

Implementacja napięć mięśni kierowcy występujących w trakcie niebezpiecznych sytuacji na drodze do analiz numerycznych

Kamil Sybilski¹, Jerzy Małachowski¹

¹ Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Wojskowa Akademia Techniczna
email: kamil.sybilski@wat.edu.pl, jerzy.malachowski@wat.edu.pl

STRESZCZENIE: Artykuł dotyczy analiz numerycznych mających na celu ocenę wpływu uwzględnienia reakcji kierowcy w trakcie zderzenia czołowego na jego bezpieczeństwo. Badania prowadzono na drodze analiz numerycznych, wykorzystując komercyjny model manekina oraz autorski model pojazdu, który był opracowany z wykorzystaniem inżynierii odwrotnej. Do modelu manekina zaimplementowano połączenia, w miejscach odpowiadających stawom człowieka, którym nadano charakterystyki momentu w funkcji kąta obrotu. W ten sposób uzyskano efekt próby „zapierania się” kierowcy kończynami w trakcie zderzenia. Przebiegi charakterystyk uzyskano na drodze badań izometrycznych, zrealizowanych dla trzech 50-cio centylowych mężczyzn. Na podstawie otrzymanych wyników wyznaczono wartości parametrów biomechanicznych opisujących bezpieczeństwo kierowcy (*HIC* – Head Injury Criterion oraz *NIC* – Neck Injury Criterion) oraz kąt rotacji barków i przemieszczenia miednicy.

SŁOWA KLUCZOWE: mięśnie, siły, kierowca niepełnosprawny, zderzenie

1. Wstęp

Wykorzystanie pełnego potencjału osób niepełnosprawnych (ON), zarówno w życiu społecznym, jak i zawodowym, wymaga dostosowania infrastruktury do charakteru ich dysfunkcji. W przypadku osób niepełnosprawnych ruchowo problemami, z którymi należy się uporać, są m.in. przemieszczanie się wewnątrz budynków oraz dotarcie do nich. Ten drugi problem jest szczególnie istotny w mniejszych miejscowościach, w których nie ma komunikacji zbiorowej lub istniejąca nie jest wyposażona w pojazdy odpowiednio przygotowane. W takich sytuacjach ON są zmuszone do korzystania z pomocy osób trzecich lub zakupu i adaptacji własnego pojazdu do swoich potrzeb.

Adaptacja pojazdu do potrzeb osób niepełnosprawnych to zamontowanie dodatkowego oprzyrządowania, kompensującego braki wynikające z posiadania dysfunkcji, do samochodu, który został zaprojektowany dla osoby pełnosprawnej. Oznacza to, że wszelkiego rodzaju urządzenia sterownicze już istniejące w pojeździe zostały tak dobrane i usytuowane, by zapewnić ergonomię i bezpieczeństwo osobie pełnosprawnej, nie były projektowane pod kątem przyszłych modyfikacji. Modyfikacje te w znacznym stopniu wpływają na bezpieczeństwo i zachowanie kierowcy. Wiele konstrukcji urządzeń adaptacyjnych dla osób niepełnosprawnych powoduje zwiększenie asymetrii zachowania się ciała kierowcy (podstawowa asymetria wynika z konstrukcji pasów oraz przesunięcia fotela względem kierownicy). Np. typowy zestaw RGH (ręczny gaz-hamulec) wykorzystywany m.in. w przypadku paraliżu kończyn dolnych składa się z uchwytu znajdującego się przy kanale środkowym, poniżej kierownicy oraz specjalistycznego uchwytu na kierownicy. Uchwyt ma za zadanie zapewniać ciągły kontakt ręki z kołem kierownicy. Zestaw ten umożliwia samodzielne kierowanie pojazdem przez ON, ale jednocześnie sprawia, że w trakcie hamowania lub czołowego zderzenia jedyne punkty podparcia kierowcy znajdują się na różnych wysokościach i w dodatku w pewnym zakresie mogą się przemieszczać. Dlatego też każda zmiana konstrukcji pojazdu lub układu sterowania powinna być dodatkowo testowana z uwzględnieniem

