

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu



MECHANISMY PORANĚNÍ V OBLASTECH EXTRÉMNÍHO ZATÍŽENÍ

INJURY MECHANISMS OF THE EXTREME LOAD

Autoreferát disertační práce

Zpracoval:

Ing. Hynek Purš

Školitel:

Prof. Ing. Jan Kovanda, CSc.

2017

SOUHRN: Předložená disertační práce je zaměřena do oblasti biomechaniky extrémních zátěží. Experimenty v této oblasti jsou velmi obtížně realizovatelné, obvykle se vychází z extrapolací provedených měření. Projekt vychází z předpokladu, že dopravní nehody vytvářejí zátěže definici extrémních zátěží odpovídající. Jejich matematické simulace pak umožní zátěže mapovat a vyhodnocovat. Práce se zabývá třemi oblastmi: nehodami chodců, bočním nárazem se zatížením dítěte a úvahou o whiplash poranění. Předkládá detailní analýzu vybraných dějů včetně analýzy citlivosti včetně parametrů impaktorů.

Problém: Je řešena otázka popisu a analýzy extrémních zátěží. Jako oblast jsou zvoleny dopravní nehody a jejich analýza je provedena počítačovou simulací.

Hypotéza: Analýza dopravních nehod metodou počítačové simulace, je odpovídajícím nástrojem ke zjišťování tolerance lidského těla na extrémní zátěž.

Cíl: Využít dostupná data vybraných dopravních nehod a jejich následnou simulaci k určení extrémních zátěží osob zatížených během nehodového děje.

Metoda: Zvolenou metodou je počítačová simulace. V části analýzy kolize s chodcem je zvolen přístup metody dynamiky soustav tuhých těles. Boční náraz do dětské figuríny je řešen metodou konečných prvků.

Výsledky a závěry: Výsledkem práce jsou sestavené matematické modely vybraných dopravních nehod a je provedena citlivostní analýza na vstupní parametry. Výsledky ukazují, že jsou dosaženy zátěže odpovídající definici extrémních zátěží. Počítačová analýza reálných dopravních nehod je možným a vhodným nástrojem výzkumu v oblasti biomechaniky extrémních zátěží.

Klíčová slova: extrémní zátěž organismu, biomechanika poranění, dopravní nehoda, počítačová simulace, dynamika soustav, metoda konečných prvků.

SUMMARY: This dissertation is focused on the biomechanics of extreme loads. Experiments in this area are very difficult to implement, usually based on the extrapolation of the measurements provided with volunteers, PMHS, etc. The project is based on the assumption that traffic accidents generate loads according to the definition of extreme loading. Their mathematical simulations allow to map and evaluate the applied loads. Work covers three areas: pedestrian accidents, side impact of the child and loads reflection of the whiplash injuries. The thesis present a detailed analysis of selected processes including sensitivity analysis of the impact conditions and of the parameters of the impactors.

Problem: Main task is to solve the problem of description and analysis of extreme loads. As the area are selected traffic accidents and their analysis is performed by a computer simulation.

Hypothesis: An analysis of accidents by computer simulation is an adequate tool to detect human body tolerance to the extreme loadings.

Objective: The utilisation of the available data from selected traffic accidents and their subsequent simulation enables to determine the extreme loads of people during traffic accidents.

Method: The chosen method is a computer simulation. The multibody dynamics is an analysis tool of the collision with a pedestrian. The finite element method is applied for the side impact of child dummies.

Outcome and Conclusions: The results are compiled mathematical models of selected accidents and a sensitivity analysis on the input parameters. The results show that the obtained loads are corresponding to the definition of extreme loads. Computer analysis of the real accidents are appropriate research tool in the field of the biomechanics of extreme loads.

Úvod:

Předložená práce je zaměřena na oblast extrémních zátěží v biomechanice. Jako oblast výskytu těchto jevů jsou zvoleny dopravní nehody. Při analýze zátěží jsou využity počítačové simulace. Práce se zaměřuje nejen na vlastní subjekt, ale i na impaktor. Jeho analýza umožňuje opakovatelnost a správnou interpretaci zkoumaných dějů. Studie rovněž uvažuje zadržné systémy, které vytvářejí příznivější rozložení a průběh zátěží.

Zásadní hypotéza předpokládá, že analýza dopravních nehod metodou počítačové simulace, je odpovídajícím nástrojem ke zjišťování tolerance lidského těla na extrémní zátěž. Tuto hypotézu práce na zvolených případech z praxe ověřuje. Dále uvedené analýzy budou z hlediska ověření této hypotézy hodnoceny.

Výpočetními nástroji jsou systém HyperWorks firmy Altair, který umožňuje řešit dané problémy pomocí různých algoritmů. V případě předložené studie jde o metodu vycházející z dynamiky tuhých těles a o metodu konečných prvků, pracující s diskretizovaným kontinuem. Výstupem výpočtů jsou vedle fyzikálních veličin i obecně přijatá a využívaná kritéria poranění. Dalším nástrojem je systém MADYMO z výzkumného ústavu TNO. Jde o software vysoce specializovaný na pasivní bezpečnost vozidel a jeho vnitřní algoritmus vychází z dynamiky soustav tuhých těles. Ta je možno doplnit o vlastnost lineární a nelineární poddajnosti, nebo je pomocí interface modelovat sítí konečných prvků. Systém obsahuje databázi figurín, modely lidského těla a jako výstupy nabízí širokou škálu biomechanických kritérií poranění.

Práce vychází z projektů, které byly řešeny v praxi a tedy vstupní veličiny, počáteční a okrajové podmínky vycházejí z reálných dat. Předložené simulace lze tedy považovat za realistické a metodiku jejich výpočtu za přenositelnou na další řešené případy. Projekt má rysy mezioborové disciplíny, využívá znalosti a zkušenosti z oborů matematických simulací, strojírenství a dopravního inženýrství a aplikuje je do oblasti biomechaniky extrémních zátěží. Jejich výzkum provádí matematickými nástroji, které jsou validovány reálnými případy.

Základní biomechanická kritéria poranění

Hodnocení závažnosti poranění se v praxi provádí na základě biomechanických kritérií poranění, nebo podle stupnice hodnocení AIS.

Získané výsledky a údaje mohou pomoci posoudit závažnost zranění nejen na základě různých počátečních podmínek a mohou poskytnout potřebná data pro matematické modely. Posouzení reálných nehod, testů, nebo matematických simulací se obvykle hodnotí podle kritérií, založených na základě pravděpodobnostní analýzy závažnosti poranění sledované části lidského těla. Ty korelují se zatížením, kterému je určitý biologický subsystém vystaven. Globální pohled poskytuje hodnocení podle AIS (Abbreviated Injury Scale). Tato metodika vyjadřuje závažnost poranění na stupnici hodnot od 0 do 6, neznámé případy jsou klasifikovány stupněm 9. [18]

Kritéria poranění hlavy

Hlava je nejkritičtější část lidského těla z hlediska závažnosti a četnosti poranění. Průměrná hmotnost hlavy 50% muže činí 4,54 kg a průměrné momenty setrvačnosti jsou $I_{xx} = 0,022 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$, $I_{yy} = 0,0242 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$ a $I_{zz} = 0,0159 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$. Při hledání vhodného kritéria byly hledány různé cesty popisu kontaktu s impaktorem.

HPC – Head Performance Criterion

HPC představuje zkratku pro Head Performance Criterion, což je nejčastěji používané kritérium pro posouzení poranění hlavy při nárazových zkouškách vozidel. Během dlouhé historie destrukčních zkoušek vozidel bylo, při použití figurín, téměř vždy stanoveno HPC. Databáze hodnocení nárazů podle tohoto kritéria je velmi cenná a to i přes nedostatky v metodice jeho stanovení. Vstupním údajem pro výpočet je průběh zrychlení měřený akcelerometry, které jsou umístěny v těžišti hlavy zkušební figuríny. Hodnota kritéria se určí z daného časového intervalu průběhu celkového zrychlení.

Rozsah intervalu je stanoven na 36 ms (HPC_{36}), a to v případě, že během nárazu nedojde k tvrdému kontaktu hlavy. Pro případ tvrdého kontaktu hlavy činí rozsah intervalu 15 ms (HPC_{15}). Časový interval 36 ms, resp. 15 ms se určuje z oblasti průběhu zrychlení o maximálních hodnotách. Výsledná hodnota HPC_{36} , resp. HPC_{15} by neměla překročit hodnotu 1000, která je považována za limitní.

$$HPC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} \right\}_{max} \quad (1)$$
$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

kde: a výsledné zrychlení [$\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$]
 t_1 počátek sledovaného děje [s]
 t_2 konec sledovaného děje [s]

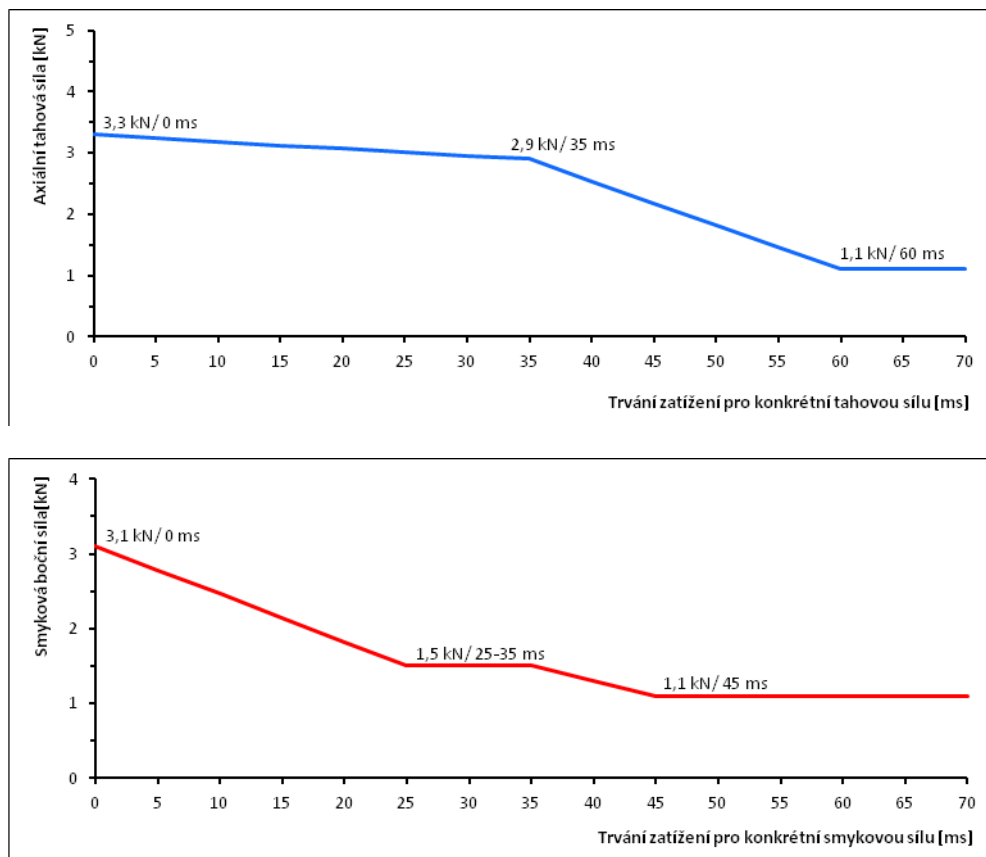
Hodnoty kritéria HPC jsou identické s hodnotami kritéria HIC (Head Injury Criterion), které se alternativně používá a využití jeho značení je běžnější, než HPC. [15]

Kritéria poranění krku

Poranění krční páteře koreluje často se zatížením hlavy. Samostatný výzkum a modely krční páteře jsou předmětem relativně nedávného výzkumu.

NIC (front impact ECE) – Neck Injury Criterion

Kritérium NIC (Neck Injury Criterion) se používá při nárazových zkouškách realizovaných dle EHK/OSN č. 94 a 95. Stanovuje maximální axiální tlakové síly, maximální axiální tahové síly a maximální smyková napětí působící na oblast krční páteře tak, jak je znázorněno na obr. 1. [15]



Obr. 1: Axiální tahové síly a smykové síly působící na krk v závislosti na čase [25]

Kritéria poranění hrudníku

K měření biomechanické odezvy hrudníku v závislosti na velikosti zrychlení, sil, deformací a tlaků, bylo provedeno mnoho experimentů. Data byla následně využita k vývoji zkušebních figurín určených pro měření veličin při čelním a bočním nárazu a k odvození kritérií poranění hrudníku.

