla manekina osoby dorosłej nie może on wynosić więcej niż 30 g, a według NHTSA limitem jest wartość 60 g.

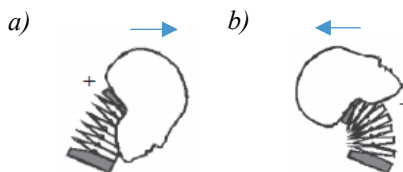
Powyższe kryterium obrażeń klatki piersiowej zostało zdefiniowane dla dziecka z przedziału wieku do 6 lat w Regulaminie 129 ONZ [6]. Wynika z niego, że przyspieszenie wypadkowe klatki piersiowej trwające 3 ms nie może być większe niż 55 g.

4.3. Kryterium obrażeń szyi

Według normy [2] maksymalne obciążenie działające na szyję manekina jest zdefiniowane następująco:

- moment zginający dla kierunku zginania szyi nie może przekroczyć wartości $M_y = 310 \text{ Nm}$,
- moment zginający dla kierunku prostowania szyi nie może przekroczyć wartości $M_y = 135 \text{ Nm}$,
- maksymalna szczytowa wartość siły rozciągającej szyję nie może przekroczyć wartości $F_z = 4170 \text{ N}$,
- maksymalna szczytowa wartość siły ściskającej szyję nie może przekroczyć wartości $F_z = 4000 \text{ N}$.

Kierunki zginania i prostowania szyi o których mowa powyżej pokazano na rycinie 3.



Ryc. 3. Ilustracja kierunku zginania (a) i prostowania (b) szyi; źródło [4].

W żadnej chwili czasu nie może dojść do przekroczenia wartości 1 przez kryterium obrażeń szyi N_{ij} (ang. *Normalized Neck Injury Criterion*, patrz np. [1]). Wskaźnik ten oblicza się za pomocą następującego wzoru:

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_y}{M_{yc}}$$

gdzie:

- $F_{zc} = 6806$ N, jeżeli F_z jest siłą rozciągającą,
- $F_{zc} = 6160$ N, jeżeli F_z jest siłą ściskającą,
- $M_{yc} = 310$ Nm, jeżeli M_y jest momentem siły działającym w kierunku zginania szyi,
- $M_{yc} = 135$ Nm, jeżeli M_y jest momentem siły działającym w kierunku prostowania szyi.
- F_z – siła ściskania lub rozciągania,
- M_y – moment zginania lub wyprostowania.

Zastosowanie kryterium N_{ij} wymaga przeprowadzenia obliczeń w różnych kombinacjach, związanych z kierunkiem działania siły i momentu zginającego.

Według normy [2] w przypadku uderzenia od tyłu fotela, kąt obrotu głowy względem tułowia manekina, stosowanego do pomiaru kryteriów obrażeń, nie powinien przekraczać 12° .

W publikacji [7] jako kryterium obrażeń szyi opisywany jest wskaźnik NIC – *Neck Injury Criterion*, który jednak nie jest rozpatrywany na potrzeby certyfikacji w protokołach testowych żadnego z dokumentów wskazanych w punkcie 3 niniejszego artykułu.

Kryterium NIC obliczane jest na podstawie wartości przyspieszeń i prędkości kręgow, zgodnie ze wzorem, którego wynikiem jest wartość wyrażona w $[(m/s)^2]$:

$$NIC(t) = a_{rel}(t) * 0.2 + [v_{rel}(t)]^2,$$

gdzie:

$a_{rel}(t)$ – przyspieszenie względne pomiędzy pierwszymi kręgami klatki piersiowej i szyi, wyrażone w $[m/s^2]$, obliczane wg wzoru:

$$a_{rel}(t) = a_x^{Th1}(t) - a_x^G(t),$$

$v_{rel}(t)$ – całka przyspieszenia względnego pomiędzy pierwszymi kręgami klatki piersiowej i szyi, wyrażona w $[m/s]$, obliczana ze wzoru:

$$v_{rel}(t) = \int a_{rel}(t) dt,$$

$a_x^{Th1}(t)$ – przebieg przyspieszenia w czasie, mierzony w kierunku wzdłużnym przednio-tylnym, w pobliżu pierwszego kręgu klatki piersiowej,

$a_x^G(t)$ – przebieg przyspieszenia w czasie, mierzony w kierunku wzdłużnym przednio-tylnym, w pobliżu pierwszego kręgu szyjnego.

