



Praca przeglądowa
Review paper

Mirosław Kędzierski

Kryteria techniczne powstania obrażeń typu *whiplash*. Analiza parametrów symulacyjnych zdarzenia drogowego i ocena ryzyka powstania obrażeń

Technical criteria for assessing the causes of whiplash injuries. Analysis of simulation parameters of road incident and injury risk assessments

Polskie Stowarzyszenie Biegłych Sądowych do Spraw Wypadków Drogowych, Kraków, Polska
Polish Association of Experts in Road Accidents, Krakow, Poland

Streszczenie

Celem publikacji jest przedstawienie praktycznego wykorzystania kryteriów oceny powstania obrażeń typu *whiplash* na podstawie biomechanicznej symulacji ruchu ciała człowieka. Analiza oszacowanych w wyniku takiej symulacji obciążeń działających w trakcie wypadku na ciało pasażera pojazdu może stanowić dodatkowy element weryfikacyjny podczas opiniowania w sprawach dotyczących obrażeń typu *whiplash*.

W pracy omówiono metodykę wykonania symulacji biomechanicznej za pomocą programu PC-Crash, wskaźnik NIC (*neck injury criterion*) oraz eksport wyników symulacji w celu oszacowania wartości tego wskaźnika. Wynikiem metody jest oszacowanie na podstawie technicznych parametrów zderzenia prawdopodobieństwa powstania obrażeń typu *whiplash* w opiniowanym przypadku.

Takie badania są komplementarne wobec badań sędowo-lekarskich i powinny stanowić rutynowy element opinii wydawanej przez biegłych z zakresu medycyny sądowej oraz technicznej rekonstrukcji zdarzenia drogowego. Dodatkowa metoda analizy prawdopodobieństwa powstania obrażeń typu *whiplash* może posłużyć formułowaniu opinii o większym stopniu prawdopodobieństwa.

Słowa kluczowe: wypadki drogowe, wskaźnik NIC, urazy typu *whiplash*, PC-Crash program.

Abstract

The aim of the study is to describe practical application of criteria for whiplash injury evaluation based on a biomechanical simulation of human movement. The analysis of forces applied to the passenger's body in an accident estimated using such a simulation can serve as additional verification of opinions formulated by forensic experts in cases involving whiplash injuries.

The study discusses the method of biomechanical simulation using the PC-Crash software as well as a neck injury criterion (NIC) and export of simulation results to determine NIC values. The above-mentioned method is to estimate the probability of whiplash injuries in a given case based on technical parameters of the crash.

Such methods are complementary to forensic examinations and should be routinely included in comprehensive forensic expert opinions and technical reconstructions of traffic incidents.

This additional method of analyzing the likelihood of whiplash injuries may serve as a basis for formulating conclusions in opinions implying a higher likelihood.

Key words: traffic accidents, NIC rate, whiplash injury, PC-Crash software.

Wstęp

W praktyce sądowo-lekarskiej biegli z zakresu medycyny sądowej niejednokrotnie spotykają się z problemem oceny powstania obrażeń typu *whiplash* górnego odcinka kręgosłupa [1, 2] w konkretnych warunkach. Jest to szczególnie częste w postępowaniach cywilnych, w których strona powodowa zgłasza powstanie urazu górnego odcinka kręgosłupa podczas kolizji drogowej. Specyfika kolizji w sensie kwalifikacji prawnej polega na tym, że jej skutkiem są jedynie szkody materialne (pojazdy, infrastruktura drogowa itd.), a nie obrażenia ciała uczestników. Taka kwalifikacja prawna skutkuje znacznym ograniczeniem czynności procesowych na miejscu zdarzenia i przyjęciem *a priori* braku szkód osobowych.

Bezpośredni związek między obrażeniami zgłaszanymi przez uczestników kolizji a danym zdarzeniem musi więc podlegać weryfikacji.

Jedną ze związanych z nią trudności jest stosunkowo niewielka dynamika kolizji drogowych i w konsekwencji stosunkowo niewielkie przeciążenia działające na uczestników zdarzenia. Pojawia się zatem wątpliwość, czy w zgłaszanych okolicznościach zostały przekroczone minimalne wartości progowe przeciążeń, przy których mogły powstać obrażenia górnego odcinka kręgosłupa. W ustaleniach może pomóc analiza parametrów technicznych wynikających z rekonstrukcji zdarzenia drogowego. Konfrontacja oszacowanych w ten sposób parametrów z wartościami granicznymi dla powstania konkretnych grup urazów może stanowić dodatkowy element weryfikacyjny. Zwykle takie badania są prowadzone podczas tzw. opinii kompleksowej biegłego z zakresu medycyny sądowej i technicznej rekonstrukcji zdarzenia drogowego.

Dostępne narzędzia do rekonstrukcji wypadków drogowych umożliwiają biegłym przeprowadzenie złożonych analiz obciążeń, jakim jest poddawane ciało człowieka podczas wypadku, za pomocą symulacji biomechanicznej zdarzenia drogowego. Symulacja biomechaniczna polega na odtworzeniu dynamiki przemieszczenia modelu ciała w trakcie konkretnej fazy zdarzenia drogowego [3], a jej kluczowym elementem jest model ciała człowieka.

Istnieje kilka modeli ciała człowieka o różnym stopniu skomplikowania i różnym przeznaczeniu. W artykule przedstawiono metodykę wykonania sy-

Introduction

In the contemporary forensic and medical practice, experts often face the problem of assessing whether an upper spine injury, commonly referred to as whiplash [1, 2] could occur in certain specific conditions. This problem is particularly common in civil proceedings, where the claimant reports an upper spine injury sustained in a traffic collision. In purely legal terms, traffic incidents are considered as collisions as long as they involve damage to material property (vehicles, road infrastructure, etc.), whereas injuries to the persons involved in the incident are irrelevant. As a result of such a legal qualification of traffic incidents, forensic activities undertaken on the scene of the event are rather limited, and the absence of personal injuries is assumed *a priori*. Therefore, injuries reported afterwards must be verified in terms of their causal relationship with the event.

One of the problems of such verification is linked to the relatively low dynamics of traffic collisions, as a consequence of which relatively low forces act on the bodies of the persons involved in the event. Thus, it becomes necessary to determine whether in the circumstances of the incident the minimum threshold values for upper spine injuries were exceeded. In this context, an analysis of technical parameters arrived at by way of reconstruction of a traffic incident may be helpful. The comparison of such estimated parameters against boundary values for specific groups of injuries may serve as an additional verification tool. Usually, such verification is part of the so-called comprehensive expert opinion on forensic medicine and technical reconstruction of a traffic incident.

The tools that are currently available for reconstructing traffic accidents include biomechanical simulation of the incident which allows experts to carry out complex analyses of loads to which the human body is exposed during the accident. Biomechanical simulation illustrates the displacement forces during each phase of a traffic accident [3]. A model of the human body is the key element of such simulations.

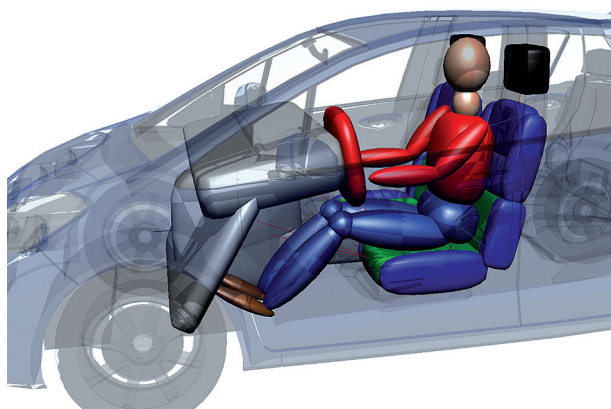
There are several human body models, made with different degrees of complexity and serving different purposes. This paper presents the methodology of biomechanical simulations using the mbdef, the multi-part human body model most frequently

mulacji biomechanicznej z wykorzystaniem najczęściej stosowanego przez biegłych w Polsce wielobryłowego modelu ciała człowieka mbdef w programie PC-Crash firmy DSD® (dr Steffan Datentechnik) [4] (ryc. 1).