3 MS – kritérium tří milisekund

Kritérium 3 MS říká, že kumulativní zrychlení větší než 60 g naměřené při zkoušce nesmí trvat déle než 3 ms. Je to nejjednodušší kritérium vycházející z měření jedné veličiny, je použitelné pro mnoho biologických tkání, orgánů a subsystémů.

VC – Viscous Criterion

Viscous Criterion neboli kritérium měkkých tkání se používá pro čelní i boční náraz v souladu s předpisy EHK/OSN č. 94 a 95 a metodikou EuroNCAP. Hodnota udává maximální velikost rychlosti deformace hrudníku, kde maximální přípustná hodnota je $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

$$VC = SF * \frac{Y_{CFC180}}{DC} * \frac{dY_{CFC180}}{dt} \quad (2)$$

kde: Y_{CFC180} deformace hrudníku [m]
 dY_{CFC180}/dt rychlost deformace [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]
 SF poměrový faktor
 DC deformační konstanta

ThPC – Thorax Performance Criterion

Kritérium ThPC (Thorax Performance Criterion) je určeno pro zkoušky bočního nárazu. Skládá se z kritéria deformace žebér RDC (Rib Deflection Criterion), jehož hodnota musí být menší nebo rovna 42 mm, a kritéria VC.

TTI – Thoracic Trauma Index

Kritérium TTI (Thoracic Trauma Index) se používá v případech bočního nárazu. Předpokládá se, že výskyt poranění souvisí s maximálním laterálním zrychlením, soustředěným do boční žeberní stěny, a spodní části hrudní páteře. Alternativně bere v úvahu hmotnost a věk testovaného subjektu a tak kombinuje informace o kinematice s ostatními individuálními parametry daného subjektu. Vypočte se z následujícího vztahu.

$$TTI = 1,4 Age + 0,5 (Rib_y + T12_y) * \frac{M}{M_{st}} \quad (3)$$

kde: Age věk osoby [rok]
 Rib_y maximální zrychlení mezi 4. a 8. žebrem [g]
 $T12_y$ maximální zrychlení na 12. hrudním obratli [g]
 M hmotnost pasažéra [kg]
 M_{st} standardní hmotnost 75 kg

Maximální přípustná hodnota kritéria je 85 g pro čtyřdveřové automobily a 90 g pro dvoudveřové. [4]

CTI – Combined Thoracic Index

Kritérium CTI (Combined Thoracic Index) hodnotí poranění oblasti hrudníku v případě čelního nárazu.

$$CTI = \left(\frac{A_{max}}{A_{int}} \right) + \left(\frac{D_{max}}{D_{int}} \right) \quad (4)$$

kde: A_{max} 3 ms maximální výchylky z výsledného zrychlení míchy [g]

- A_{int} kritická 3 ms hodnota [g]
- D_{max} průhyb hrudníku [mm]
- D_{int} kritická hodnota průhybu hrudníku [mm]

ThCC – Thoracic Compression Criterion

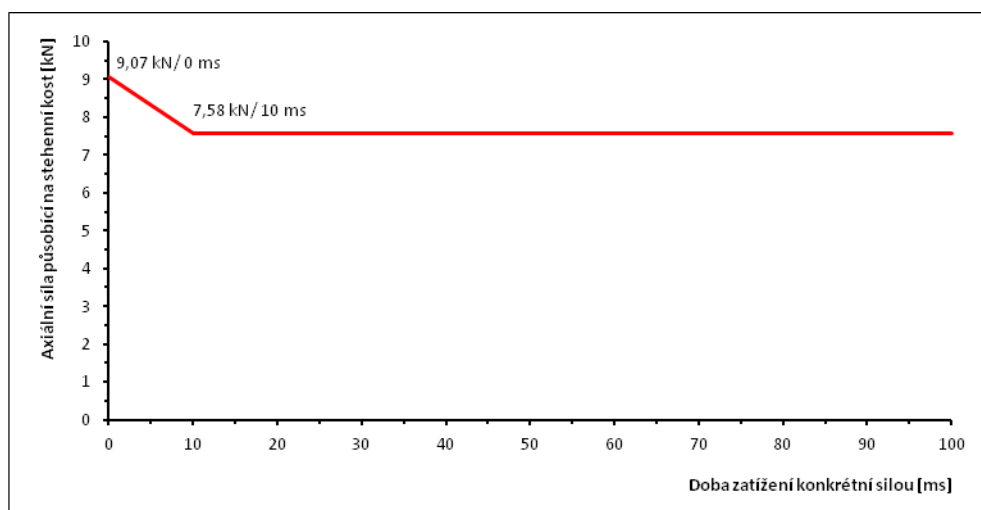
Kritérium ThCC (Thoracic Compression Criterion) se používá při zkouškách čelního nárazu. Kritérium stlačení hrudníku mezi hrudní kostí a páteří se stanovuje dle okamžité hodnoty komprese hrudníku, které nesmí přesáhnout 50 mm. [8]

Kritéria poranění dolních končetin a pánve

Poranění dolních končetin a pánve zpravidla nepředstavují ohrožení života, pokud nedojde k poranění velkých cév. Jejich četnost je ale značná a mají velký vliv na kvalitu života subjektu.

FFC (ECE) – Femur Force Criterion

Kritérium FFC (Femur Force Criterion) je používáno při čelních nárazových zkouškách realizovaných dle EHK/OSN č. 94 a hodnotí maximální přípustné tlakové napětí působící na stehenní kost. Závislost působící síly na čase je znázorněna na obr. 2.



Obr. 2: Velikost síly působící na stehenní kost v závislosti na čase [25]

TI – Tibia Index

Kritérium TI (Tibia Index) hodnotí velikost tlakové síly působící v podélném osovém směru a velikosti ohybových momentů působících během nárazu na holenní kost. Výpočet kritéria, jehož výsledná hodnota nesmí přesáhnout hodnotu 1,3.

$$TI = \left| \frac{M_R}{(M_C)_R} \right| + \left| \frac{F_Z}{(F_C)_Z} \right| \quad (5)$$

$$M_R = \sqrt{(M_x)^2 + (M_y)^2}$$

- kde:
- M_x ohybový moment vztažený k ose x [Nm]
 - M_y ohybový moment vztažený k ose y [Nm]

$(M_C)_R$ kritický ohybový moment [Nm]

F_Z tlakové napětí působící v ose z (podélná osa holenní kosti) [kN]

$(F_C)_Z$ kritická tlaková síla působící v ose z [kN]

PSPF – Pubic Symphysis Peak Force

Kritérium PSPF (Pubic Symphysis Peak Force) určuje maximální přípustnou sílu působící na pánevní kost, která je stanovena na hodnotu 6 kN.

Kritérium poranění břicha

Oblast břicha představuje anatomicky složitou strukturu, převážně měkkých orgánů s velkým vlivem nesymetrie levé a pravé strany. Tento efekt má význam u tříbodových bezpečnostních pasů. Krajina břicha není u současných figurín realisticky vytvořena a výpočty mají vyšší vypovídací hodnotu, než základní testy.

APF – Abdominal Peak Force

Kritérium poranění břicha APF (Abdominal Peak Force) je používáno při zkouškách bočního nárazu a vypočte se dle vztahu (6). Kritérium udává maximální hodnotu součtu tří sil měřených 39 mm pod povrchem zkušební figuríny z nárazové strany. Maximální přípustná hodnota zatížení je menší nebo rovna hodnotě 2,5 kN, což je ekvivalent pro vnější působící sílu o velikosti 4,5 kN.

$$APF = \max\{F_{y\,Front} + F_{y\,Middle} + F_{y\,Rear}\} \quad (6)$$

kde: $F_{y\,Front}$ síla působící na přední část břišní oblasti [N]

$F_{y\,Middle}$ síla působící na střední část břišní oblasti [N]

$F_{y\,Rear}$ síla působící na zadní část břišní oblasti [N]

Uvedená kritéria jsou základními výstupy z provedených simulací, popsaných v následujících kapitolách.

Simulace kolize chodce s vozidlem

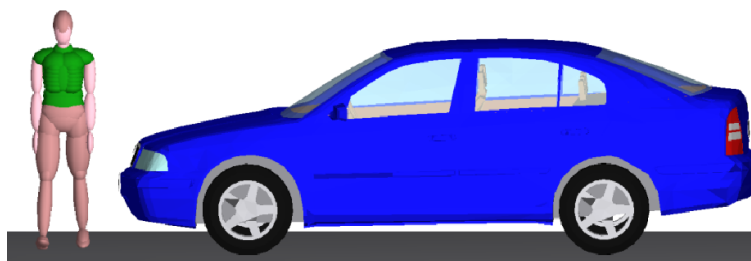
Pro aplikaci v simulaci kolize vozidla s chodcem byl z databáze sw Madymo použit model 50% Hybrid III. Chodec je situován tak, abychom simulovali chůzi člověka např. po přechodu pro chodce.

Při simulacích kolize vozidla s chodcem se snažíme pokud možno nejvíce postihnout reálnou situaci a proto je model chodce umístěn v různých pozicích vůči vozidlu.

Hlavní myšlenkou této kapitoly je analýza závislosti míry poranění chodce při kolizi s vozidlem na předem definovaných vstupních parametrech pomocí softwarových simulací. Vstupními parametry jsou míněny faktory, které mohou nějakým způsobem ovlivnit chování chodce při kolizi s vozidlem.

Základní model kolize „osobní automobil – chodec“

Sestava celé simulace střetu vozidlo – chodec je zobrazena na obr. 3. Tento model byl brán jako „výchozí“ pro sestavení dalších simulací jednotlivých kolizí. Figurína reprezentující chodce stojí blízko před vozidlem, a to bokem k nárazníku vozidla. Chodec je mírně nakročen, čímž byla postižena skutečná pozice nohou chodce při chůzi, např. po přechodu. Vozidlo se pohybuje rychlostí 25 km/hod a těsně před samotným nárazem začíná intenzivně brzdit, až následně úplně zastaví.



Obr. 3 Základní poloha „Škoda Octavia Tour vs. chodec“

výchozí nastavení simulačního modelu	
vozidlo	počáteční rychlost automobilu 25 km/h
	těsně před kolizí začne vozidlo brzdit se zpomalením cca 9 m/s ²
	hmotnosti vozidla 1350 kg
chodec	rychlost pohybu chodce 0 km/h
	mírné nakročení nohou chodce
	hmotnost chodce 75 kg

Tab. 1 Výchozí nastavení simulačního modelu kolize chodce s vozidlem

Na dalších obrázcích (viz níže) je znázorněna kinematika chodce během kolize s vozidlem za „výchozích podmínek“.



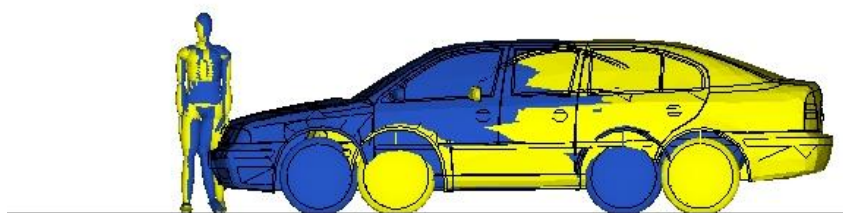
Obr. 4 Simulace střetu „Škoda Octavia Tour vs. chodec“

Rychlost vozidla

Je zřejmé, že čím vyšší rychlostí se pohybuje vozidlo, které následně porazí chodce, tím vyšší poranění chodec utrpí. K tomuto vztahu lze samozřejmě dojít i prostou úvahou bez výsledků složitých analýz. Výsledky simulací však navíc poukázaly na další závažnou skutečnost. Pokud sledujeme změnu biomechanického kritéria poranění hlavy (HIC – Head Injury Criterion) v závislosti na vzrůstající nárazové rychlosti, tak podle očekávání jeho hodnoty rostou. Co je však patrné až z konkrétních výsledků simulací, je prudkost nárůstu velikosti HIC. Jako příklad lze uvést, že pro rychlost 25km/hod bylo naměřeno HIC 1667,2. Pro rychlost 40km/hod už hodnota dosáhla HIC 6003,3, což znamená více než trojnásobné poranění!