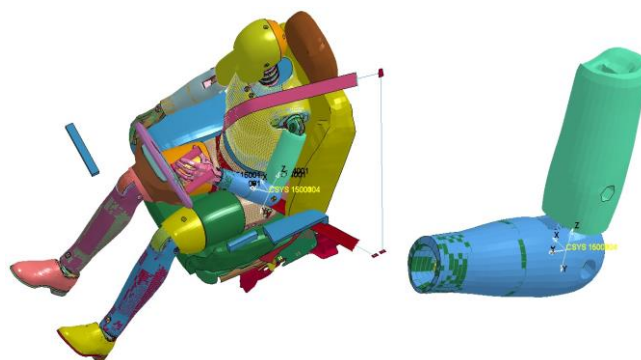
predyspozycji oraz specyfiki przyszłego kierowcy. Aspekty te powinny również obejmować różnice w reakcji na niebezpieczne sytuacje na drodze kierowcy pełnosprawnego i niepełnosprawnego, a także wynikające z nich inne rozkłady sił w układzie mięśniowym człowieka.

W dalszej części artykułu zostanie przedstawiona metodyka modelowania sił mięśni kierowcy występujących w trakcie niebezpiecznych sytuacji na drodze.

2. Modelowanie sił mięśni

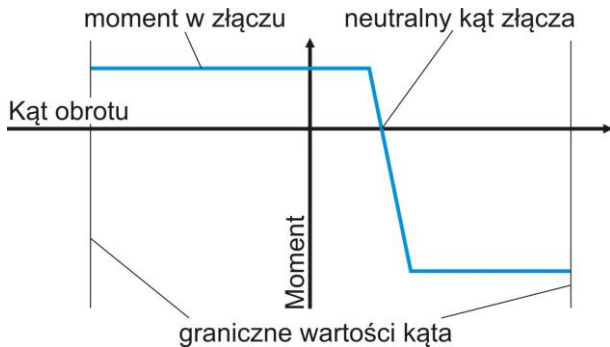
W literaturze można spotkać wiele prac dotyczących modelowania sił mięśni człowieka [1-4]. Większość z nich opisuje modele układu kostnego, do których dołączone są modele mięśni odpowiednio z nim połączonych. Mięśnie te są odwzorowywane elementami trójwymiarowymi, jednowymiarowymi lub poprzez elementy dyskretne. Niemniej jednak są to dość skomplikowane modele przez co wykorzystanie ich np. do analiz oceny bezpieczeństwa pojazdów jest utrudnione. Dlatego też zdecydowano się na wykorzystanie modelu Dummy Hybrid III, który znajduje szerokie zastosowanie we wszelkiego rodzaju analizach typu CRASH, i zaimplementowanie do niego sił mięśni.

Model Dummy Hybrid III składa się z bardzo dużej liczby komponentów reprezentujących poszczególne części ciała, pomiędzy którymi występują połączenia cylindryczne lub sferyczne (rys. 1).



Rys. 1. Połączenie przedramienia z ramieniem – idea wprowadzenia napięcia mięśni.

Połączeniom tym w systemie LS-Dyna można przypisać charakterystykę sztywnościową, np. momentu siły w funkcji kąta obrotu [5]. Z tej własności skorzystano do odwzorowania sił, jakie generuje ciało kierowcy podczas niebezpiecznej sytuacji na drodze. Założono, że kierowca „broniąc” się przed wypadkiem zapiera się kończynami. Aby to zrealizować podświadomie dąży do zwiększenia, zmniejszenia lub utrzymania kąta pomiędzy poszczególnymi kończynami. Na rys. 2 przedstawiono przykładową charakterystykę, która pozwala na utrzymanie wstępnie założonego kąta lub dążenie do niego w trakcie analizy. Moment w złączu reprezentuje maksymalny moment dla określonej grupy mięśniowej, jaki może wygenerować kierowca.



Rys. 2. Przykład charakterystyki momentu w złączu powodującej dążenie do lub utrzymanie określonego kąta.