Zastosowany w programie PC-Crash model ciała człowieka składa się z 20 elipsoid połączonych kulistymi przegubami, w których występuje tarcie i moment oporu [5]. Badania walidacyjne modelu wykazują dobrą zgodność wyników symulacji z eksperymentalnymi zderzeniami. Taki model ma szerokie zastosowanie, tj. nie tylko do oceny przemieszczania osoby wewnątrz pojazdu, lecz także analizy potrącenia pieszego, uderzenia pojazdu jednośladowego z kierującym, upadku z wysokości itd. (ryc. 2–4).

W celu jak najwierniejszego odtworzenia przebiegu zdarzenia możliwe są modyfikacje wstępnych parametrów modelu ciała – przede wszystkim skorygowanie jego wzrostu i masy czy liczby obiektów. Przy symulacji ruchu osoby wewnątrz pojazdu możliwe jest uwzględnienie zapięcia lub niezapięcia pasa bezpieczeństwa. Opiswany model mbdef nie uwzględnia jednak ewentualnego działania poduszek powietrznych i napinaczy pasów bezpieczeństwa oraz kompresji przestrzeni pasażerskiej.

W szczególnych przypadkach możliwa jest dalsza ingerencja w model poprzez tworzenie zrywalnych połączeń między nim a pojazdem w celu zasymulowania np. chwytu dłońmi kierowcy rączek kierownicy pojazdu jednośladowego (patrz ryc. 3).



Ryc. 1. Wielobryłowy model człowieka zastosowany w programie PC-Crash

Fig. 1. Multi-part human body model used in PC-Crash software

used by experts in Poland with PC-Crash software by DSD® (Dr. Steffan Datentechnik) [4] (Fig. 1).

The human body model used in the PC-Crash program consists of 20 ellipsoids connected by spherical joints ensuring friction and resistance moment [5]. Validation studies of such a model have shown that the results of simulations and crash tests are consistent. Such a human body model can be used for various purposes, i.e. not only to assess the movement of a person inside the vehicle, but also to analyze accidents involving pedestrians or single-track vehicles, falls from height, etc. (Figs. 2–4).

In order to reproduce the course of the event as faithfully as possible, the baseline parameters of the human body model may be modified. First of all, it is possible to adjust the height and weight of the model, and the number of objects. When the movement of a person inside a vehicle is to be simulated, it is possible to take into account whether the seat belt was fastened or not. However, the mbdef model cannot be adjusted for airbags, seat belt pretensioners and passenger space crumple zones.

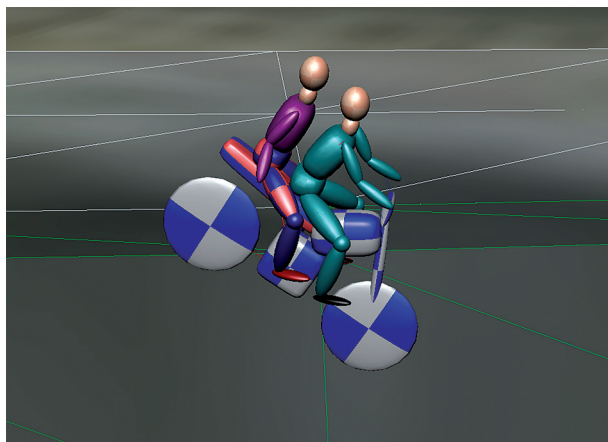
In specific cases it is possible to further adapt the model by installing breakable couplings connecting the model and the vehicle, for instance in order to simulate the driver's grip on the crossbar of a single-track vehicle (see Fig. 3).

Biomechanical simulations are usually divided in two phases. The first phase involves simulating the vehicle's movement based on the analysis of the entire evidence. In the second phase, a multi-part hu-



Ryc. 2. Przykład biomechanicznej symulacji potrącenia pieszego

Fig. 2. Example of a biomechanical simulation of a pedestrian impact



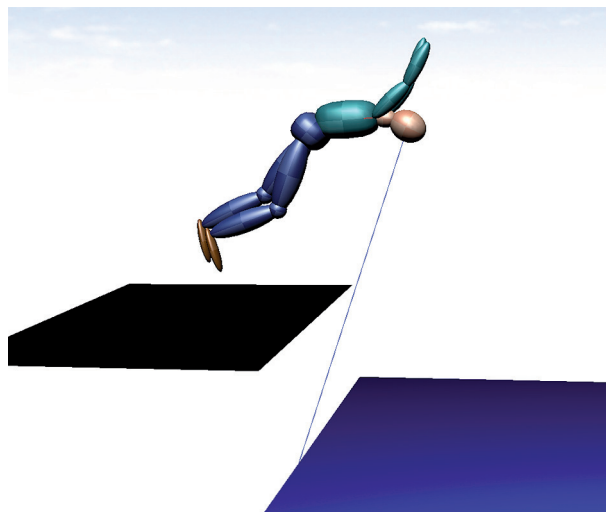
Ryc. 3. Przykład biomechanicznej symulacji wywrócenia pojazdu jednośladowego z kierowcą i pasażerem

Fig. 3. Example of a biomechanical simulation of an incident involving a single-track vehicle with a driver and a passenger

Symulacja biomechaniczna zwykle przebiega dwufazowo. W pierwszej fazie dokonuje się symulacji ruchu pojazdu opierającej się na analizie całego materiału dowodowego, natomiast w drugiej wprowadzany jest wielobryłowy model człowieka w celu przeanalizowania jego ruchu w konkretnej fazie ruchu pojazdu. Ta procedura powoduje, że wynik późniejszej analizy przemieszczenia ciała człowieka jest bezpośrednio zależny od dokładności pierwotnej rekonstrukcji dynamiki ruchu pojazdu.

Zwykle pierwsza faza symulacji biomechanicznej pozwala na dość dokładne odtworzenie ruchu pojazdu, gdyż bazuje na obszernym materiale dowodowym. Uwzględnia się w niej dowody materialne z miejsca zdarzenia, dowody osobowe, a także szeroko pojęte środowisko, w którym doszło do zdarzenia. Efektem jest ustalenie torów ruchu i prędkości uczestników, ich wzajemnego usytuowania w momencie pierwszego kontaktu, miejsca zderzenia itd. (ryc. 5). Symulacja ruchu pojazdów uwzględniająca wszystkie te okoliczności uznawana jest za wiarygodną rekonstrukcję przebiegu zdarzenia.

Szczególnym przypadkiem są kolizje drogowe. Materiał dowodowy jest w nich zwykle skąpy i niewystarczający do pełnej rekonstrukcji zdarzenia, co wynika z fakultatywności dokumentowania oględzin miejsca kolizji. Zazwyczaj rozpatruje się więc hipotetyczny przebieg zdarzenia wynikający głównie z dowodów osobowych. W tej sytuacji nie-



Ryc. 4. Przykład biomechanicznej symulacji skoku do wody

Fig. 4. Example of a biomechanical simulation of a jump in the water

man body model is introduced in order to analyze the sequence of its movements during the incident. With such a procedure, the accuracy of the human body movement analysis depends heavily on the accuracy of the initial reconstruction of the vehicle movement.

Usually, the biomechanical simulation consisting in recreating the vehicle movement in the first phase ensures considerable accuracy as it is based on thorough evidence. This initial simulation takes into account material evidence from the scene, witness testimonies and the general environment in which the event occurred. As a result, trajectories, velocities, and relative positions of the event's participants at the moment of impact are determined, alongside the actual place of collision (Fig. 5). If the simulation of vehicle movement takes into account all these circumstances, it is generally considered to be a reliable reconstruction of the actual event.