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor rychlost vozidla	20 km/h	0,1478	116,43	1823,5	3,50E+003	2,26E+003	5,19E+000	2,28E+000
	25 km/h	0,2419	190,16	1667,2	4,16E+003	4,89E+003	6,49E+000	3,74E+000
	30 km/h	0,3018	242,89	1879,3	4,66E+003	7,31E+003	7,84E+000	5,23E+000
	40 km/h	0,4715	382,83	6003,3	7,89E+003	1,16E+004	1,10E+001	7,98E+000
	50 km/h	0,7105	583,82	14533	1,20E+004	1,52E+004	1,43E+001	1,06E+001
	60 km/h	0,9645	789,50	20934	1,78E+004	1,89E+004	1,78E+001	1,37E+001

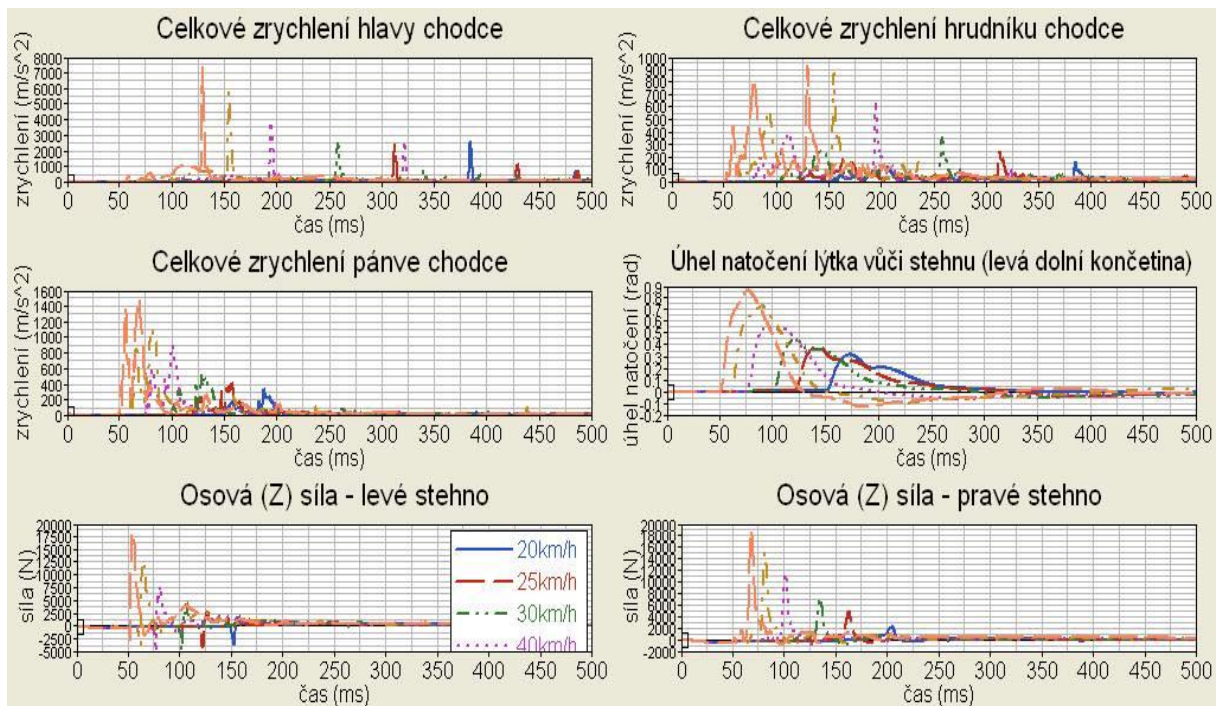
Tab. 2 Kritéria poranění – faktor rychlosti vozidla



Obr. 5 Kolize chodce a automobilem o rychlosti 20 km/h (žlutý model) a 60 km/h (modrý model) – první kontakt vozidla jedoucího 60 km/h



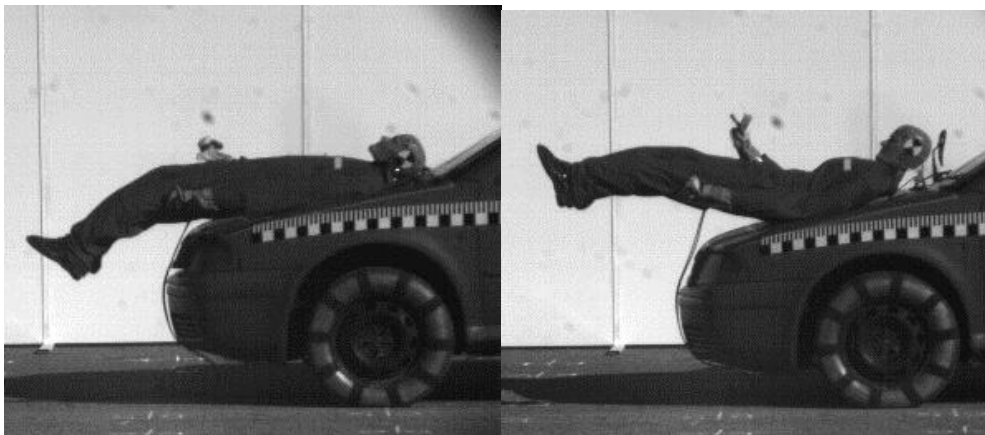
Obr. 6 Kolize chodce a automobilem o rychlosti 20 km/h (žlutý model) a 60 km/h (modrý model) – první kontakt vozidla jedoucího 20 km/h



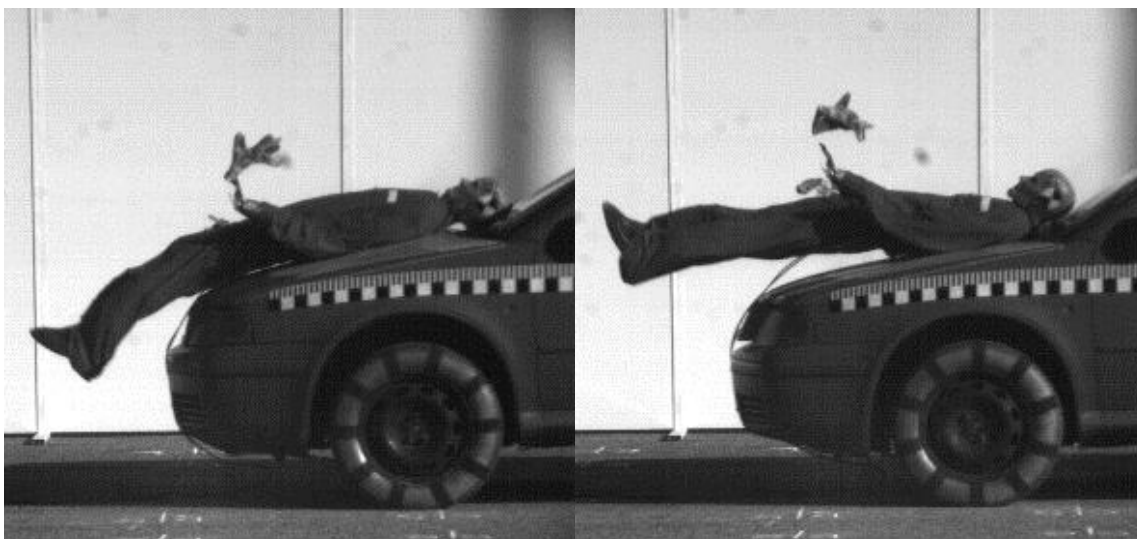
Obr. 7 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor rychlosti vozidla)

Porovnání s reálným experimentem kolize „osobní automobil – chodec“

Matematická simulace je vždy náhradou reálného děje. V závislosti na dostupných datech pro sestavení matematického modelu je pak možné se co nejvíce přiblížit tomuto reálnému chování. Pokud je to možné je vždy přínosné výsledky simulací porovnat s reálnou situací, v tomto případě kolizí vozidla a chodce. Protože dostupná data ze skutečné srážky chodce a vozidla je vždy obtížné získat, je velmi cenné, pokud je možné výsledky simulace porovnat alespoň s výsledky z reálného experimentu. Pro porovnání výsledků z kolizní situace „osobní automobil – chodec“ bylo možné využít výsledků z experimentu provedeným kolegy z Ústavu dopravní techniky FD ČVUT na zkušební dráze v areálu SZZPLS, a.s., v Praze 6, Třanovského 622 v rámci řešení projektu MD ČR č. 1F44I/091/050. V experimentu bylo použito stejné vozidlo (Škoda Octavia) jako v matematické simulaci, fugurína představující chodce a zkouška byla provedena ve dvou rychlostech velmi podobných těm, které byly následně simulovány pomocí matematického modelu.



Obr. 7a Střet Škoda Octavia – chodec při střetové rychlosti 22km/h



Obr. 7b Střet Škoda Octavia – chodec při střetové rychlosti 37km/h

Výsledek experimentu

Zrychlení v hlavě figuríny

Kriterium poranění hlavy HPC

Střetová rychlost 22km/h

$HIC_{15} = 2080$ $t_1 = 0,439s$

Střetová rychlost 37km/h

HIC_{15} = hodnotu HIC nebylo možno určit, protože zrychlení v jedné z os nebylo změřeno z důvodu ztráty kontaktu v kabeláži.

Průběh zrychlení i vypočítané hodnoty kritéria HIC se týkají primárního nárazu, tedy nárazu na vozidlo. Ten je možné různými úpravami na vozidle přímo ovlivnit. Vzhledem k tomu, že se jedná o tvrdý kontakt, byla uvažována hodnota kritéria HIC_{15} .

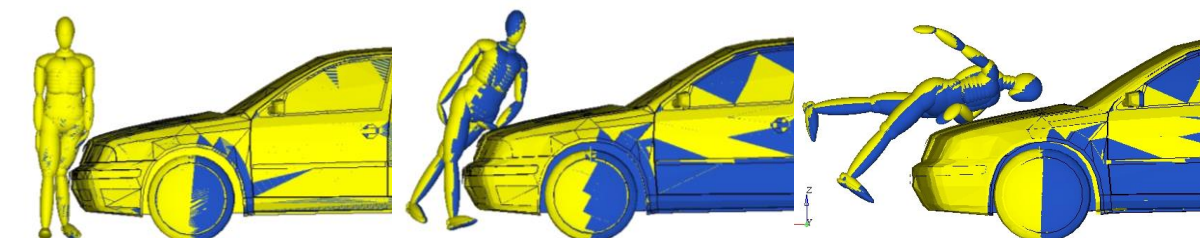
Srovnání výsledku z experimentu a simulace

Z výsledků získaných matematickou simulací a reálným experimentem je vidět velmi dobrá shoda výsledků parametru poranění hlavy a tím také potvrzení metodiky prováděné virtuální simulace. Parametru HIC bylo dosaženo ze simulace pro odpovídající rychlost (20 km/h) v hodnotě více než 1800. Z reálného experimentu byla pro odpovídající rychlost (22 km/h) získána hodnota HIC přes 2000. Drobné rozdíly ve výsledcích ze simulace a experimentu je možné vidět v kvalitě validace matematického modelu z dostupných dat, citlivosti okrajových podmínek prováděného testu jak v simulaci tak experimentu a dalších. Obě hodnoty jsou však poměrně výrazně nad limitní hodnotou pro dané kritérium a bylo by tedy možné celkem spolehlivě posuzovat povahu poranění chodce.

Zpomalení vozidla

V této kapitole byla simulována situace, kdy řidič během kolize s chodcem intenzivně brzdí. Zpomalení vozidla je určitým způsobem odstupňováno, čímž byla postižena reálná situace, která souvisí např. s technickým stavem brzd, se způsobem brzdění apod. Při sestavování simulačních střetů bylo zvoleno, že řidič začíná brzdit těsně před fyzickým kontaktem vozidla s chodcem.