4.4. Kryterium obrażeń kończyn dolnych

Ocena obrażeń kończyn dolnych obejmuje analizę obciążenia kości udowej i piszczelowej oraz przemieszczenie kolana. Bada się je w warunkach zderzenia czołowego.

Według Regulaminu 80 ONZ [5] przyjmuje się, że siła osiowa, stanowiąca kryterium urazu kości udowej – FAC (ang. *Femur Acceptability Criterion*) nie może przekroczyć 10 kN, a ewentualne przekroczenie wartości 8 kN nie może trwać dłużej niż 20 ms.

Według normy [2] przyjmuje się, że wskaźnik TI (ang. *Tibial Index*), dotyczący kryterium obrażeń kości piszczelowej nie powinien w żadnej chwili czasu przekraczać wartości 1,3. Oblicza się go na podstawie następującej zależności:

$$TI = \left(\frac{M(t)}{M_c} \right) + \left(\frac{F(t)}{F_c} \right)$$

gdzie:

$M_c = 240 \text{ Nm}$,

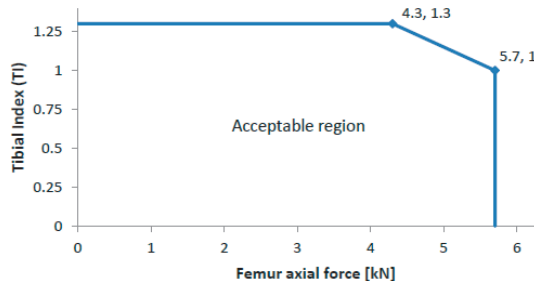
$F_c = 12 \text{ kN}$,

$M(t)$ – chwilowy wypadkowy moment zginający kości piszczelowej,

$F(t)$ – chwilowa wypadkowa siła ściskająca kości piszczelowej.

Ponadto, maksymalna wartość siły ściskającej kość piszczelową nie powinna przekroczyć wartości 8 kN.

Według normy [2] maksymalna wartość siły ściskającej kość udową nie powinna przekroczyć wartości 4,3 kN. Jest dopuszczalne, aby siła ucisku na kość udową przekroczyła 4,3 kN do maksymalnej wartości 5,7 kN, z zastrzeżeniem maksymalnej dopuszczalnej wartości TI, liniowo malejącej z 1,3 do 1,0 w zakresie od 4,3 do 5,7 kN (ryc. 4).



Ryc. 4. Zależność maksymalnej dopuszczalnej wartości siły ściskającej kość udową od wskaźnika TI; źródło: [2]

Według normy [2] przemieszczenie kolana nie może przekroczyć 16 mm.

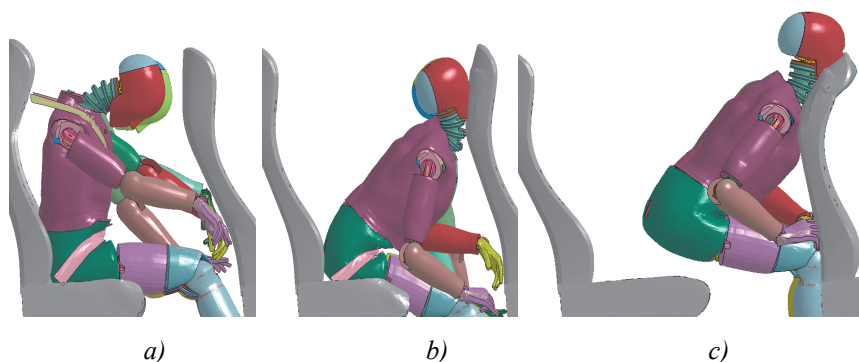
Należy podkreślić, że żadna z norm omawianych w artykule nie definiuje kryteriów obrażeń kończyn dla osób nieletnich.