Traffic collisions are a special category of reconstructions. In these cases the evidence is usually too scarce to allow full reconstruction of the event, as documentation of the collision site inspection is merely optional. Therefore, in the case of traffic collisions a hypothetical course of the event, mostly based on witness accounts, is assumed. Therefore, it is necessary to adopt certain control parameters to ensure that the simulation of the dynamics is as



Ryc. 5. Rekonstrukcja dynamiki ruchu pojazdów

Fig. 5. Reconstruction of vehicle movement dynamics

zbędne jest jednak przyjęcie pewnych parametrów kontrolnych zapewniających możliwie największą zgodność dynamiki symulacji z przebiegiem kolizji.

Niezwykle ważnym parametrem kontrolnym jest zakres prędkości pochłoniętej na deformację nadwozia pojazdu EES (*energy equivalent speed*) szacowany na podstawie udokumentowanego uszkodzenia pojazdów. Metodyka wykonania symulacji z wykorzystaniem tej wielkości wymaga takiego doboru parametrów zderzenia, aby uzyskać wartość wskaźnika EES jak najbardziej zbliżoną do uprzednio oszacowanej.

Istnieje wiele metod szacowania parametru EES – generalnie można je podzielić na analityczne i porównawcze. Metoda analityczna polega na obliczeniu EES na podstawie zmierzonego zakresu deformacji nadwozia, masy pojazdu i typowej sztywności nadwozia danego modelu pojazdu [6] na podstawie wzoru:

$$EBS = \sqrt{\frac{2 \times E_D}{m}} \left[\frac{m}{s} \right]$$

w którym:

EBS (*equivalent barrier speed*) jest równoznaczne z EES,

E_D – energia deformacji nadwozia,

m – masa pojazdu.

Powszechnie stosowanym algorytmem jest metoda CRASH3 (*Computer Reconstruction of Accident Speeds on the Highway*) zatwierdzona przez National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA),

consistent as possible with the actual course of the collision.

An extremely important control parameter is the EES (*energy equivalent speed*), which reflects the energy absorbed by the vehicle body, estimated based on the documented vehicle damage. The methodology for EES-based simulations requires the crash parameters to be selected so as to maximize the consistency of the EES with the previously estimated value.

There are a number of EES estimation methods, generally divided into analytical and comparative. The analytical method involves calculating the EES based on the measured range of vehicle body deformation, vehicle weight and body stiffness typical of the vehicle model concerned [6]:

$$EBS = \sqrt{\frac{2 \times E_D}{m}} \left[\frac{m}{s} \right]$$

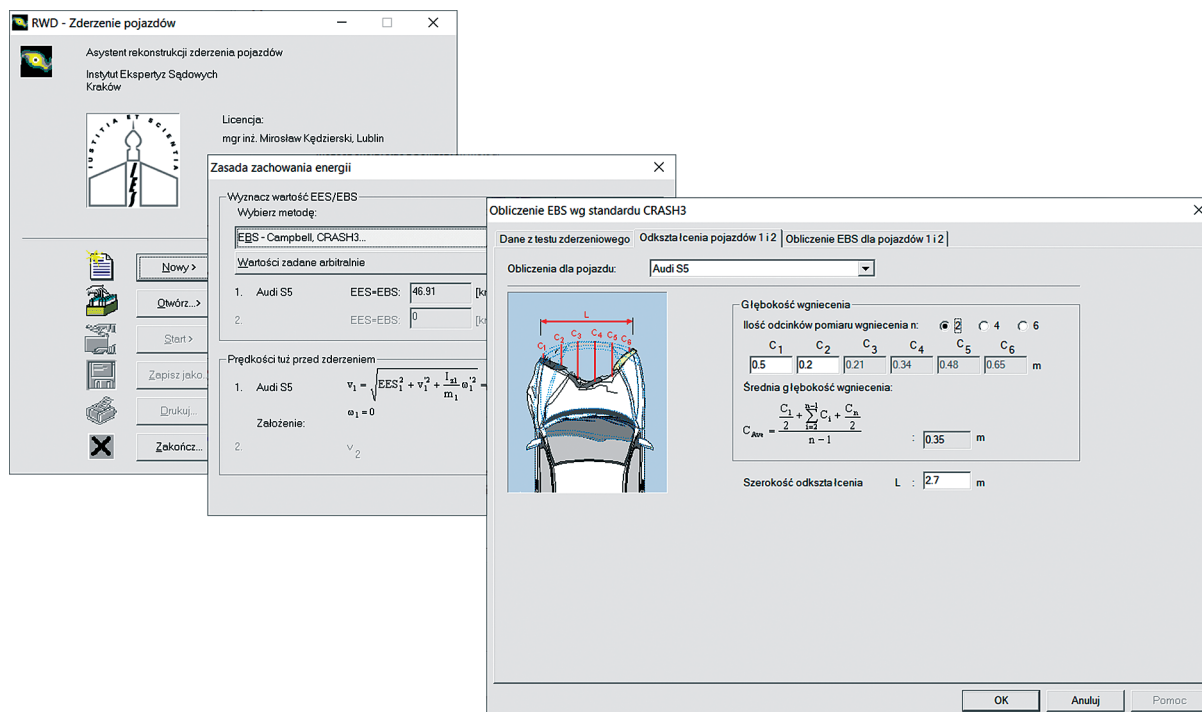
where:

EBS (*Equivalent Barrier Speed*) is synonymous with EES,

E_D is the vehicle body deformation energy,

m is the vehicle weight.

CRASH3 (*Computer Reconstruction of Accident Speeds on the Highway*) is a commonly used algorithm to calculate the EES, approved by the NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration). RWD Vehicle Collision developed Prof. Dr. Jan Sehn Forensic Institute in Krakow is a fine example of software used to calculate this parameter (Fig. 6).



Ryc. 6. Moduł obliczeń parametru EES w programie RWD
Fig. 6. EES calculation module in RWD

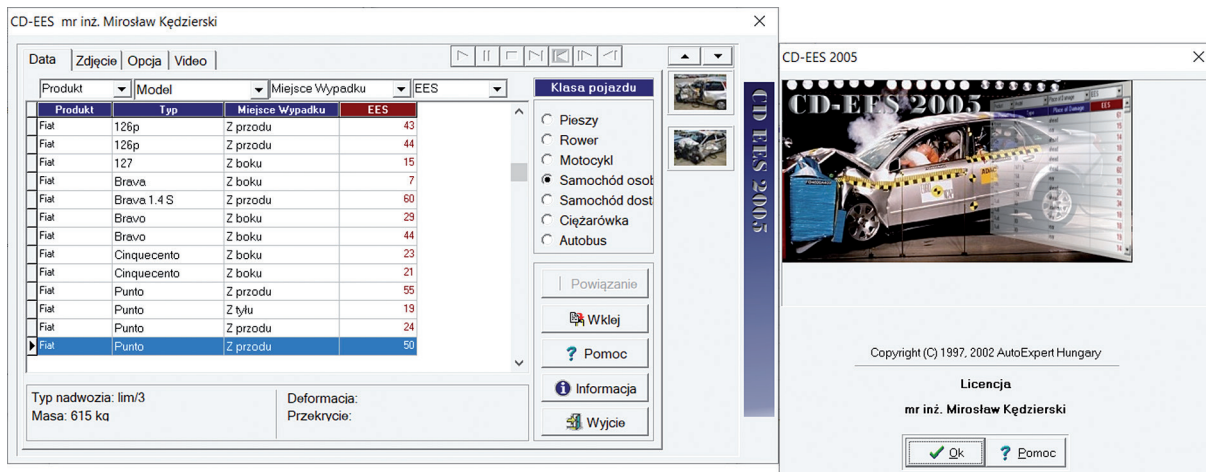
a przykładem programu stosowanego do obliczeń tego parametru jest program RWD Zderzenie pojazdów stworzony w Instytucie Ekspertyz Sądowych im. Prof. Dra Jana Sehna w Krakowie (ryc. 6).