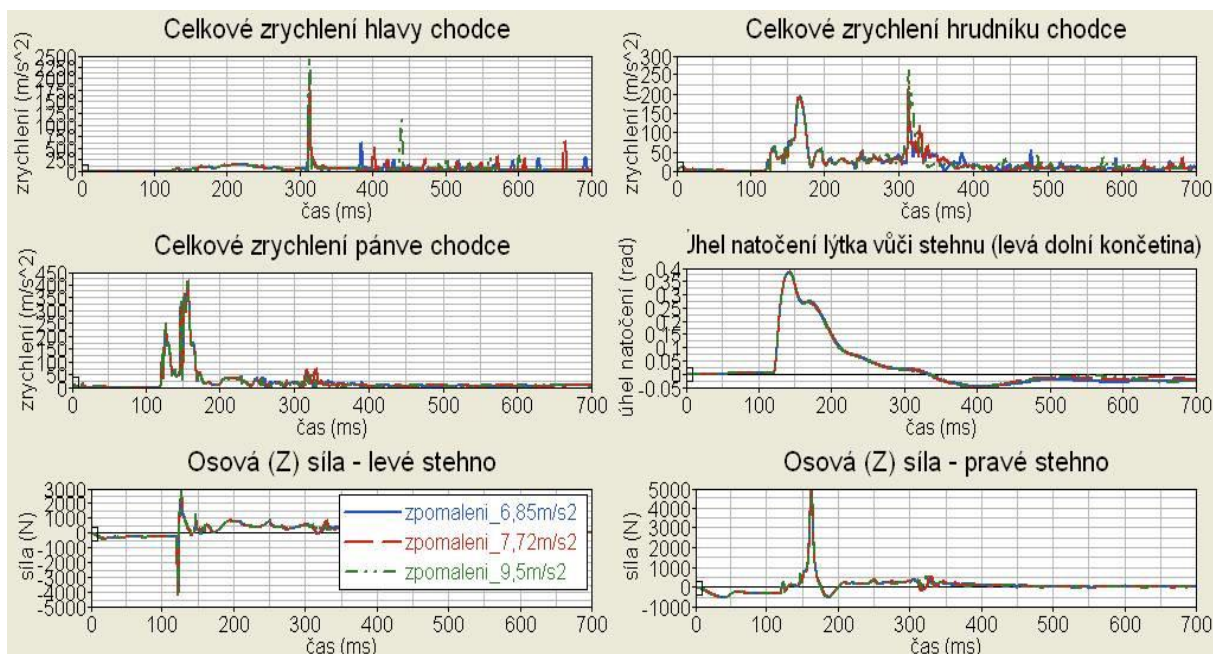
Výsledky výpočtů ukazují, že pro různé brzdné dráhy jsou poranění dolních končetin a hrudníku velmi podobná. Nezanedbatelný rozdíl vykazuje však kritérium HIC, popisující poranění hlavy. Na následující sekvenci, na obr. 8 je znázorněno porovnání chování chodce během kolize pro nejkratší (modrý model) a nejdelší brzdnou dráhu (žlutý model). Na obrázku vlevo je zachycen okamžik prvního kontaktu vozidla s figurínou. Obě barevně odlišené figuríny se zde zcela překrývají, což napovídá skutečnosti, že se ještě neprojevil rozdíl v intenzitě brzdění. Na obrázku uprostřed se již projevuje prudší brzdění modrého vozidla. Zde můžeme pozorovat odlišné chování právě hlavy chodce. Vlivem toho, že žluté vozidlo brzdí „pomaleji“, dochází v jeho případě k agresivnějšímu střetu s chodcem. Důsledkem tohoto je razantnější odražení chodce, hrudník, pánevní oblast a dolní končetiny žluté figuríny jsou dále od vozidla než v případě modré. Hlava žluté figuríny je vlivem agresivnějšího nárazu více vychýlena z počáteční polohy než v případě intenzivnějšího brzdění (modrý model), a to směrem ke kapotě. Následně dochází k „odvalování“ břišní oblasti a hrudníku chodce po kapotě, což je provázeno nárůstem úhlové rychlosti těchto partií kolem hrany kapoty. Zároveň dochází i k nárůstu úhlové rychlosti hlavy a jejímu pozdějšímu dopadu na kapotu. Protože v případě kolize chodce s vozidlem, které brzdí intenzivněji je hlava dále od vozidla (je blíže počáteční pozici), dostává tak větší prostor, ve kterém roste její úhlová rychlost. Zákonitě tak hlava chodce vyšší rychlostí i dopadá na kapotu vozidla, což je přímou příčinou vzniku vyššího rizika poranění.



Obr. 8 Pohyb chodce během kolize (žlutý model – zpomalení 6.85m/s^2 , modrý model - zpomalení 9.5 m/s^2)

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor zpomalení vozidla	6.85 m/s^2	0,2345	190,24	737,56	4,16E+003	4,94E+003	6,50E+000	3,77E+000
	7.26 m/s^2	0,2329	190,51	814,84	4,16E+003	4,93E+003	6,49E+000	3,76E+000
	7.72 m/s^2	0,2326	190,48	926,08	4,16E+003	4,93E+003	6,49E+000	3,76E+000
	8.22 m/s^2	0,2411	190,60	1294,2	4,16E+003	4,91E+003	6,49E+000	3,74E+000
	8.75 m/s^2	0,2415	189,58	1819,8	4,16E+003	4,89E+003	6,49E+000	3,74E+000
	9.50 m/s^2	0,2542	198,65	1777,4	4,16E+003	4,86E+003	6,49E+000	3,72E+000

Tab. 3 Kritéria poranění – faktor zpomalení vozidla



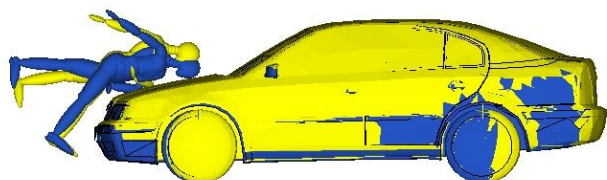
Obr. 9 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor zpomalení vozidla)

Hmotnost vozidla

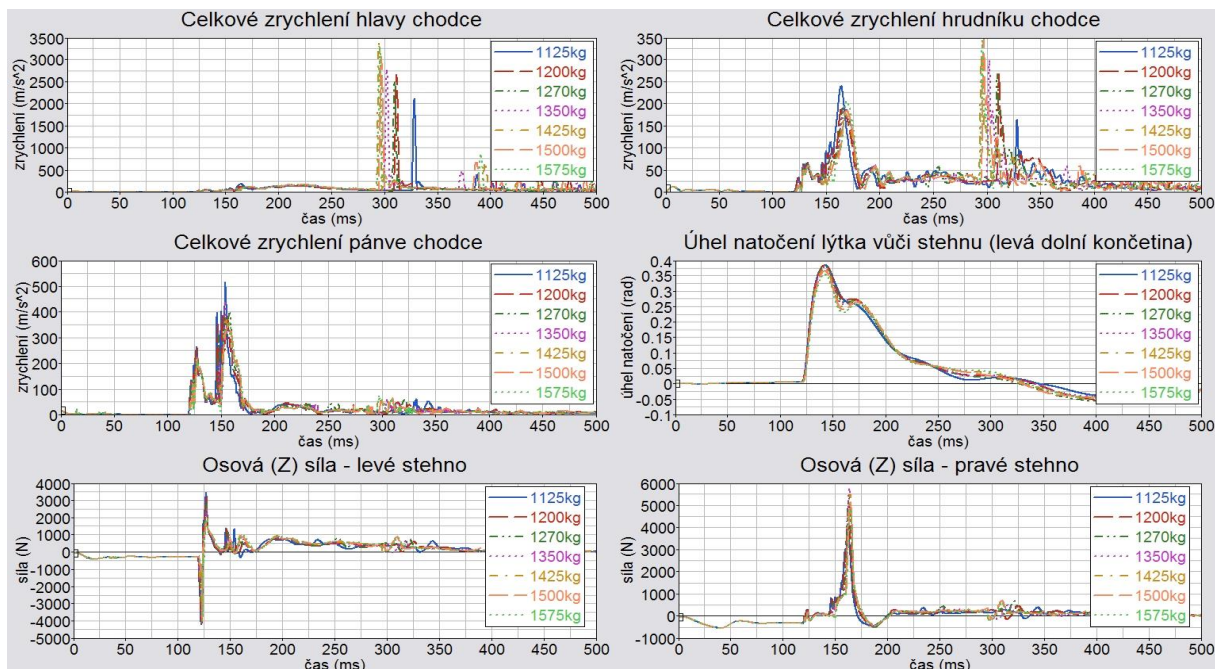
Vyhodnocení biomechanických kritérií ukazuje na zvýšení poranění hlavy chodce se vzrůstající hmotností jedoucího vozidla. Tímto se potvrzuje předpoklad, že vozidlo o vyšší hmotnosti, pohybující se stejnou rychlostí, disponuje vyšší kinetickou energií a následně během kolize také vyšší energii předává i chodci. To má za následek razantnější podražení chodce, které způsobí zvýšení úhlové rychlosti dopadajících horních partií figuríny na kapotu. Velikosti ostatních sledovaných kritérií jsou vzájemně velice podobné.

kritéria poranění	CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right	
faktor hmotnost vozidla	1125 kg	0,2792	225,54	1112,6	4,14E+003	3,53E+003	6,57E+000	2,84E+000
	1200 kg	0,2934	189,69	2180,6	4,15E+003	4,22E+003	6,52E+000	3,37E+000
	1275 kg	0,2434	191,06	1957,2	4,18E+003	5,32E+003	6,47E+000	3,98E+000
	1350 kg	0,2675	186,99	2555,4	3,71E+003	5,05E+003	6,38E+000	4,05E+000
	1425 kg	0,3073	176,66	4077,8	3,97E+003	5,50E+003	6,29E+000	3,84E+000
	1500 kg	0,2914	216,31	3150,4	3,79E+003	5,13E+003	6,20E+000	3,57E+000
	1575 kg	0,3185	206,29	3702,3	3,70E+003	4,84E+003	6,14E+000	3,34E+000

Tab. 4 Kritéria poranění – faktor hmotnosti vozidla



Obr. 10 Kolize chodce s automobilem o hmotnosti 1125kg (žlutý model) a 1575kg (modrý model)



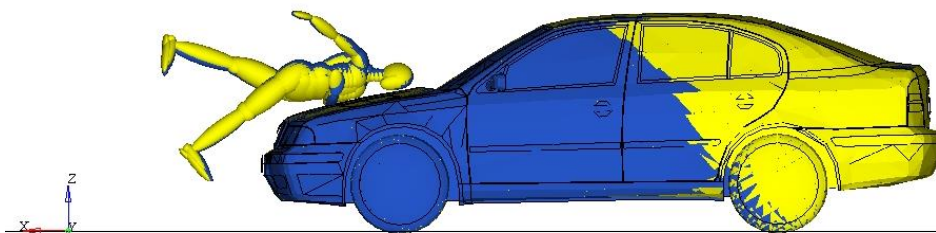
Obr. 11 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor hmotnosti vozidla)

Tuhost místa primárního střetu

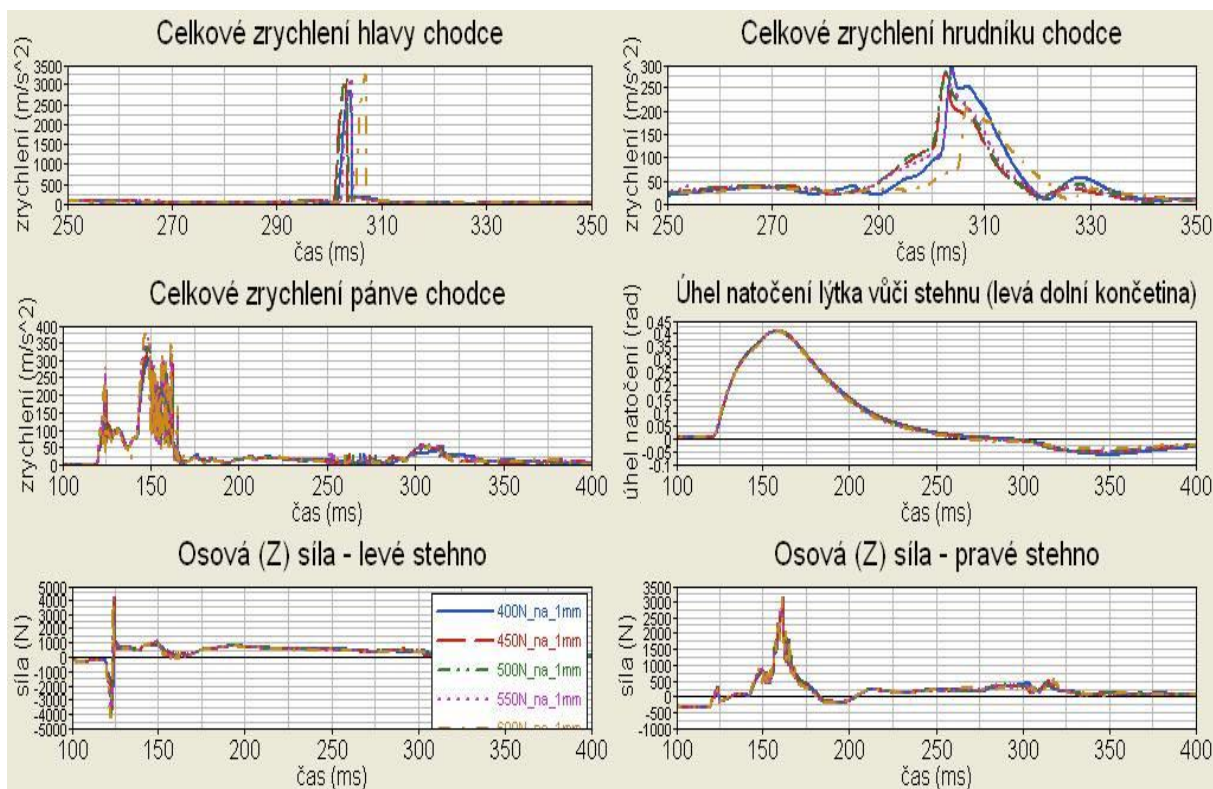
V případě běžných osobních vozidel je místem primárního střetu myšlena oblast čelního nárazníku, obvykle těsně pod maskou vozidla, na kterou při kolizi dosedá dolní končetina chodce. Otázkou je, jaký vliv na poranění jednotlivých partií bude mít změna tuhosti takového místa. Lze očekávat, že „měkkí“ čelní nárazník bude mít příznivý vliv na poranění dolních končetin. Tento předpoklad potvrzuje vyhodnocení kritérií FFC a TI. Dále bylo možné pozorovat i snížení poranění hlavy a hrudníku, které je způsobeno právě snížením tuhosti nárazníku. Důkazem příznivého vlivu „měkkého nárazníku“ na poranění chodce je aplikace různých druhů pěnových absorbérů, které se implementují do nárazníků reálných automobilů.