5. Przykład

Badaniom symulacyjnym z użyciem programu LS-DYNA, a następnie analizie wybranych kryteriów obrazów poddano trzy zderzenia, do których użyto modele manekinów oraz foteli. Badania wykonano uwzględniając jednakowe warunki brzegowe dla wszystkich testów, a jedyna różnica dotyczyła kwestii użycia pasów bezpieczeństwa. W pierwszym przypadku manekiny zapięto w pas 3-punktowy, w drugim w 2-punktowy (tylko część biodrowa), a w trzecim pasa nie zapięto (ryc. 5).

Do badań użyto modele foteli o budowie typowej, jakie można spotkać w pojazdach kategorii M3 (przeznaczonych do ruchu międzymiastowego), w zakresie cech geometrycznych, konstrukcyjnych i materiałowych. Przyjęto parametry badania zgodne z Regulaminem 80 ONZ [5] w zakresie prędkości w chwili uderzenia (30 km/h) oraz charakterystykę opóźnienia badanego układu w funkcji czasu, która zawierała się wewnątrz dopuszczalnego korytarza wartości. W badaniach uwzględniono obecność czterech foteli, ustawionych w kierunku „do przodu” w dwóch rzędach, parami, z podziałką 700 mm. Na siedzeniach tylnego rzędu posadowiono dwa identyczne modele manekinów Hybrid III (wariant 50-centylowy). Po zakończeniu obliczeń i uzyskaniu wyników w postaci charakterystyk sił, momentów i przyspieszeń różnych członów manekina w funkcji czasu, analizie poddawano niektóre kryteria obrazów.

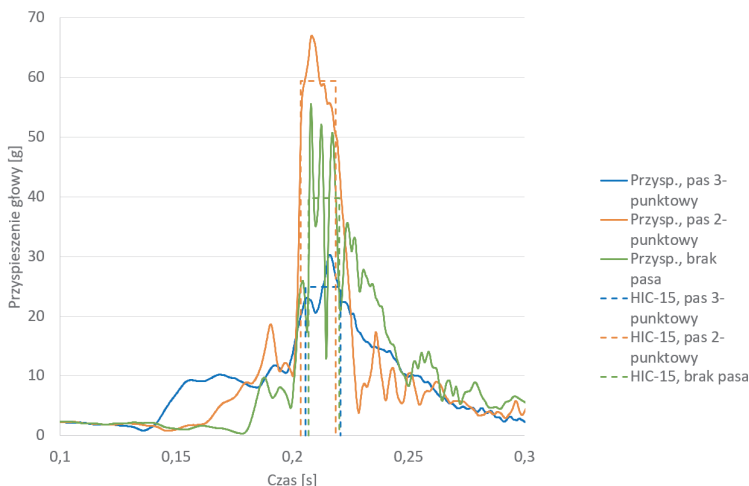
Z uwagi na podobne wartości uzyskanych rezultatów dla manekina zajmującego miejsce na prawym i lewym fotelu, w dalszej części artykułu przedstawiono i omówiono wyniki uzyskane jedynie dla manekina znajdującego się po prawej stronie – dla każdej z trzech konfiguracji związanych z rodzajem zapiętego pasa bezpieczeństwa lub jego braku.



Ryc. 5. Ilustracja przebiegu próby symulacyjnej; manekiny zapięte w 3-punktowy pas bezpieczeństwa (a), 2-punktowy pas bezpieczeństwa (b) oraz niezapięte pasem (c).