W większości przypadków na miejscu zdarzenia nie wykonuje się jednak pomiarów wielkości strefy deformacji pojazdów i szacowanie wartości niezbędnych do obliczeń opiera się na analizie dokumentacji fotograficznej. Jeśli niska jakość techniczna fotografii lub niewielki zakres deformacji uniemożliwiają ich określenie, można zastosować porównawczą metodę szacowania parametru EES. Polega ona na zestawieniu zdjęć uszkodzonego pojazdu z bibliotekami uszkodzeń pojazdów powstałych w testach zderzeniowych lub rzeczywistych zdarzeniach. Przykładami takich bibliotek są katalogi CD-EES 2005 AutoExpert Hungary oraz EES w programie PC-Crash (ryc. 7).

Szczególnym przypadkiem katalogu uszkodzeń pojazdów jest katalog FE w programie PC-Crash zawierający zbiór trójwymiarowych rysunków samochodu Dodge Neon z deformacjami powstałymi przy różnych prędkościach kolizyjnych, różnym offsetcie i kącie usytuowania płaszczyzny przeszkody (ryc. 8). Ze względu na trójwymiarową formę tych

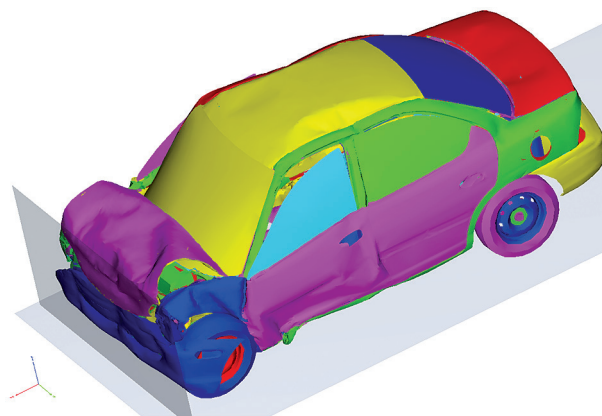
In most cases however, the size of the vehicle deformation zone is not measured on site, but merely estimated on the basis of photographic documentation. If the technical quality of photographic documentation is poor (or if the deformation zone is too small to determine its dimensions), a comparative method of EES estimation can be used. The comparative EES estimation method consists in confronting the photographs of damages of the vehicle participating in the collision with libraries of vehicle damages caused in crash tests or in actual collisions. Examples of such libraries include the CD-EES 2005 AutoExpert Hungary catalogue or the EES catalogue in PC-Crash software (Fig. 7).

A special example of a vehicle damage library is the FE catalogue in PC-Crash, which contains a set of three-dimensional drawings of a Dodge Neon with deformations caused at different collision speeds, different offsets and different impact angles (Fig. 8). The three-dimensional form of these models enables analysis of damages to the characteristic parts of the body. This database of damages can be helpful in estimating the EES for damages to compact vehicles.



Ryc. 7. Katalog CD-EES 2005 AutoExpert Hungary

Fig. 7. CD-EES 2005 AutoExpert Hungary catalogue



Ryc. 8. Katalog FE w programie PC-Crash. Przykładowe uszkodzenia powstałe przy pełnym pokryciu przodu pojazdu, prostopadłym usytuowaniu płaszczyzny przeszkody do osi wzdłużnej pojazdu i parametrze EES 69 km/h

Fig. 8. FE catalogue in PC-Crash. Examples of damage occurring when the front of the vehicle is fully covered, the obstacle plane is perpendicular to the longitudinal axis of the vehicle and the EES is 69 km/h

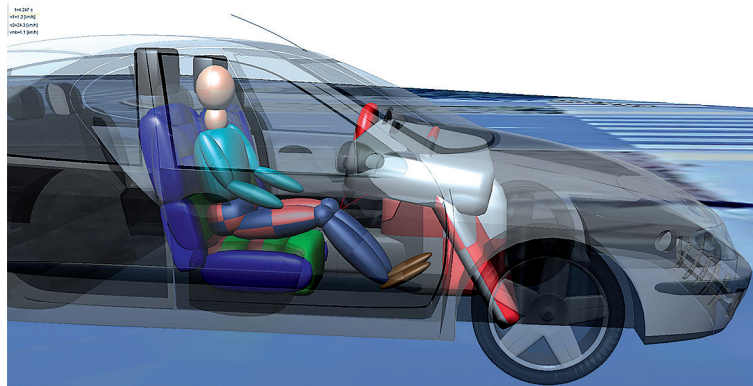
modeli można analizować ich uszkodzenia w istotnych, charakterystycznych miejscach nadwozia. Baza uszkodzeń może być pomocna w szacowaniu parametru EES uszkodzeń pojazdów klasy kompakt.

Symulacja dynamiki ruchu pojazdów uwzględniająca przyjęte parametry kontrolne i inne istotne okoliczności wynikające z materiałów sprawy stanowi punkt wyjścia dla drugiej fazy symulacji z wykorzystaniem modelu ciała. Dobierany jest w niej odpowiedni wielobryłowy model człowieka i ewentualnie wewnątrz pojazdu (ryc. 9–11).

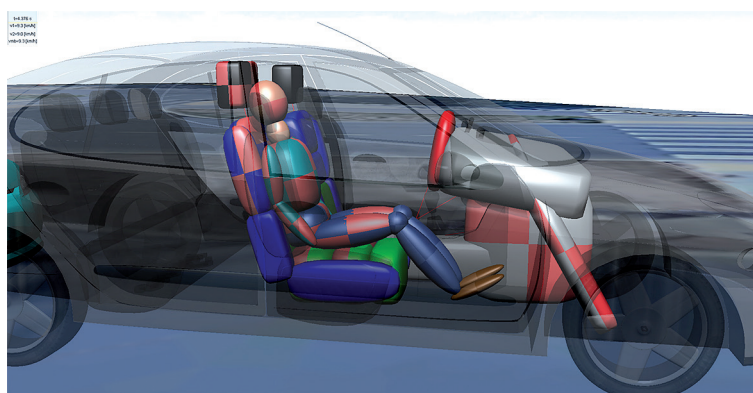
W zależności od rodzaju symulacji biomechanicznej analizuje się przemieszczenie osoby w konkretnej fazie ruchu pojazdu. Przy analizie powstania

The simulation of vehicle movement dynamics taking into account predefined control parameters and other relevant circumstances of the case serves as a starting point for the second phase of the simulation, whereby a human body model is used. In this phase of the simulation, a suitable multi-part human body model (and possibly the vehicle interior) is selected (Figs 9–11).