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor tuhosti místa primár. střetu	400 N/mm	0,322	249,32	1642,8	4,08E+003	3,17E+003	5,71E+000	2,86E+00
	450 N/mm	0,264	203,93	1807,7	4,15E+003	3,12E+003	5,91E+000	2,85E+00
	500 N/mm	0,292	226,59	1930,6	4,17E+003	3,03E+003	6,14E+000	2,86E+00
	550 N/mm	0,271	215,75	1893,2	4,17E+003	3,07E+003	6,35E+000	2,87E+00
	600 N/mm	0,235	180,26	1972,3	4,26E+003	3,16E+003	6,54E+000	2,92E+00

Tab. 5 Kritéria poranění – faktor tuhosti místa primárního střetu



Obr. 12 Kolize chodce s automobilem o tuhosti 400N/mm (žlutý model) a tuhosti 600N/mm (modrý model)

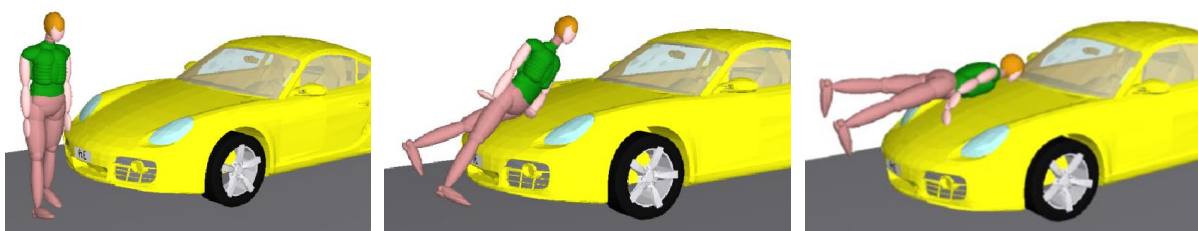


Obr. 13 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor tuhosti místa primárního střetu)

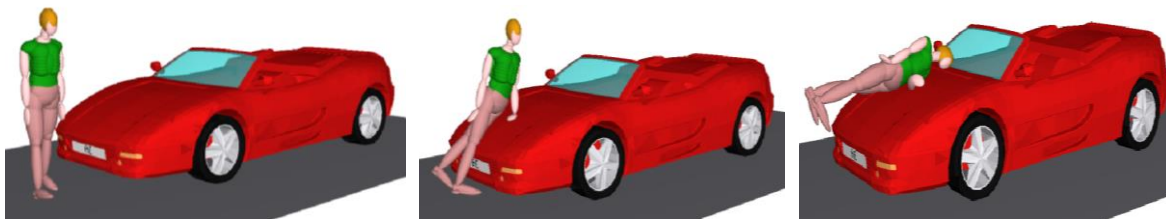
Tvar přední části vozidla

Za účelem analýzy vlivu tvaru přední geometrie na poranění chodce byly vytvořeny modely dalších čtyř osobních automobilů, viz obrázky níže. Konstrukce podvozku všech čtyř vozidel je stejná jako u „výchozího“ modelu osobního automobilu, jen s rozdílem odlišného rozvoru, rozchodu a tuhosti pružících elementů.

S každým modelem automobilu byly sestaveny simulační kolize a podobně jako v předchozích vyhodnoceních byla provedena analýza poranění chodce. Už jen průběh nehodového děje patrný z animace ukazoval na zcela odlišné chování chodce během kolize s různým automobilem.



Obr. 14 Kinematika chodce při kolizi s Porsche Cayman



Obr. 15 Kinematika chodce při kolizi s Ferrari Spider



Obr. 16 Kinematika chodce při kolizi s Ford Focus



Obr. 17 Kinematika chodce při kolizi s Ford Mustang

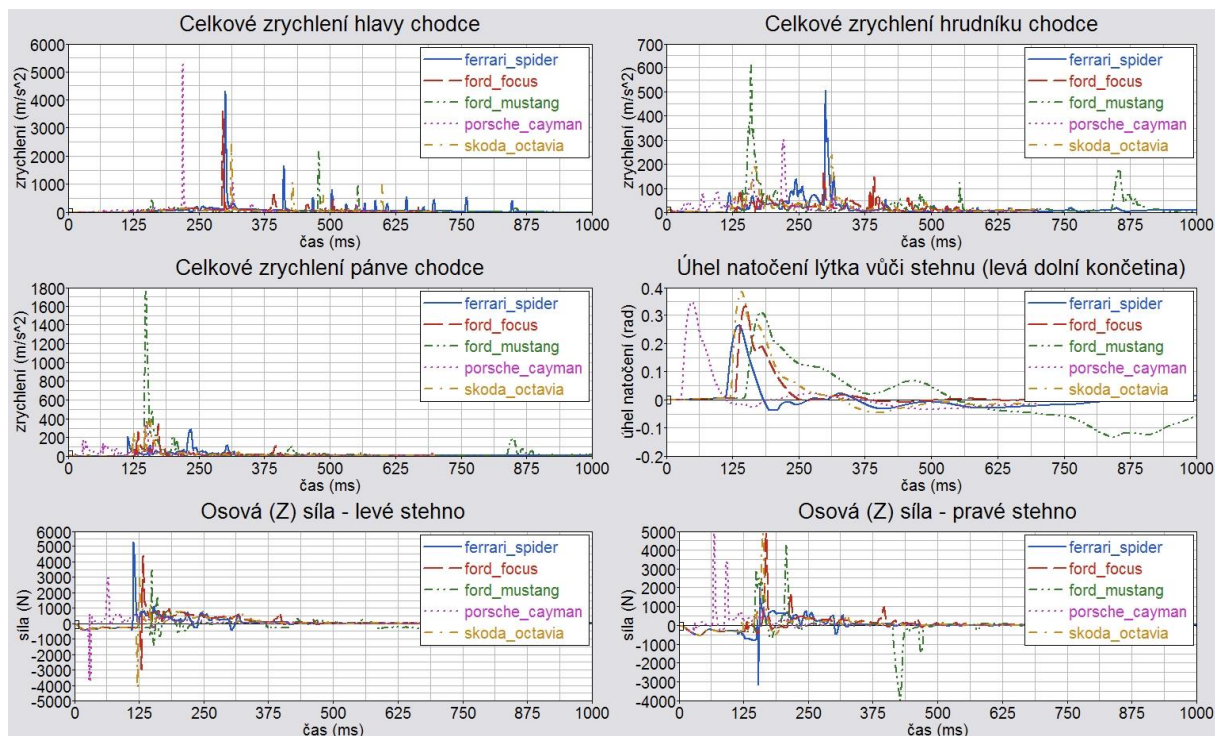
kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor tvar přední části vozidla	Ferrari	0,3893	309,05	7479,8	5,26E+003	3,89E+03	6,72E+00	2,79E+00
	Focus	0,2765	145,67	4185,6	4,40E+003	4,86E+03	5,30E+00	4,32E+00
	Mustang	0,5786	463,57	1323,0	3,50E+003	4,31E+03	1,71E+00	4,10E+00
	Cayman	0,3321	271,50	9436,7	3,76E+003	4,89E+03	7,56E+00	6,49E+00
	Octavia	0,2568	202,93	1551,8	3,91E+003	5,44E+03	7,63E+00	6,42E+00

Tab. 6 Kritéria poranění – faktor tvaru přední části vozidla

Výsledky z provedených simulací opět potvrdily vliv kinematiky dolních končetin na chování horních partií figuríny. Geometrie osobních vozidel typu Ferrari Spider a Porsche Cayman při kolizi s chodcem způsobuje, že k podražení nohou figuríny dochází přibližně v místě „nad kotníky“. Kvůli relativně ostré přední hraně těchto vozidel dochází k velice agresivnímu nárazu vozidla do spodních částí lýtek figuríny, což se také promítlo do vysokých hodnot TI. A právě velice razantní „podražení“ chodce bylo příčinou zvýšení úhlové rychlosti, kterou se hrudník a hlava pohybuje proti kapotě a

čelnímu sklu vozidla. Na prudký náraz hlavy a hrudníku do vozidla ukazují i kritéria HIC, 3MS a CTI, která jsou několikanásobně vyšší než u kolize s vozidlem běžného typu, např. Škoda Octavia.

V případě simulační kolize s vozidlem typu Ford Mustang dochází k prvnímu kontaktu vozidlo - chodec v oblasti chodcova břicha, resp. kyčlí. To znamená, že poranění nohou byla nižší než v případě kolize se sportovními automobily, avšak jako kritické lze označit zrychlení v oblasti pánve.



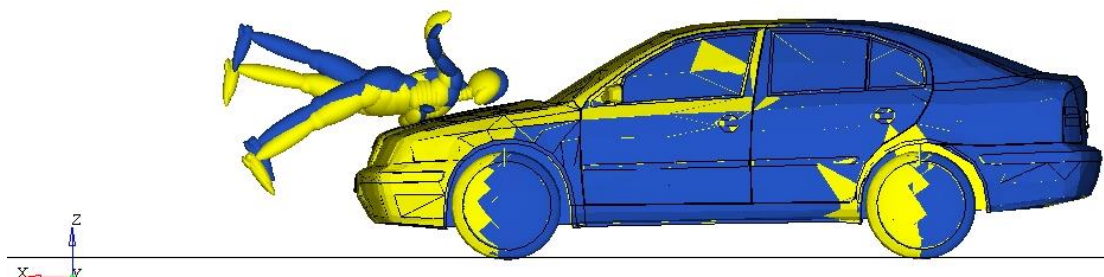
Obr. 18 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor tvaru přední části vozidla)

Hmotnost chodce

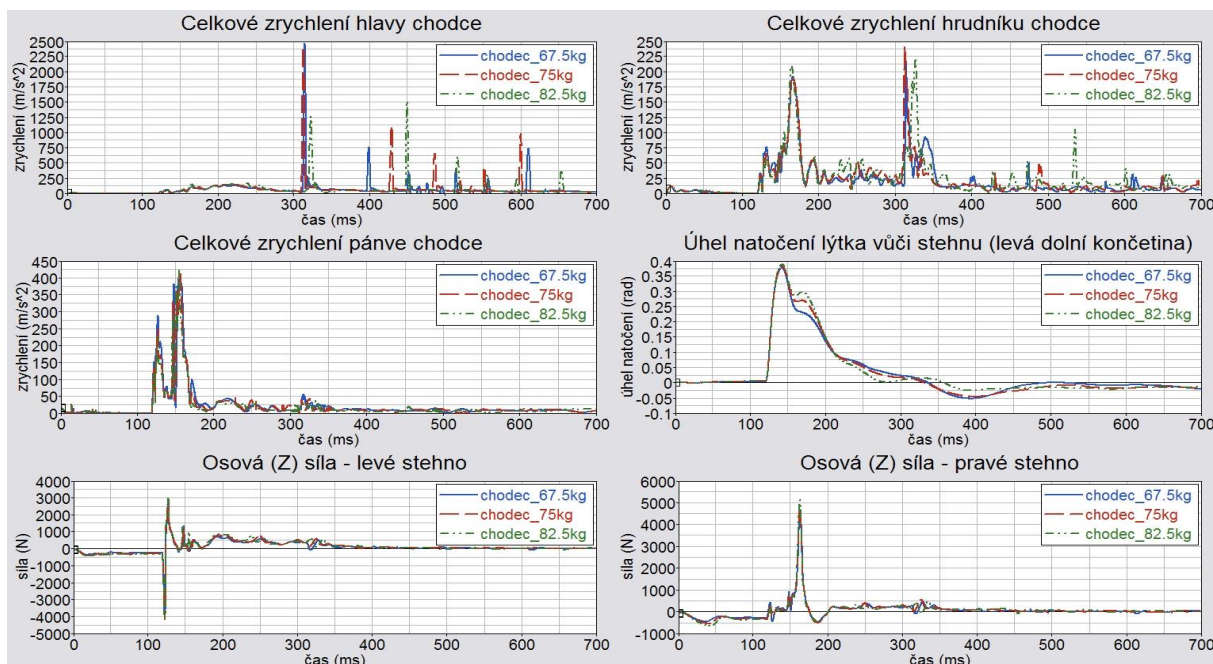
Zvýšení hmotnosti chodce způsobuje větší penetraci bot figuríny do vozovky, což má za následek, že figurína se dostává do podražení „méně ochotně“. Tímto lze odůvodnit naměření vyšších kritérií poranění především pro nohy chodce. Naopak tím, že dolní končetiny jsou podraženy méně razantně, dochází ke snížení úhlové rychlosti horních partií figuríny. Na hlavě a hrudníku byla proto naměřena nižší kritéria poranění.