5.1. Kryterium obrażeń głowy

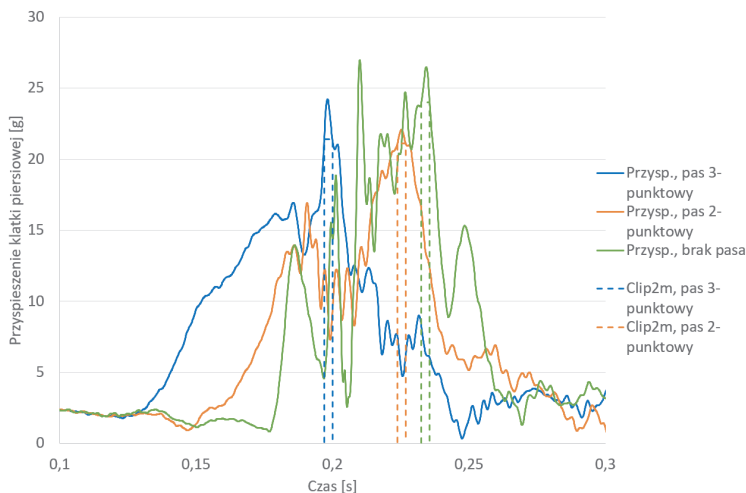
Na rycinie 6 pokazano charakterystyki przyspieszenia głowy w funkcji czasu wraz z zaznaczonymi przedziałami, w których wyznaczono wskaźniki HIC dla interwału 15 ms. Obliczona wartość wskaźnika HIC w przypadku użycia pasa 3-punktowego wyniosła 46, w przypadku użycia pasa 2-punktowego 408, a w przypadku braku zapięcia pasa 131. Jak można zauważyć, otrzymana wartość wskaźnika HIC w przypadku zapięcia pasa 3-punktowego jest bardzo odległa od wartości krytycznej dla osoby dorosłej (500 według [2] i [5]). Wynika to z faktu, iż nie doszło do uderzenia głowy w przeszkodę, jaką było oparcie innego fotela. W przypadku zapięcia pasa 2-punktowego uzyskano wartość wskaźnika HIC wielokrotnie większą niż w przypadku użycia pasa 3-punktowego, która jest dużo większa nawet od wartości otrzymanej dla przypadku braku pasa. Korzyść wynikająca z braku użycia pasa wobec zapięcia pasa 2-punktowego wynika z faktu, że w przypadku zapięcia pasa 2-punktowego energia kinetyczna manekina przed wystąpieniem kontaktu głowy z oparciem innego fotela nie jest uprzednio rozpraszana przez kontakt z tym oparciem nóg i korpusu ciała, tylko jest przekazywana bezpośrednio na głowę, co wyjaśnia analiza porównawcza ryc. 5b i 5c. Nadto ma tu miejsce efekt bicza całego korpusu obracającego się wokół osi biodrowej. Oczywiście przypadek, w którym z punktu widzenia możliwości doznania obrażeń głowy lepszym wariantem od zapinania pasa 2-punktowego jest nieużycie go wcale, dotyczy tylko sytuacji, w której przed manekinem znajduje się oparcie innego fotela (jak miało to miejsce w niniejszej analizie), bądź inna przeszkoda.



Ryc. 6. Charakterystyka przyspieszenia środka masy głowy w funkcji czasu oraz ilustracja wyznaczonego wskaźnika HIC.

5.2. Kryterium obrazów klatki piersiowej

Na rycinie 7 przedstawiono charakterystyki przyspieszenia klatki piersiowej w funkcji czasu wraz z zaznaczonymi przedziałami, w których przyspieszenie osiąga wartość maksymalną w czasie 3 ms. W przeciwieństwie do wskaźnika HIC, wartość wskaźnika ThAC/Clip2M można odczytać wprost z wykresu. Dla przeanalizowanych przypadków zapięcia pasa wyniosła ona 21 g, natomiast w przypadku braku zapięcia pasa uzyskano rezultat 24 g (max. dopuszczalna wartość to 30 g lub 60 g – w zależności od wymagań).

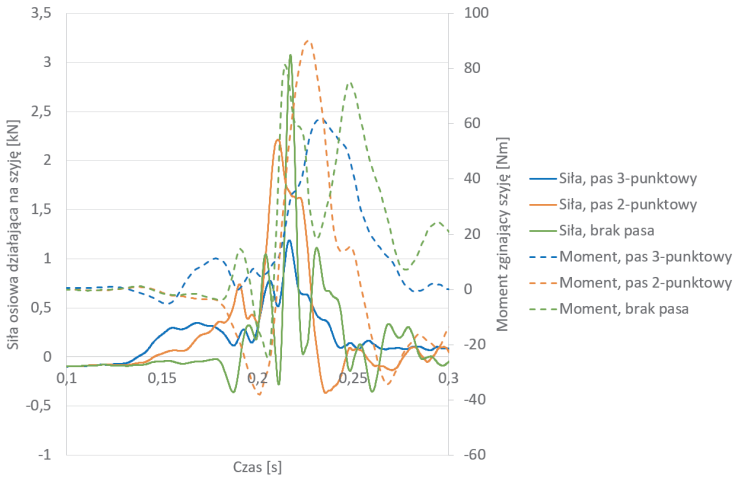


Ryc. 7. Charakterystyka przyspieszenia klatki piersiowej w funkcji czasu oraz ilustracja wyznaczonego wskaźnika ThAC/Clip3M.