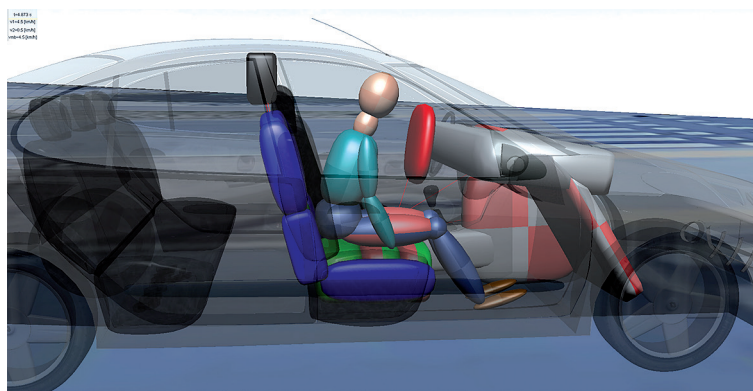
Depending on the type of biomechanical simulation, the body displacement in each phase of the collision is analyzed. In cases involving whiplash injuries, the analyzed phase usually corresponds to the period from the impact to the moment when the human body springs forward from the seat,



Ryc. 9. Symulacja ruchu ciała pasażera podczas uderzenia tylnego. Pozycja w pierwszej fazie zderzenia
Fig. 9. Simulation of passenger body movement in a rear-end collision. Body position in the first phase of the event



Ryc. 10. Symulacja ruchu ciała pasażera podczas uderzenia tylnego. Pozycja w chwili uderzenia głowy pasażera w zagłówek
Fig. 10. Simulation of passenger body movement in a rear-end collision. Body position at the time when the passenger's head hits the head restraint



Ryc. 11. Symulacja ruchu ciała pasażera podczas uderzenia tylnego. Pozycja w momencie odbicia tułowia pasażera od oparcia fotela
Fig. 11. Simulation of passenger body movement in a rear-end collision. Body position at the moment when the passenger's torso springs forward from the seat's backrest

obrażeń typu *whiplash* będzie to zwykle moment od zderzenia pojazdów do odbicia ciała człowieka od oparcia fotela, tj. gdy na ciało działają największe przeciążenia.

Dużą zaletą symulacji biomechanicznej przy ustalonym ruchu pojazdu jest możliwość przeanalizowania wpływu różnych kombinacji położenia osoby w jego wnętrzu, niezapięcia pasów bezpieczeństwa, przewożenia innej osoby na kolanach itd. na działające przeciążenia.

W zależności od potrzeb na podstawie wyników symulacji możliwe jest określenie licznych parametrów obciążenia poszczególnych elementów modelu człowieka, w tym przyspieszeń (opóźnień), energii czy sił kontaktowych. Z kolei konfrontacja tych parametrów z wielkościami granicznymi dla powstania konkretnych obrażeń stanowi podstawę do wnioskowania na temat możliwości powstania obrażeń w danych okolicznościach.

Parametry wynikające z symulacji biomechanicznej mogą służyć do zastosowania kilku kryteriów oceny powstawania obrażeń typu *whiplash*, np.:

- NIC (*neck injury criterion*) – kryterium powstania obrażeń szyi [7, 8],
- kryteria zaproponowane przez Burga i Gratzera,
- kryteria zaproponowane przez Großera i Fürbetha.

NIC

Parametr NIC obliczany jest na podstawie względnego opóźnienia działającego w kierunku X pomiędzy kręgiem piersiowym T1 a środkiem masy głowy i analogicznie prędkością względną.

Wskaźnik NIC wyrażony jest wzorem [9]:

$$\text{NIC}(t) = 0,2 \times a_{\text{rel}}(t) + v_{\text{rel}}^2(t)$$

w którym:

a_{rel} – przyspieszenie względne w kierunku X pomiędzy kręgiem piersiowym T1 a środkiem masy głowy:

$$a_{\text{rel}}(t) = a_x^{T1} - a_x^c \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

v_{rel} – prędkość względna w kierunku X pomiędzy kręgiem piersiowym T1 a środkiem masy głowy:

$$v_{\text{rel}}(t) = \int a_{\text{rel}}(t) dt \left[\frac{m}{s} \right]$$

Metodyka obliczeń wskaźnika NIC polega na zaimportowaniu z programu PC-Crash rozkładu

which is when it is exposed to the greatest overload.

A major advantage of the biomechanical simulation is that it allows one to analyze the effect of a number of in-vehicle variables on the forces acting on the passenger, such as different passenger body positions, seat belt fastening, presence of another person in the passenger's lap, etc.

Depending on the needs, the results of the biomechanical simulation make it possible to determine a number of loads acting on different parts of the human body model, including accelerations and decelerations, energy, contact forces, etc. When these parameters are confronted with the boundary values for specific injuries, conclusions may be drawn about the likelihood of sustaining injuries under the given circumstances.

The parameters arrived at by means of a biomechanical simulation may facilitate the application of several whiplash injury assessment criteria, such as:

- NIC (*neck injury criterion*) [7, 8],
- criteria proposed by Burg and Gratzler,
- criteria proposed by Großera and Fürbeth.

NIC

The NIC parameter is calculated on the basis of a relative deceleration (and, by analogy, the relative speed) acting in the direction X between the thoracic vertebrae T1 and the centre of mass of the head.

The NIC is expressed with the following formula [9]:

$$\text{NIC}(t) = 0.2 \times a_{\text{rel}}(t) + v_{\text{rel}}^2(t)$$

where:

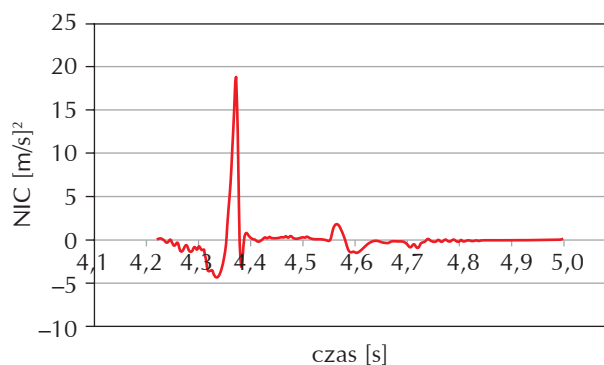
a_{rel} is relative acceleration in the direction X between the thoracic vertebrae T1 and the centre of mass of the head:

$$a_{\text{rel}}(t) = a_x^{T1} - a_x^c \left[\frac{m}{s^2} \right]$$

v_{rel} is the relative speed in the direction X between the thoracic vertebrae T1 and the centre of mass of the head:

$$v_{\text{rel}}(t) = \int a_{\text{rel}}(t) dt \left[\frac{m}{s} \right]$$

The NIC calculation methodology consists in importing from PC-Crash software the distribution



Ryc. 12. Rozkład wskaźnika NIC w funkcji czasu wynikającego z parametrów symulacji biomechanicznej.
Fig. 12. NIC distribution as a function of time based on biomechanical simulation parameters

opóźnień działających w kierunku X (wzdłuż osi wzdłużnej pojazdu uderzanego) na głowę i szyję modelu pasażera do arkusza kalkulacyjnego i obliczenie tego parametru w funkcji czasu. Efektem takich obliczeń może być wykres rozkładu wskaźnika NIC (ryc. 12).

Przyjmuje się, że graniczną wartością wskaźnika NIC, powyżej której pojawia się istotne ryzyko powstania obrażeń typu *whiplash*, jest $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ [10].

Kryteria Burga i Gratzera

Badania prowadzone przez Burga i Gratzera wskazują, że urazy typu *whiplash* mogą wystąpić, jeśli doszło do spełnienia jednego z następujących warunków [11]:

- przyrost prędkości samochodu uderzanego był większy niż 11 km/h lub
- średnie przyspieszenie pojazdu uderzanego przekraczało 3 g albo
- maksymalne przyspieszenie górnej części ciała przewyższyło 6 g.

W tym przypadku parametry brzegowe odnoszą się zarówno do pojazdu (Δv , a), jak i siedzącej w nim osoby (a). Wszystkie te parametry znajdują się w wynikach biomechanicznej symulacji zdarzenia.

Kryteria Großera i Fürbetha

Przeprowadzona przez Großera i Fürbetha analiza statystyczna przypadków zderzeń tylnych, w których zakres przyrostu prędkości samochodu uderzanego (Δv) wynosił 5–45 km/h, doprowadziła do następujących wniosków [12]:

of decelerations acting in the direction X (along the longitudinal axis of the impacted vehicle) on the head and neck of the passenger model. The imported values are entered in a spreadsheet and the parameter is calculated as a function of time. The result of such calculations may be the NIC distribution chart (Fig. 12).

It is generally accepted that $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ is the boundary NIC value above which the risk of a whiplash injury is significant [10].