kritéria poranění	CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right	
faktor hmotnost chodce	67,5 kg	0,2711	189,61	1732,8	3,97E+003	4,75E+003	6,45E+000	3,64E+000
	75 kg	0,2420	190,16	1677,2	4,16E+003	5,43E+003	6,50E+000	3,74E+000
	82,5 kg	0,2663	207,50	504,35	4,22E+003	5,13E+003	6,56E+000	3,87E+000

Tab. 7 Kritéria poranění – hmotnost chodce



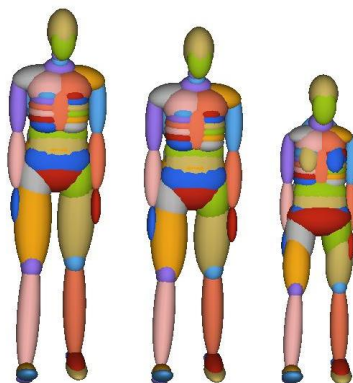
Obr. 19 Porovnání kolize automobilu s chodcem o 67.5kg (žlutý model) a 82.5kg (modrý model)



Obr. 20 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor hmotnosti chodce)

Výška chodce

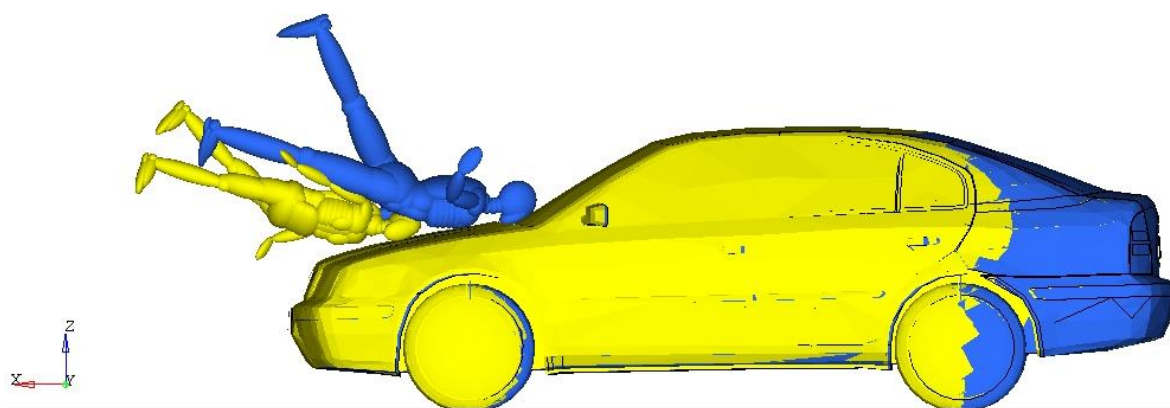
Kinematika chodce během nárazu souvisí také s výškou chodce dle výše uvedených principů. Hlavním ukazatelem na poranění rizikových partií, jakými jsou hrudník a hlava, je rychlost, kterou dopadají horní partie figuríny na kapotu. Je zřejmé, že čím vyšší chodec se střetne s vozidlem, tím vyšší úhlovou rychlostí se budou pohybovat horních části figuríny kolem hrany kapoty. Zjištěná biomechanická kritéria ukazují i na vyšší poranění nohou se vzrůstající výškou chodce.



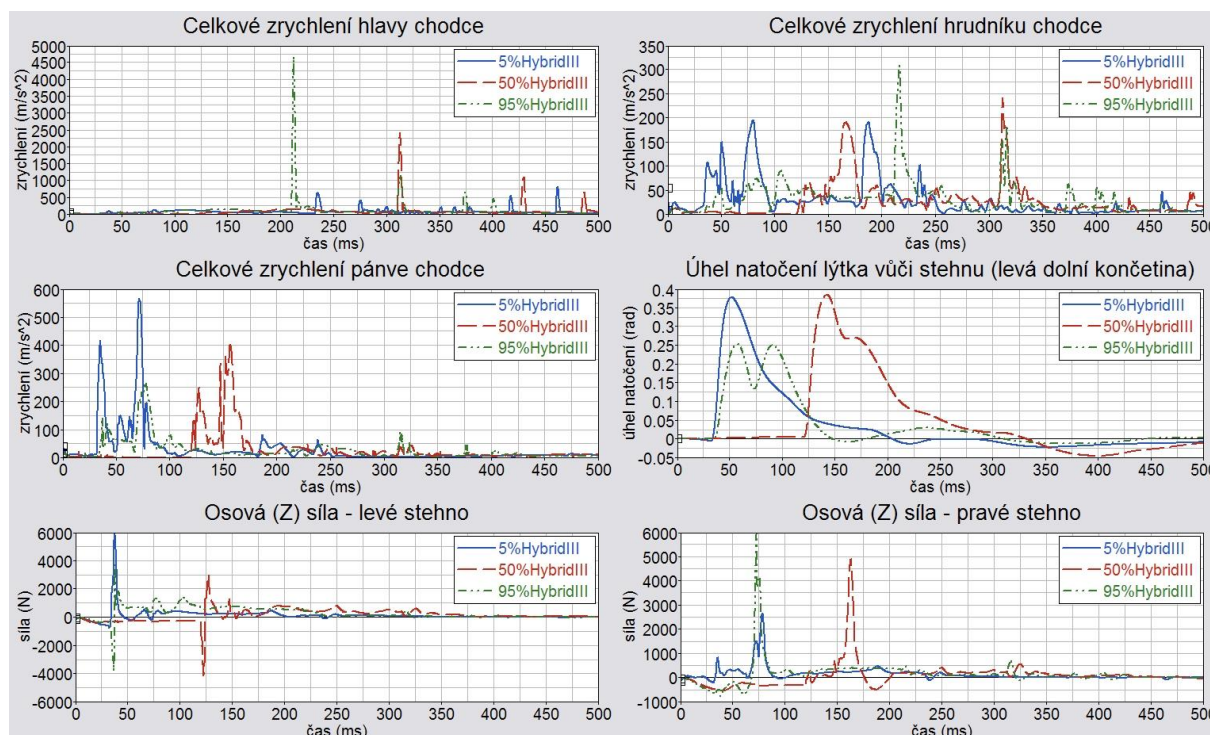
Obr. 21 Figuríny z databáze softwaru MADYMO pro faktor výšky chodce (zleva 95%muž, 50%muž, 5%žena)

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor výška chodce	5%	0,2248	189,54	100,92	5,91E+003	2,65E+003	5,90E+000	2,70E+000
	95%	0,4765	250,25	7100,6	3,96E+003	5,83E+003	5,81E+000	5,97E+000
	50%	0,2420	190,16	1677,2	3,84E+003	6,00E+003	5,88E+000	6,04E+000

Tab. 8 Kritéria poranění – výška chodce



Obr. 22 Porovnání kolize automobilu s 5% ženou (žlutý model) a 95% mužem (modrý model)

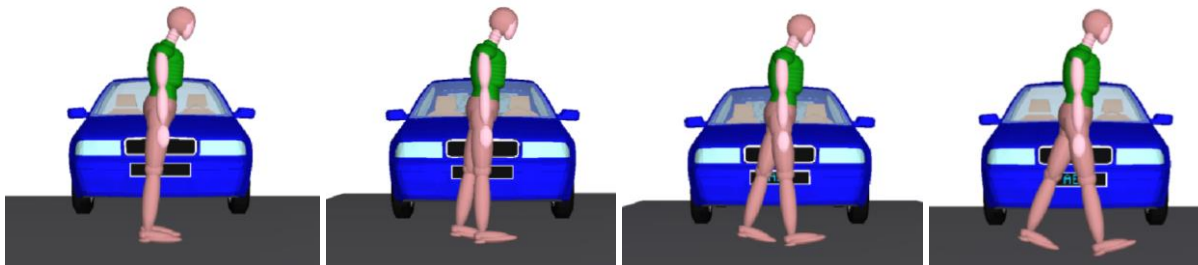


Obr. 23 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor výška chodce)

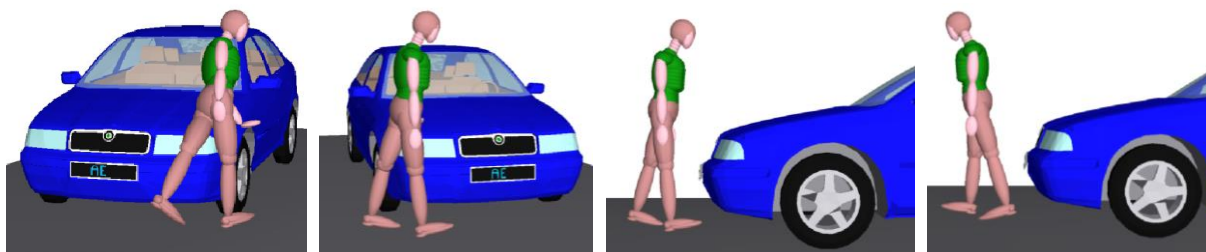
Pozice chodce při střetu

Výsledky simulací provedených pro analýzu vlivu pozice chodce při kolizi ukázaly, že i na první dojem nevýznamný faktor nakročení může velmi ovlivnit především poranění hlavy a nohou. Při nakročení chodce o 0.2 rad bylo naměřené HIC více než desetinásobné než při nulovém nakročení.

Samotná pozice chodce v okamžiku střetu s osobním automobilem má výrazný vliv na poranění figuríny, a to na poranění hlavy, hrudníku i nohou. Kritická je poloha čelní a zadní, kdy kritéria poranění hrudníku a hlavy nabývají velmi vysokých hodnot.