5.3. Kryterium obrazów szyi

Na rycinie 8 zaprezentowano charakterystyki sił osiowych oraz momentów zginających szyję w funkcji czasu.

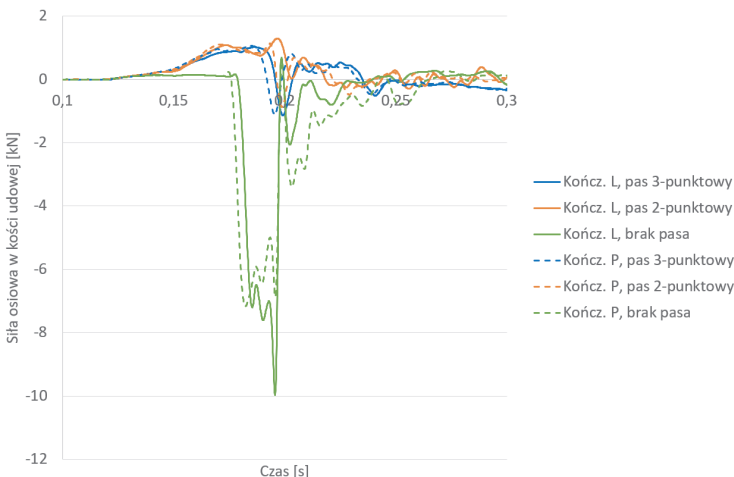
Na podstawie analizy ich wartości maksymalnych wyznaczono wartości wskaźników Nij. Dla przypadku zapięcia pasa 3-punktowego, 2-punktowego i braku zapięcia pasa, uzyskano wartości wskaźników odpowiednio: 0,64, 0,99 i 1,10. Biorąc pod uwagę, że dopuszczalna wartość wskaźnika wynosi 1 należy uznać, że w przypadku braku zapięcia pasa kryterium Nij dla przypadku braku zapięcia pasa nie jest spełnione.



Ryc. 8. Charakterystyka siły osiowej i momentu zginającego szyję w funkcji czasu.

5.4. Kryterium obrażeń kości udowej

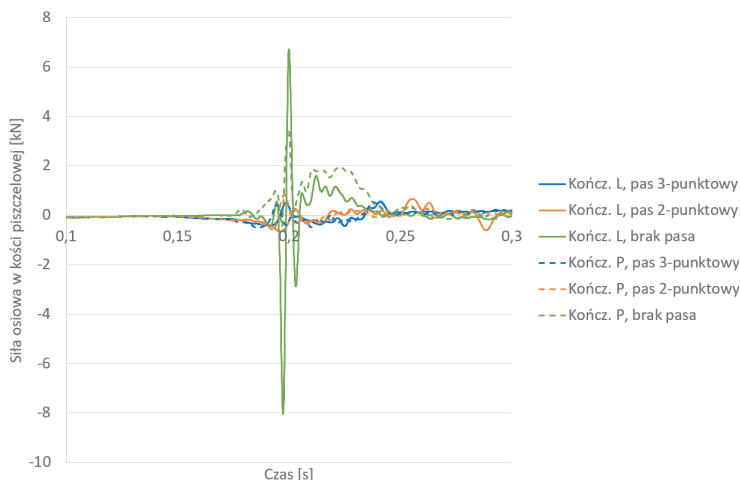
Widok charakterystyk siły osiowej w funkcji czasu dla obydwu kości udowych manekinów przy zapiętym i niezapiętym pasie bezpieczeństwa przedstawiono na rycinie 9. Jak można zaobserwować, w przypadku zapięcia manekina pasami, uzyskiwane wartości maksymalne sił zawierają się w przedziale 1,0–1,4 kN. W przypadku braku zapiętych pasów, siły są wielokrotnie większe. W przypadku kończyny prawej manekina niezapiętego pasem, zaobserwowano szczytową wartość nawet około 10 kN, która w literaturze [5] uznawana jest za dopuszczalną wartość maksymalną.