Burg and Gratzler criteria

Studies by Burg and Gratzler have shown that whiplash injuries are likely to occur if one of the following conditions is met [11]:

- the speed gain of the impacted vehicle was greater than 11 km/h, or
- the mean acceleration of the impacted vehicle exceeded 3 g, or
- the maximum acceleration of the upper part of the body exceeded 6 g.

In this case, the above boundary parameters refer to both the vehicle (Δv , a) and the occupant (a). All these parameters are arrived at in biomechanical simulations of the incident.

Großer and Fürbeth criteria

Großer's and Fürbeth's statistical analysis of rear-end collisions in which the speed gain of the impacted car (Δv) ranged from 5 to 45 km/h, led to the following conclusions [12]:

- below Δv 13 km/h no cervical spine injuries were reported,

- poniżej Δv 13 km/h nie odnotowano żadnych urazów kręgosłupa szyjnego,
- w zakresie Δv 13÷30 km/h prawdopodobne jest powstanie urazów kręgosłupa szyjnego,
- w analizowanych przypadkach powyżej Δv 30 km/h odnotowano urazy kręgosłupa szyjnego.

W przypadku tego kryterium parametry brzegowe powstania obrażeń typu *whiplash* odnoszą się jedynie do samochodu uderzanego, pomijając obciążenia działające na osobę w pojeździe. Porównanie kryteriów Burga i Gratzera oraz Großera i Fürbetha wskazuje na odmienne wartości brzegowe Δv pojazdu uderzanego. Taka rozbieżność sugeruje znaczną ostrożność w ocenie prawdopodobieństwa powstania urazów w warunkach zbliżonych do granicznych.

Przykład zastosowania symulacji biomechanicznej w ocenie prawdopodobieństwa powstania obrażeń typu *whiplash*

Wykorzystanie biomechanicznej symulacji w ocenie prawdopodobieństwa powstania obrażeń typu *whiplash* przedstawiono na przykładzie typowej kolizji polegającej na uderzeniu w tył stojącego pojazdu.

Jak wspomniano, zwykle akta sprawy dotyczące kolizji drogowej nie zawierają dokumentacji oględzinowej stanowiącej podstawę do rekonstrukcji przebiegu zdarzenia. W tej sytuacji na podstawie dowodów osobowych przyjmuje się pewne okoliczności zdarzenia, takie jak:

- miejsce zdarzenia,
- stan nawierzchni jezdni,
- sposób ruchu pojazdów bezpośrednio przed kolizją lub ewentualny postój jednego z nich,
- położenie pojazdów bezpośrednio przed zderzeniem,
- sposób ruchu pozderzeniowego pojazdów,
- pokolizyjne położenie pojazdów.

Przy tak skąpych dowodach materialnych cenne informacje wynikają z dokumentacji szkodowej, np.:

- modele uczestniczących w zdarzeniu pojazdów,
- zakres uszkodzeń samochodu poszkodowanego,
- zakres uszkodzeń samochodu sprawcy, o ile było prowadzone postępowanie szkodowe.

Uwzględniając zakres deformacji obu pojazdów, oszacowano wartość EES samochodu uderzanego na 8 km/h, a uderzającego na 10 km/h. Wartości te

- for Δv ranging from 13 to 30 km/h cervical spine injuries are likely to occur,
- in the analysed cases above Δv 30 km/h cervical spine injuries were reported.

For this criterion, the boundary parameters of whiplash injuries refer only to the impacted vehicle, ignoring the loads acting on the occupant. A comparison of the Burg and Gratzler criteria on the one hand and Großera and Fürbeth criteria on the other shows different boundary values Δv of the impacted vehicle. With such a difference in boundary values, considerable care is required when evaluating the likelihood of injuries in near-boundary situations.

Example of practical application of biomechanical simulation in assessing the likelihood of whiplash injuries

The application of biomechanical simulation in assessing the likelihood of whiplash injury is illustrated by a typical rear-end collision involving a stationary vehicle.

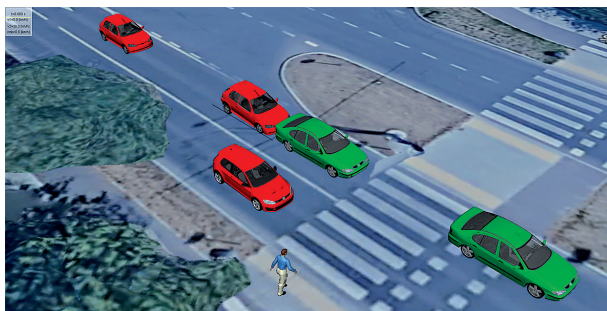
As discussed above, collision case files usually do not contain visual documentation that could serve as a basis for reconstruction of the incident. If so, certain circumstances of the incident are assumed on the basis of witness testimony, such as:

- place of event,
- road surface condition,
- movement of the vehicles before the collision or possibly stationary position of one of them,
- position of the vehicles immediately before impact,
- movement of the vehicles after the collision,
- position of the vehicles after the collision.

With such a scarce body of evidence, valuable information is derived from damage documentation, such as:

- models of the vehicles involved in the event,
- the extent of damage to the impacted vehicle,
- the extent of damage to the impacting vehicle (if inspected).

Taking into account the extent of deformations of both vehicles, the EES values of the impacted and impacting vehicles was estimated at 8 km/h and 10 km/h, respectively. These values were used as control values for simulating the collision. The results of a sample simulation based on such information and findings are shown in Figure 13.



Ryc. 13. Rekonstrukcja przykładowej kolizji
Fig. 13. Reconstruction of a sample collision

przyjęto jako kontrolne do symulacji zderzenia pojazdów. Na rycinie 13 przedstawiono wyniki przykładowej symulacji wykonanej na podstawie takich informacji i ustaleń.

W wyniku całościowej symulacji biomechanicznej ustalono następujące parametry kolizji:

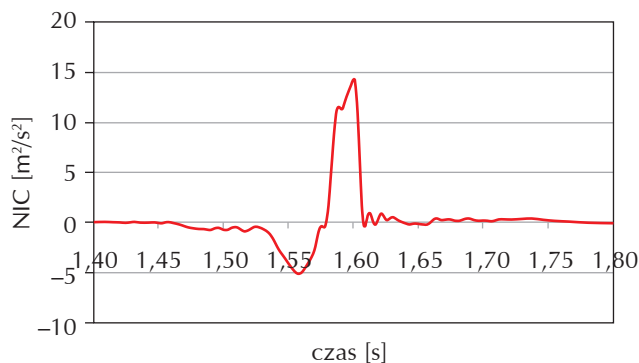
- prędkość kolizyjna samochodu uderzającego zbliżona była do 20 km/h,
- przyrost prędkości samochodu uderzanego Δv wynosił 7 km/h,
- przyspieszenie samochodu uderzanego wywołane zderzeniem było zbliżone do 3 g,
- maksymalne przyspieszenie górnej części tułowia pasażera (*torso*) było zbliżone do 4,5 g.

Obliczenia wskaźnika NIC dla tych warunków dały wynik zbliżony do $14 \text{ m}^2/\text{s}^2$ (ryc. 14).

Konfrontacja powyższych parametrów z opisanymi kryteriami oceny powstania obrażeń typu *whiplash* prowadzi do wniosku, że w danych warunkach obciążenia działające na pasażera samochodu uszkodowanego nie uzasadniały powstania tego typu obrażeń:

- przyrost prędkości samochodu uderzanego Δv nie przekraczał wartości granicznych zarówno wg kryteriów Burga i Gratzera, jak i Großera i Fürbetha,
- średnie przyspieszenie pojazdu uderzanego nie przekraczało wartości granicznej wg Burga i Gratzera wynoszącej 3 g,
- maksymalne przyspieszenie górnej części tułowia pasażera (*torso*) nie przekraczało wartości granicznej wg Burga i Gratzera wynoszącej 6 g,
- wskaźnik NIC nie przekraczał wartości granicznej wynoszącej $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$.