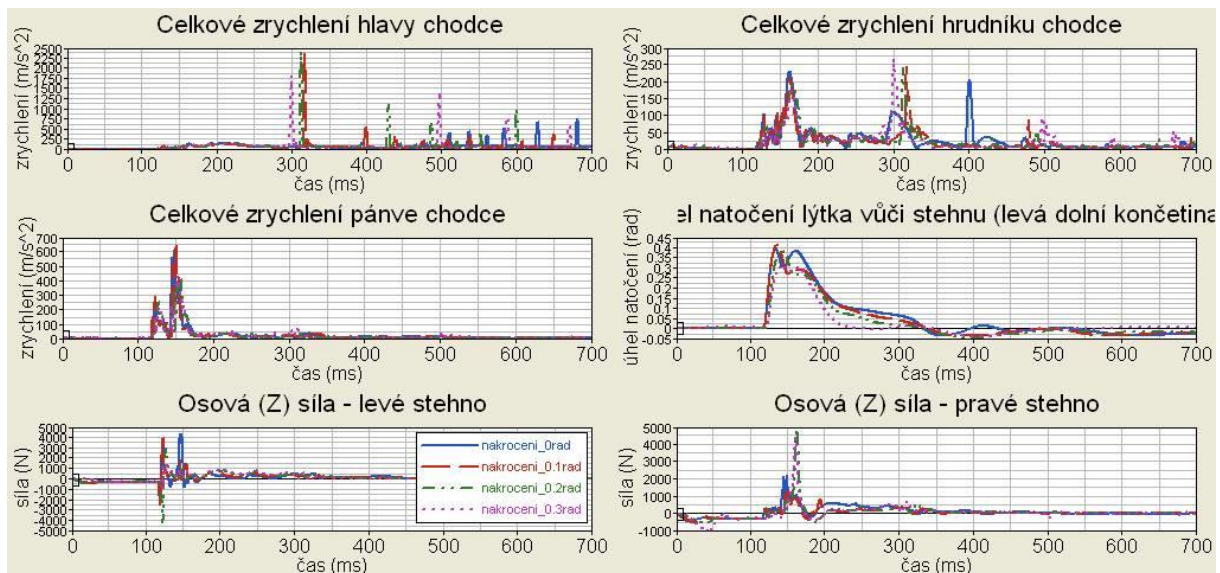
Obr. 24 Nakročení chodce (zleva 0.0 rad, 0.1 rad, 0.2 rad, 0.3 rad)



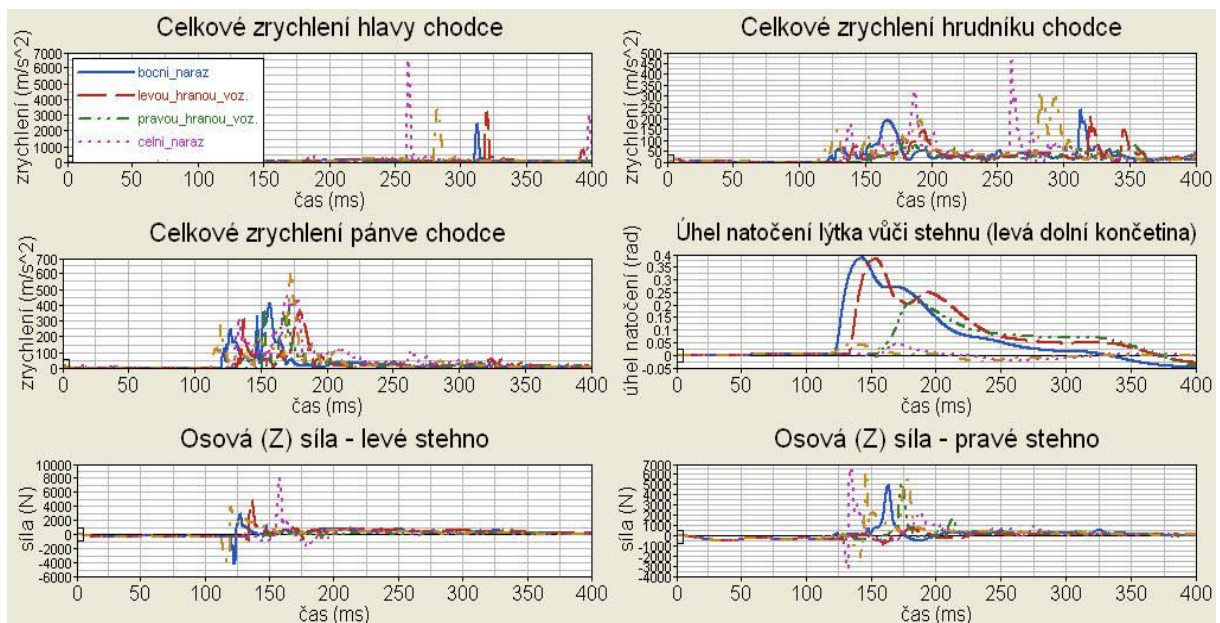
Obr. 25 Pozice chodce (zleva náraz levou hranou, pravou hranou, čelní náraz, zadní náraz)

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor pozice chodce při střetu	boční náraz, chodec nakročený 0.0 rad	0.267	221.70	115.99	4.36E+03	2.22E+03	8.17E+00	1.28E+00
	boční náraz, chodec nakročený 0.1 rad	0.255	205.09	1614.4	3.888E+03	1.34E+03	8.01E+00	1.10E+00
	boční náraz, chodec nakročený 0.2 rad	0.242	190.16	1677.2	4.16E+03	4.90E+03	6.50E+00	3.74E+00
	boční náraz, chodec nakročený 0.3 rad	0.259	199.18	919.93	1.380E+03	4.37E+03	3.78E+00	4.00E+00
	náraz levou hranou vozidla	0.19815	150.53	3288.3	4.80E+003	8.25E+002	5.8952E+00	8.0285E-01
	náraz pravou hranou vozidla	0.12220	96.262	8.4313	2.5797E+03	5.1129E+03	1.3741E+00	5.5397E+00
	čelní náraz	0.46725	312.64	17552	8.0501E+03	6.6044E+03	3.7412E+00	8.4007E+00
	zadní náraz	0.37447	285.05	6032.4	4.0813E+03	6.3548E+03	7.1979E+00	4.7511E+00

Tab. 9 Kritéria poranění – pozice chodce při střetu



Obr. 26 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou pro různá nakročení – pouze boční náraz



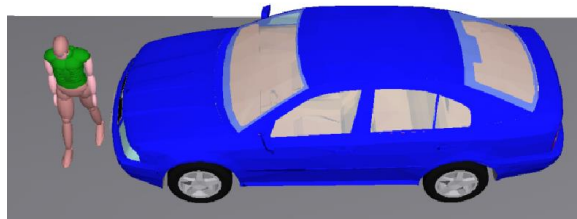
Obr. 27 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou pro různé natočení chodce vůči vozidlu

Směr a rychlost pohybu chodce

V této kapitole bylo cílem postihnout co nejvíce reálných situací, jelikož zřídka dochází ke kolizi chodce vs. osobní automobil tak, jak je tomu v základním výchozím modelu (obr. 2.3). Ve skutečnosti se většinou jedná o chodce jdoucího po přechodu pro chodce, a to různou rychlostí a také různým směrem. Proto bylo vytvořeno několik modelů, které by měly většinu těchto reálných kolizí postihnout. Pro každý simulovaný směr pohybu chodce byly připraveny tři simulace o různých rychlostech pohybu figuríny. Jako jednoznačně nejkritičtější se ukázal případ pohybu chodce šikmo proti vozidlu.

Chodec jde bokem vůči vozidlu – rovně přes vozovku

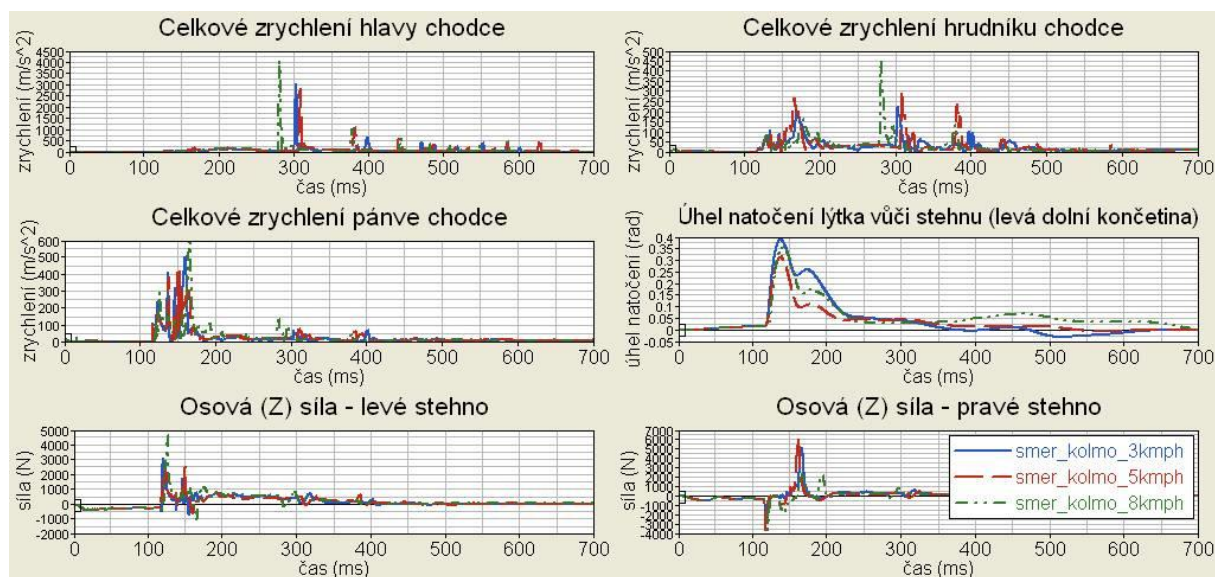
Tato konfigurace modelu je v podstatě stejná jako ve výchozím nastavení (obr. 28). Liší se jen tím, že se chodec pohybuje, a to třemi různými rychlostmi (3, 5 a 8 km/h).



Obr. 28 Pohyb chodce kolmo k vozovce, bokem vůči vozidlu

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
rychlost pohybu chodce	3 km/h	0.303	198.18	2964.5	3.075E+03	5.151E+03	6.80E+00	4.32E+00
	5 km/h	0.350	254.05	2452.7	2.514E+03	6.160E+03	4.918E+00	4.488E+00
	8 km/h	0.426	284.87	6323.9	4.606E+03	3.628E+03	6.919E+00	2.404E+00

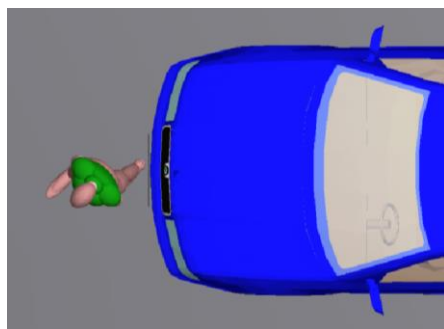
Tab. 10 Kritéria poranění – pohyb chodce kolmo k vozovce, bokem k vozidlu



Obr. 29 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (chodec jde bokem vůči vozidlu, rovně přes vozovku)

Chodec jde vlevo od vozidla – pod úhlem 45° (příklad řešení)

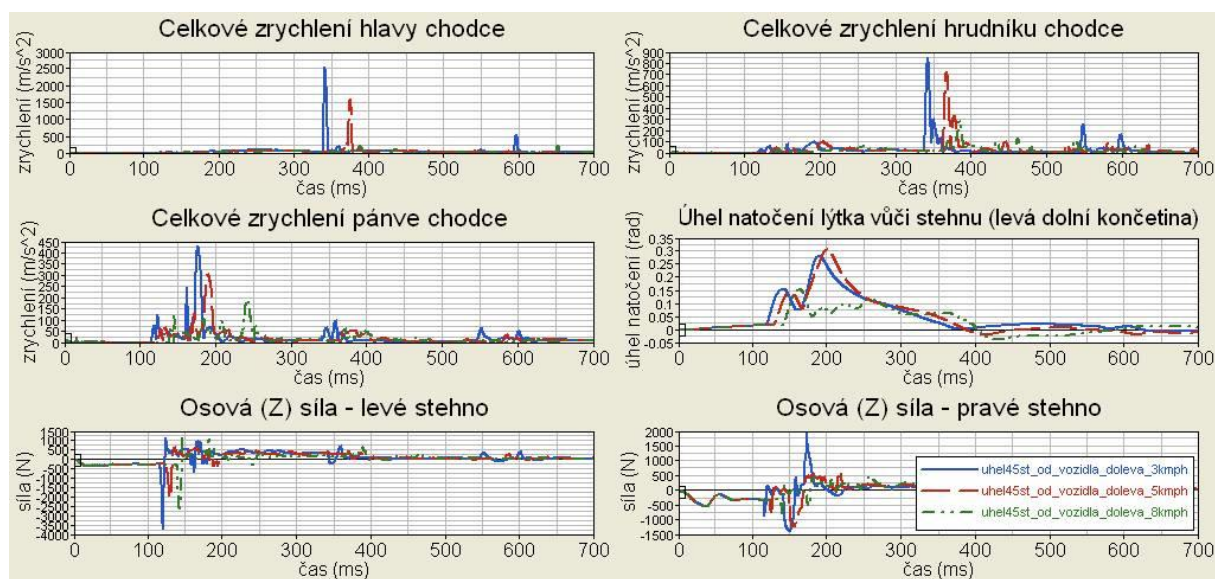
V tomto nastavení modelu je simulována situace, kdy chodec přechází vozovku zprava doleva, šikmo po přechodu, popřípadě mimo něj. Vektor rychlosti pohybu chodce svírá s vektorem rychlosti pohybu automobilu úhel 45°.