3. Badania izometryczne

W trakcie symulacji numerycznych analizowano zachowanie kierowcy niepełnosprawnego w trakcie zderzenia czołowego [6]. Aby uzupełnić opracowane modele numeryczne o napięcie mięśni przeprowadzono dodatkowe badania izometryczne, których celem było określenie maksymalnego momentu wybranych stawów. Analizowany był staw kolanowy, łokciowy oraz barkowo-obojęzyczny. Badania wykonano w Laboratorium Biomechaniki Narządu Ruchu Człowieka na Wydziale Inżynierii Biomedycznej Politechniki Śląskiej przy użyciu urządzenia Biodex System. W badaniu brało udział trzech mężczyzn 50-cio centylowych. Wynikiem są wartości momentów dla 5 wybranych położań każdego ze stawów, oddzielnie dla lewej i prawej strony ciała.

4. Wyniki analiz numerycznych

Otrzymane wartości momentów po uśrednieniu zaimplementowano do modelu numerycznego. W przypadku gdy moment był inny dla np. zginania i prostowania kolana, charakterystykę definiowano niezależnie dla każdego z tych ruchów. Opracowany model numeryczny [6] wykorzystano do odwzorowania zderzenia czołowego samochodu osobowego segmentu C wyposażonego w specjalistyczny uchwyt na kierownicy. Kierowca w trakcie zderzenia lewą ręką miał umieszczoną w uchwycie, natomiast prawa spoczywała na podłokietniku.

Analizy numeryczne realizowano dwuetapowo. W pierwszym etapie manekin pod wpływem przyspieszenia grawitacyjnego osiadał na fotelu oraz dodatkowym oprzyrządowaniu. Drugi etap natomiast był kontynuacją pierwszego. W jego trakcie prędkość karoserii zmieniała się zgodnie z krzywą prędkości podstawy fotela zarejestrowaną

podczas odrębnych analiz zderzenia czołowego [6]. Prędkość i zachowanie kierowcy było wynikiem jego interakcji z elementami pojazdu, pasami bezpieczeństwa oraz poduszki powietrznej.

Badania numeryczne przeprowadzono dla dwóch wariantów – bez i z siłami mięśni. Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, że uwzględnienie reakcji kierowcy na zbliżające się niebezpieczeństwo nie wpływa znacząco na przemieszczenie jego środka ciężkości. Z uwagi jednak na niesymetryczne podparcie ciała znacznie wpływa natomiast na kąt obrotu barków, powodując ich większą rotację. Uwzględnienie sił mięśni powoduje również zmniejszenie wartości kryterium urazu głowy (*HIC* – Head Injury Criterion) oraz kryterium urazu szyi (*NIC* – Neck Injury Criterion).

Obliczenia numeryczne zostały wykonane przy wsparciu Interdyscyplinarnego Centrum Modelowania Matematycznego i Komputerowego (ICM) Uniwersytetu Warszawskiego w ramach grantu obliczeniowego nr GB65-19.

Literatura

- [1] Erdemir A., McLean S., Herzog W., A. Bogert A., *Model-based estimation of muscle forces exerted during movements*, Clinical Biomechanics 22 (2007) 131-154.
- [2] Fricova M., Horak Z., Konvickova S., Jirman R., *Modeling of temporomandibular joint and FEM analysis*, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 8, No. 1, 2006.
- [3] Umberger B., Gerritsen K., Martin P., *A model of human muscle energy expenditure*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 6, No. 2, pp. 99–111, 2003.
- [4] Webb J., Blemker S., Delp S., *3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 1-9, 2012.
- [5] Hallquist J. O., *LS-DYNA. Keyword User's Manual*, V971 R4 Beta, LSTC Co., CA, USA 2009.
- [6] Małachowski J., Sybilski K., Muszyński A., Baranowski P., *Problematyka bezpieczeństwa kierowcy wykorzystującego dodatkowe oprzyrządowanie na kierownicy w warunkach zderzenia czołowego*, Logistyka 3, 2014, 4119-4127.