Należy również podkreślić znaczenie EES jako parametru kontrolnego, zapewniającego adekwat-



Ryc. 14. Rozkład wskaźnika NIC dla pasażera uderzanego samochodu

Fig. 14. NIC distribution for the passenger of the impacted vehicle

As a result of an all-inclusive biomechanical simulation the following collision parameters were determined:

- collision speed of the impacting vehicle was close to 20 km/h,
- speed gain of the impacted vehicle: Δv 7 km/h,
- acceleration of the impacted vehicle induced by the collision was close to 3 g,
- maximum acceleration of the upper part of the passenger's body (*torso*) was close to 4.5 g.

Furthermore, the NIC index calculated for the above conditions was close to $14 \text{ m}^2/\text{s}^2$ (Fig. 14).

By confronting the above parameters with the presented criteria for evaluating whiplash injuries one will conclude that in the collision in question the loads acting on the passenger of the impacted vehicle were unlikely to cause such injuries:

- the speed gain of the impacted vehicle Δv did not exceed the boundary values specified according to both Burg and Gratzner and Großer and Fürbeth criteria,
- the mean acceleration of the impacted vehicle did not exceed the Burg and Gratzner limit value of 3 g,
- the maximum acceleration of the upper part of the passenger's body (*torso*) did not exceed the Burg and Gratzner limit of 6 g,
- the NIC did not exceed the boundary value of $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$.

Finally, the importance of the EES as a control parameter should be emphasised, as it ensures the consistency of the simulated dynamics of vehicle movement with that of the actual impact.

ność wynikającej z symulacji dynamiki ruchu pojazdów do dynamiki rzeczywistego zderzenia. Przykładowo, przyjęcie jedynie pokolizyjnego toru ruchu pojazdów jako parametru kontrolnego symulacji i brak kontroli wskaźnika EES może prowadzić do istotnych błędów.

W celu przedstawienia możliwego rozrzutu wyników wpływającego na zmianę wniosków dokonano ponownej symulacji zderzenia. W tym wariacie uwzględniono analogiczne położenie samochodu uderzanego bezpośrednio przed zderzeniem i w miejscu pokolizyjnym, przyjęto natomiast łagodne opóźnienie hamowania samochodu uderzanego rzędu $1,4 \text{ m/s}^2$.

Ze względu na duży zakres prawdopodobnego opóźnienia hamowania podczas takiego ruchu może wystąpić duży rozrzut wytraconej prędkości kolizyjnej, która ma bezpośredni wpływ na wynikowe przeciążenia działające na osoby znajdujące się w uderzanym pojeździe. Rycina 15 przedstawia wyniki przykładowej symulacji wykonanej na podstawie takich danych.

Pozornie obie przedstawione kolizje mają ten sam przebieg, jeśli porównamy jedynie położenia pojazdów w charakterystycznych momentach zderzenia. Jednak w drugim wariacie parametry służące do późniejszej oceny przeciążeń są odmienne:

- prędkość kolizyjna samochodu uderzającego była zbliżona do 45 km/h ,
- przyrost prędkości samochodu uderzanego Δv wynosił 17 km/h ,
- przyspieszenie samochodu uderzanego wywołane zderzeniem było zbliżone do $7,5 \text{ g}$,

For example, if the post-accident vehicle trajectory is the only control parameter used in the simulation and the EES is not taken into account, significant errors are likely to occur.

In order to present possible dispersion of results affecting the change of conclusions, the simulation of the sample collision was repeated. This time, the position of the impacted vehicle immediately before and after the collision was the same as previously, but a mild brake lag of 1.4 m/s^2 was assumed for that vehicle.

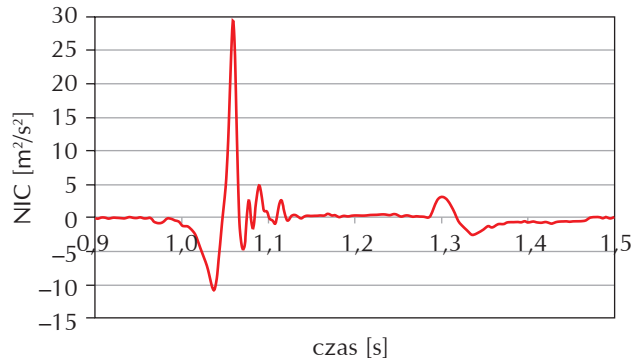
Due to the large range of probable brake lag during a movement of this kind, one should expect a large spread of the dissipated collision speed, which has a direct effect on the resulting overload acting on the occupants of the impacted vehicle. The following are the results of a sample simulation based on such information and findings (Fig. 15).

The two collisions presented above apparently seem to follow the same course, as long as the only compared parameter is the vehicles' positions in characteristic points in time of the collisions. However, in the conditions of the second scenario, the parameters subsequently used to evaluate the overloads are different:

- collision speed of the impacting vehicle was close to 45 km/h ,
- speed gain of the impacted vehicle Δv was 17 km/h ,
- the acceleration of the impacted car caused by the collision was close to 7.5 g ,
- the maximum acceleration of the upper part of the passenger's body (torso) was close to 12.5 g .



Ryc. 15. Przebieg przykładowej kolizji przy nieadekwatnych parametrach EES deformacji obu pojazdów
Fig. 15. Collision sequence with inadequate EES deformation parameters for both vehicles



Ryc. 16. Rozkład wskaźnika NIC dla pasażera uderzanego samochodem

Fig. 16. NIC distribution for the occupant of the impacted vehicle

- maksymalne przyspieszenie górnej części tułowia pasażera (*torso*) było zbliżone do 12,5 g.

Obliczenia wskaźnika NIC dla tych warunków kolizji dały wynik zbliżony do $29 \text{ m}^2/\text{s}^2$ (ryc. 16).

Konfrontacja powyższych parametrów z opisanymi kryteriami oceny powstania obrażeń typu *whiplash* prowadzi do wniosku, że w danych warunkach zostałyby spełnione wszystkie kryteria uzasadniające powstanie tego typu obrażeń:

- przyrost prędkości samochodu uderzanego Δv przekraczał wartości graniczne zarówno wg kryteriów Burga i Gratzera, jak i Großera i Fürbetha,
- średnie przyspieszenie pojazdu uderzanego przekraczało wartość graniczną wg Burga i Gratzera wynoszącą 3 g,
- maksymalne przyspieszenie górnej części tułowia pasażera (*torso*) przekraczało wartość graniczną wg Burga i Gratzera wynoszącą 6 g,
- wskaźnik NIC przekraczał wartość graniczną wynoszącą $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$.

W tym wariancie wynikowa wartość EES samochodu uderzanego wynosiła ok. 19 km/h, a samochodu uderzającego ok. 24 km/h. Ich weryfikacja wykazałaby jednoznacznie nieadekwatność dynamiki zderzenia wynikającej z symulacji do dynamiki zderzenia podczas rzeczywistej kolizji. Wnioski dotyczące możliwości powstania obrażeń typu *whiplash* również byłyby błędne.

Ryciny 17 i 18 przedstawiają wyraźne różnice uszkodzeń przykładowego pojazdu dla wartości EES 9 km/h i 29 km/h.

Wnioski

Współczesne narzędzia analityczne służące do rekonstrukcji zdarzeń drogowych umożliwiają pro-

The NIC calculated for these conditions was close to $29 \text{ m}^2/\text{s}^2$ (Fig. 16).

By confronting the above parameters with the presented criteria for evaluating whiplash injuries one will conclude that in the collision in question all criteria substantiating the occurrence of such injuries were met:

- the speed gain of the impacted vehicle Δv exceeded the boundary values according to both Burg and Gratzner and Großera and Fürbeth criteria,
- the mean acceleration of the impacted vehicle exceeded the Burg and Gratzner limit of 3 g,
- the maximum acceleration of the passenger's torso exceeded the Burg and Gratzner limit of 6 g,
- the NIC exceeded the boundary value of $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$.