Ryc. 9. Charakterystyka siły osiowej w kości udowej w funkcji czasu.

5.5. Kryterium obrazów kości piszczelowej

Widok charakterystyk siły osiowej oraz momentu zginającego w funkcji czasu dla obydwu kości piszczelowych manekinów przy zapiętym i niezapiętym pasie bezpieczeństwa przedstawiono na rycinach 10 i 11. Jak można zaobserwować maksymalne wartości obciążeń w przypadku braku użycia pasa wielokrotnie przekraczają wartości uzyskiwane dla przypadków zapięcia pasa. Wskaźniki TI obliczone na podstawie charakterystyk obciążeniowych w sytuacji użycia pasa wyniosły: 1,1 dla kończyny lewej i 0,7 dla kończyny prawej. W przypadku niezapięcia pasa uzyskano wartości wskaźnika 1,8 dla kończyny lewej i aż 4,2 dla kończyny prawej. Maksymalna dopuszczalna wartość wskaźnika wynosi natomiast 1,3.



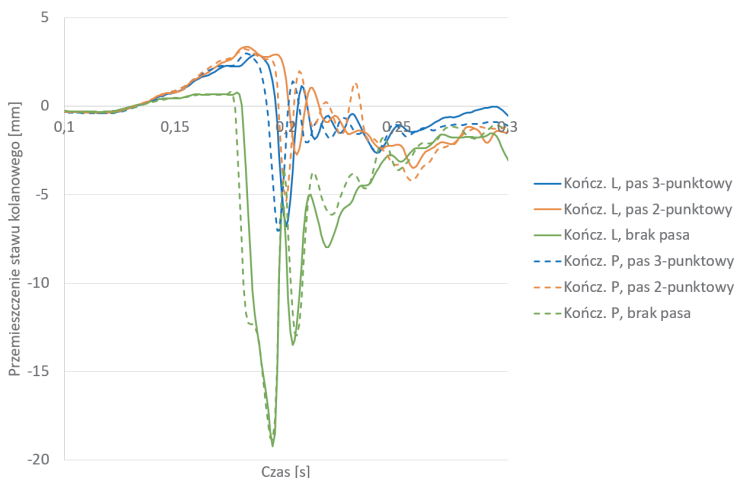
Ryc. 10. Charakterystyka siły osiowej w kości piszczelowej w funkcji czasu.



Ryc. 11. Charakterystyka momentu siły działającego na kość piszczelową w funkcji czasu.

5.6. Kryterium obrażeń kolana

Widok charakterystyk przemieszczenia stawu kolanowego w funkcji czasu dla obydwu kości piszczelowych manekinów przy zapiętym i niezapiętym pasie bezpieczeństwa przedstawiono na rycinie 12. Uzyskano maksymalną wartość około 7 mm dla przypadku zapięcia manekina pasem 3-punktowym, około 5 mm w przypadku użycia pasa 2-punktowego i aż 19 mm w przypadku niezapięcia pasa, przy czym dopuszczalny limit wynosi 16 mm.



Ryc. 12. Charakterystyka przemieszczenia kolana w funkcji czasu.

6. Wnioski

W artykule omówiono podstawowe kryteria biomechaniczne stosowane do ilościowego opisu ryzyka wystąpienia obrażeń różnych części ciała. Na przykładzie wyników badań symulacyjnych wykonywanych przy jednakowej prędkości początkowej i jednakowego opóźnienia w czasie zderzenia pokazano, jakim zmianom ulegają wartości tych wskaźników i jak bardzo przybliżają się one bądź oddalają od wartości dopuszczalnych w przypadku zapięcia lub niezapięcia pasa bezpieczeństwa, gdy dochodzi do zderzenia czołowego.