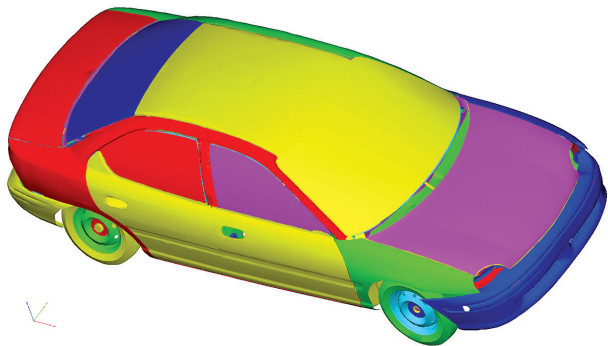
The resulting EES values for the impacted and impacting vehicles in this variant were approximately 19 km/h and 24 km/h, respectively. Verification of these values would reveal a striking inconsistency between the impact dynamics resulting from the simulation and those of the actual collision. Conclusions regarding the likelihood of whiplash injuries would also be incorrect.

The differences in vehicle damages at EES values of 9 km/h and 29 km/h are clearly shown in Figures 17 and 18.

Conclusions

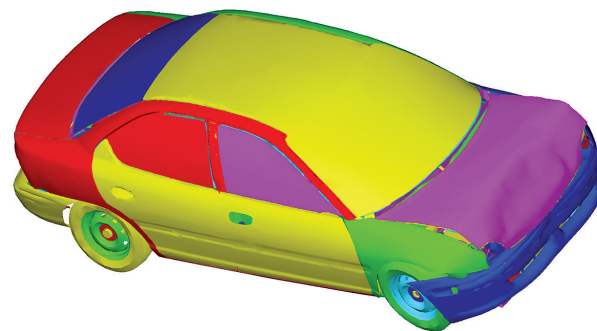
Contemporary analytical tools for traffic event reconstruction enable complex biomechanical analyses and estimation of loads acting on the human body during such events.

The results of biomechanical simulation can be used as a basis for the application of criteria to assess



Ryc. 17. Przykładowe uszkodzenia powstałe przy pełnym pokryciu przodu pojazdu, prostopadłym usytuowaniu płaszczyzny przeszkody do osi wzdłużnej pojazdu i parametrze EES 9 km/h (katalog FE PC-Crash)

Fig. 17. Example of damages caused with full coverage of the vehicle's front, with the obstacle plane perpendicular to the longitudinal axis of the vehicle and the EES of 9 km/h (FE PC-Crash catalogue)



Ryc. 18. Przykładowe uszkodzenia powstałe przy pełnym pokryciu przodu pojazdu, prostopadłym usytuowaniu płaszczyzny przeszkody do osi wzdłużnej pojazdu i parametrze EES 29 km/h (katalog FE PC-Crash)

Fig. 18. Example of damages caused with full coverage of the vehicle's front, with the obstacle plane perpendicular to the longitudinal axis of the vehicle and the EES of 29 km/h (FE PC-Crash catalogue)

wadzenie złożonych analiz biomechanicznych i szacowanie obciążeń działających na ciało człowieka w trakcie zdarzenia.

Wyniki symulacji biomechanicznej mogą stanowić podstawę zastosowania kryteriów oceny możliwości powstania obrażeń typu *whiplash* w danym zdarzeniu drogowym.

Obecnie praktyczne zastosowanie mają trzy kryteria oceny powstawania obrażeń typu *whiplash* i mogą one stanowić dodatkowy element weryfikacyjny podczas sporządzania kompleksowej opinii biegłego z zakresu medycyny sądowej i technicznej rekonstrukcji zdarzenia drogowego.

Analiza biomechaniczna jest komplementarna względem badań sądowo-lekarskich i powinna stanowić rutynowy element opinii kompleksowej.

Autor deklaruje brak konfliktu interesów.

Piśmiennictwo

References

1. Teresiński G. Weryfikacja dystorsji szyjnego odcinka kręgosłupa w praktyce sądowo-lekarskiej. Część I – ocena okoliczności i biomechaniki urazu. *Arch Med Sądowej Kryminol* 2013; 2: 69-78.
2. Teresiński G. Weryfikacja dystorsji szyjnego odcinka kręgosłupa w praktyce sądowo-lekarskiej. Część II – obiektywizacja obrażeń. *Arch Med Sądowej Kryminol* 2013; 3: 172-181.
3. Wach W. PC-Crash Program do symulacji wypadków drogowych. Poradnik użytkownika. Wydawnictwo IES, Kraków 2001.
4. PC-CRASH. A Simulation Program for Vehicle Accidents. Operating and Technical Manual.
5. Wach W. Biomechaniczne modele człowieka w programach do symulacji wypadków drogowych. *Paragraf na Drodze* 2008; 10: 24-38.

the possibility of whiplash injuries in a given traffic event.

Three criteria for the assessment of whiplash injuries are currently used in practice and may serve as an additional verifier in comprehensive forensic expert opinions and technical reconstructions of traffic incidents.

Biomechanical analysis is complementary to forensic and medical examinations and should be routinely included in comprehensive opinions.

The author declares no conflict of interest.

6. Wach W. Symulacja wypadków drogowych w programie PC-Crash. Wydawnictwo IES, Kraków 2009.
7. Eppinger R, Sun E, Bandak F, et al. Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems – II. National Highway Traffic Safety Administration 1999. https://www.nhtsa.gov/sites/nhtsa.dot.gov/files/rev_criteria.pdf
8. Eppinger R, Sun E, Kuppa S, Saul R. Supplement: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems – II. National Highway Traffic Safety Administration 2000. https://www.nhtsa.gov/sites/nhtsa.dot.gov/files/finalrule_all_0.pdf
9. Croft A, Herring P, Freeman M, Haneline M. The neck injury criterion: future considerations. *Accid Anal Prev* 2002; 34: 247-255.
10. Prochowski L, Unarski J, Wach W, Wicher J. Pojazdy samochodowe. Podstawy rekonstrukcji wypadków drogowych. Wydawnictwo WKiŁ, Warszawa 2008.
11. Jakubasch K, Stephan M, Haldi F, Wagner T. Nachschlagewerk für Sachverständige. IFBA, Dresden 1998.
12. Großer W, Fürbeth V. Studie zur HWS-Verletzung. *Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik* 1998; 36: 90-92.

Adres do korespondencji

Mirosław Kędzierski
Polskie Stowarzyszenie Biegłych Sądowych
do Spraw Wypadków Drogowych
al. Jana Pawła II 37, bud. G, lok. G155
31-864 Kraków, Polska
e-mail: mpkedzierski@gmail.com

Nadesłano: 27.11.2019

Zaakceptowano: 29.11.2019

Address for correspondence

Mirosław Kędzierski
Polish Association of Experts in Road Accidents
37 Jana Pawła II Ave, G155
31-864 Krakow, Poland
e-mail: mpkedzierski@gmail.com

Submitted: 27.11.2019

Accepted: 29.11.2019

Opracowanie na podstawie referatu wprowadzającego do panelu dyskusyjnego na temat problemów opiniowania sądowo-lekarskiego w przypadkach dystorsji kręgosłupa szyjnego (urazy typu *whiplash*) wygłoszonego 19 września 2019 r. podczas XVIII Zjazdu Polskiego Towarzystwa Medycyny Sądowej i Kryminologii w Lublinie.

Based on the introductory lecture to the discussion panel on problems associated with the preparation of medico-legal expert opinions in cases of distortion of the cervical spine (whiplash injuries) during the 18th Congress of the Polish Society of Forensic Medicine and Criminology held in Lublin on 19 September 2019.