Kryteria biomechaniczne mogą służyć do szacowania ryzyka doznania obrażeń także ze względu na inne czynniki, jak np. prędkość pojazdu w chwili zderzenia.

Kryteria oceny obrażeń mogą być pomocne w analizie wypadków drogowych, przy formułowaniu przez biegłego wniosków płynących z opinii, a pośrednio także organowi procesowemu do oceny przebiegu zdarzenia i np. określania wysokości odszkodowania.

Analiza obrażeń z uwzględnieniem kryteriów oceny obrażeń nie może zastąpić opinii realizowanej z medyką sądową. Wskaźniki bazujące na danych statystycznych opracowanych na podstawie licznych badań pomagają w analizie szkody pewnych scenariuszy dla ciała człowieka, ale nie przesądzają faktu powstania konkretnego obrażenia w danym zdarzeniu.

W ramach realizowanego projektu pt. *Wielobryłowy model ciała człowieka do analizy wypadków drogowych* (POIR.01.01.01-00-0758/16) trwają prace nad implementacją niektórych z przedstawionych wskaźników oceny obrażeń do wielobryłowego modelu ciała człowieka w programie V-SIM.

Bibliografia

1. Eppinger, R., Sun, E., Bandak, F., Haffner, M., Khaewpong, N., Maltese, M. (1999). *Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems – II*, NHTSA. Pobrane z: https://www.nhtsa.gov/DOT/NHTSA/NRD/Multimedia/PDFs/Crashworthiness/Air%20Bags/rev_criteria.pdf (dostęp: 05.08.2022 r.).
2. GMRT2100 (2020). *Rail Vehicle Structures and Passive Safety*, 6.
3. Lewandowski, J. (2006). Federal Motor Vehicle Safety Standard (FMVSS) 208 – *Occupant Crash Protection: Right Front Passenger Test Methodologies*, SAE Technical Paper 2006-01-0720.
4. Muñoz, D., Mansilla, A., López-Valdés, F., Martín, R. (2005). *A study of current neck injury criteria used for whiplash analysis. proposal of a new criterion involving upper and lower neck load cells*. Proceedings - 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Washington, D.C., June 6–9.
5. Regulamin nr 80 Europejskiej Komisji Gospodarczej Organizacji Narodów Zjednoczonych (EKG ONZ) - *Jednolite przepisy dotyczące homologacji siedzeń dużych pojazdów pasażerskich oraz tych pojazdów w zakresie wytrzymałości siedzeń i ich mocowań* (Dz.U. UE L z dnia 30 czerwca 2010 r.).
6. Regulamin nr 129 Europejskiej Komisji Gospodarczej Organizacji Narodów Zjednoczonych (EKG/ONZ) – *Jednolite przepisy dotyczące homologacji ulepszonych urządzeń przytrzymujących dla dzieci stosowanych na pokładach pojazdów silnikowych* (Dz.U. UE L z dnia 29 marca 2014 r.).
7. Zębala, J. (2006). Kryterium określające ryzyko odniesienia obrażeń typu *whiplash*. W: J. Wierciński, A. Reza (red.), *Wypadki drogowe. Vademecum biegłego sądowego* (s. 214). Kraków: Wydawnictwo Instytutu Ekspertyz Sądowych.

* * *

Methods of injury engineering analysis with the use of numerical biomechanical criteria

Abstract

The article discusses the biomechanical criteria that may be useful in the quantitative analysis of injuries to road accident participants, e.g. in terms of head, neck, chest, femur and tibia injuries. These criteria are determined on the basis of the analysis of the time characteristics of acceleration, velocity, displacement, as well as forces and moments of forces (different depending on the type of indicator). The discussion of the criteria in this article is based on examples of safety standards in force in Europe, including Regulation 80 of the UN/ECE concerning crash tests in M2, M3 vehicles, Regulation 129 concerning the tests of child seats and the British standard GMRT2100 concerning the safety of passengers in rail transport. The results of simulation tests done by the author of the article were also taken into account. Some of the injury assessment indicators presented will be implemented into the MULTIBODY human body model in the V-SIM program.

Key words

Injury assessment criteria, HIC, NIC, Nij, ThAC, FAC, TI, V-SIM.