Obr. 30 Pohyb chodce pod úhlem 45° k vozovce, vlevo od vozidla

kritéria poranění	CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right	
rychlost pohybu chodce	3 km/h	0.900	704.13	2661.6	3.669E+03	1.952E+03	5.353E+00	2.040E+00
	5 km/h	0.809	629.65	910.73	2.081E+03	1.234E+03	4.262E+00	1.617E+00
	8 km/h	0.316	258.01	12.075	2.767E+03	7.950E+02	4.732E+00	1.078E+00

Tab. 11 Kritéria poranění – pohyb chodce 45° k vozovce, vlevo od vozidla



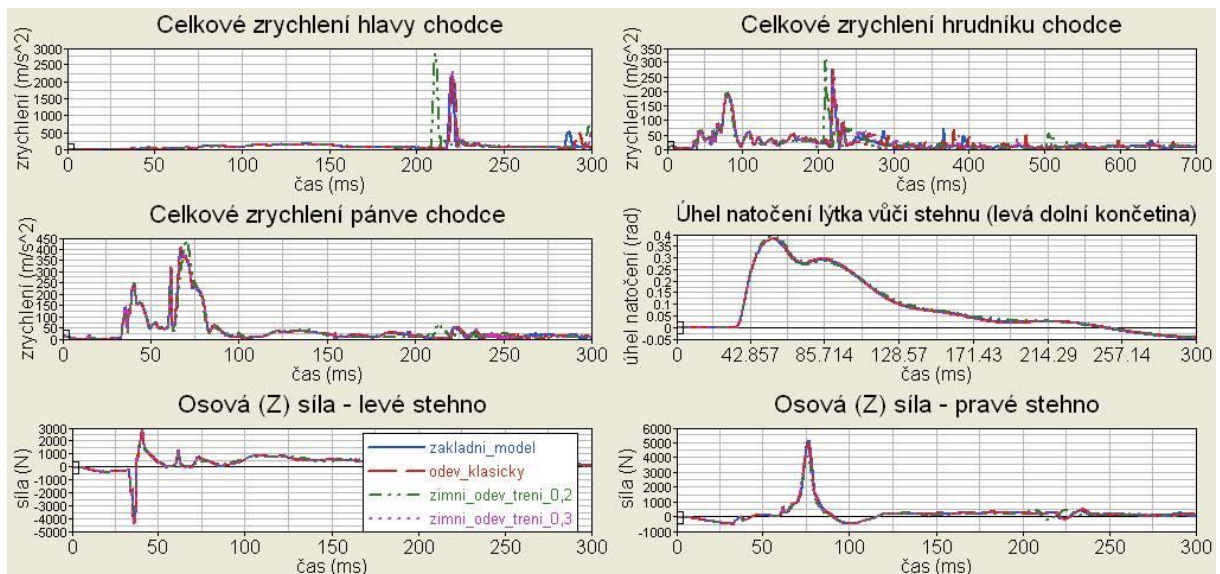
Obr. 31 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (chodec jde vlevo od vozidla, pod úhlem 45°)

Oděv chodce

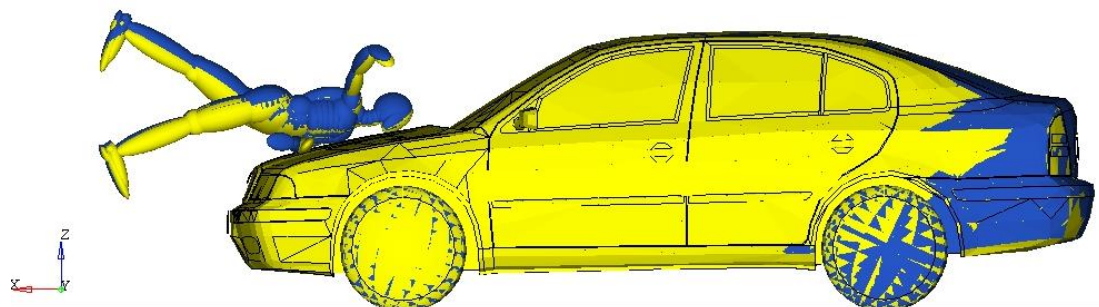
Z vypočítaných hodnot sledovaných kritérií je zřejmé, že oděv chodce nemá výrazný vliv na poranění chodce při střetu s automobilem. Vzhledem k dosahovaným zrychlením a kontaktním silám během nehodového děje je druh oděvu chodce takřka zanedbatelný. Hodnoty vypočítaných kritérií poranění jsou si vzájemně velmi podobné. K očekávanému mírnému poklesu kritéria HIC u zimního oděvu nedošlo z důvodu odlišného vzpříčení levé ruky chodce mezi kapotou a hrudníkem, což následně ovlivnilo kinematiku hlavy.

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor oděvu chodce	"klasický"	0.2539	187.41	1447.1	4.383E+03	4.894E+03	6.405E+00	3.785E+00
	zimní oděv (tření 0.2)	0.2797	194.24	2611.9	3.516E+03	4.087E+03	6.431E+00	3.846E+00
	zimní oděv (tření 0.3)	0.2535	186.41	1656.9	4.384E+03	4.664E+03	6.405E+00	3.643E+00

Tab. 12 Kritéria poranění – oděv chodce



Obr. 32 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor oděvu chodce)



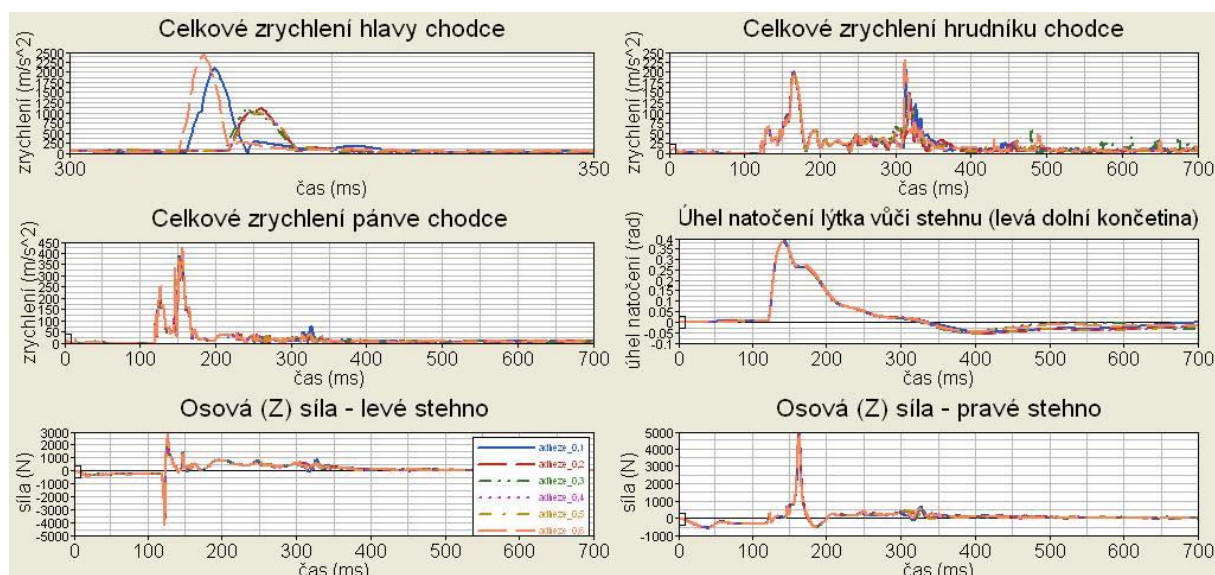
Obr. 33 Porovnání kolize automobilu s chodcem s klasickým (žlutý model) a zimním (modrý model) oděvem

Adheze chodec – základna

Faktorem adheze mezi chodcem a základnou lze modelovat například různé klimatické podmínky, různý povrch vozovky apod. Od toho se odvíjí příslušný koeficient tření. Z provedených simulací je zřejmé, že hodnoty spočítaných kritérií jsou velmi podobné. Průběh nehodového děje se výrazněji odlišuje spíše až ve fázi sekundárního nárazu.

kritéria poranění	CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right	
faktor adheze chodce - základna	adheze 0.1	0.2456	195.62	1114.2	4.057E+03	4.860E+03	6.523E+00	3.714E+00
	adheze 0.2	0.2410	192.93	337.99	4.090E+03	4.958E+03	6.518E+00	3.767E+00
	adheze 0.3	0.2383	189.22	381.73	4.141E+03	4.833E+03	6.515E+00	3.692E+00
	adheze 0.4	0.2392	190.64	311.17	4.1311E+03	4.917E+03	6.5180E+00	3.747E+00
	adheze 0.5	0.2394	190.77	311.19	4.141E+03	4.946E+03	6.5172E+00	3.7654E+00
	adheze 0.6	0.2420	190.16	1677.2	4.160E+03	4.898E+03	6.497E+00	3.744E+00

Tab. 13 Kritéria poranění – adheze chodce - základna



Obr. 34 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor adheze chodce - základna)

Shrnutí simulovaných případů

Vyhodnocení analýzy střetu chodce s různými vozidly prokázalo, že druh vozidla, se kterým chodec koliduje, má významný vliv na utrpěná poranění. Rozhodujícími faktory jsou hmotnost vozidla a tvar a tuhost jeho přední části. Nejpriznivěji se z pohledu poranění figuríny jeví srážka s osobním automobilem. K nejkritičtějším poraněním logicky dochází s vozidly typu autobus, vlak, tramvaj a nákladní vozidlo.

Z analýzy různých vlivů na poranění chodce vyplynulo několik skutečností. Podle očekávání se jako nejzávažnější faktor ukázala rychlost vozidla, se kterým chodec koliduje. Tento parametr je však potřeba vnímat odlišně než všechny ostatní faktory. Následky kolize chodce s automobilem se vždy primárně odvíjí od energie, kterou vozidlo předává figuríně. Pro ilustraci lze uvést, že například kinetická energie automobilu o rychlosti 60km/h je téměř dvakrát vyšší než kinetická energie vozidla jedoucího 45km/h. To znamená, že kolizní rychlost má nesrovnatelně vyšší vliv na poranění chodce

než veškeré ostatní faktory. Jako další nejzávažnější faktor se ukázal tvar přední části vozidla, který výrazně ovlivňuje kinematiku figuríny po střetu, což se pak odráží v naměřených zrychleních, potažmo v jednotlivých kritériích poranění. Dalšími významnými faktory jsou hmotnost a zpomalení vozidla, které spolu bezprostředně souvisí. Za pozornost stojí také faktor hmotnosti a velikosti figuríny, které spolu opět úzce souvisí. 95% a 5% figurína se samozřejmě neliší jen výškou, ale také hmotností. Dle provedených simulací poranění chodce narůstají se vzrůstající výškou. Tuhost místa primárního střetu, tzn. přední části vozidla, se výrazněji projevuje jen na poranění dolních končetin figuríny. Z pohledu poranění hlavy a hrudníku nedochází k významným změnám. Faktory, jako např. oděv chodce, adheze chodce – základna apod., mají zanedbatelný vliv na poranění chodce. Změna těchto parametrů způsobuje jen malou odezvu ve sledovaných kritériích popisujících poranění chodce.

Všechna naměřená zrychlení a následně vypočítaná kritéria poranění jsou určena především pro porovnání vlivu jednotlivých faktorů. Pro získání exaktnějších výsledků by bylo třeba sestavit mnohem podrobnější model automobilu a ten pak dále ladit nejlépe s odpovídajícím reálným experimentem. Přední struktura automobilu je ve skutečnosti dosti komplikovaná a odpovídající simulace by vyžadovala detailnější stavbu modelu a vstupní data v podobě materiálových vlastností apod. Taková podrobnější analýza nárazu chodce s automobilem by však přesahovala rámec tohoto projektu.

Simulace bočního nárazu

Popis projektu

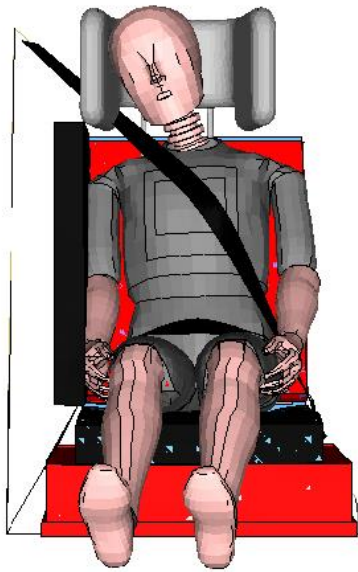
Tato část práce se zabývá problematikou bočního nárazu hlavy dítěte do hlavové opěrky autosedačky.

Jejím cílem je jednak ověření bezpečnosti speciální hlavové opěrky sedadla automobilu, jednak limity zatížení a poranění při tomto typu impaktu. Ověření je provedeno porovnáním výsledků simulace a reálného testu. Konkrétně se porovnávají velikosti hodnot HIC, které určují rozsah poranění hlav a průběhu zrychlení na hlavě.

Za tímto účelem je vytvořen konečně prvkový model simulující boční náraz desetiletého dítěte sedícího na podsedáku a připoutaného bezpečnostním pásem do bariéry. Podsedák je usazen na sedačce opatřené hlavovou opěrkou.

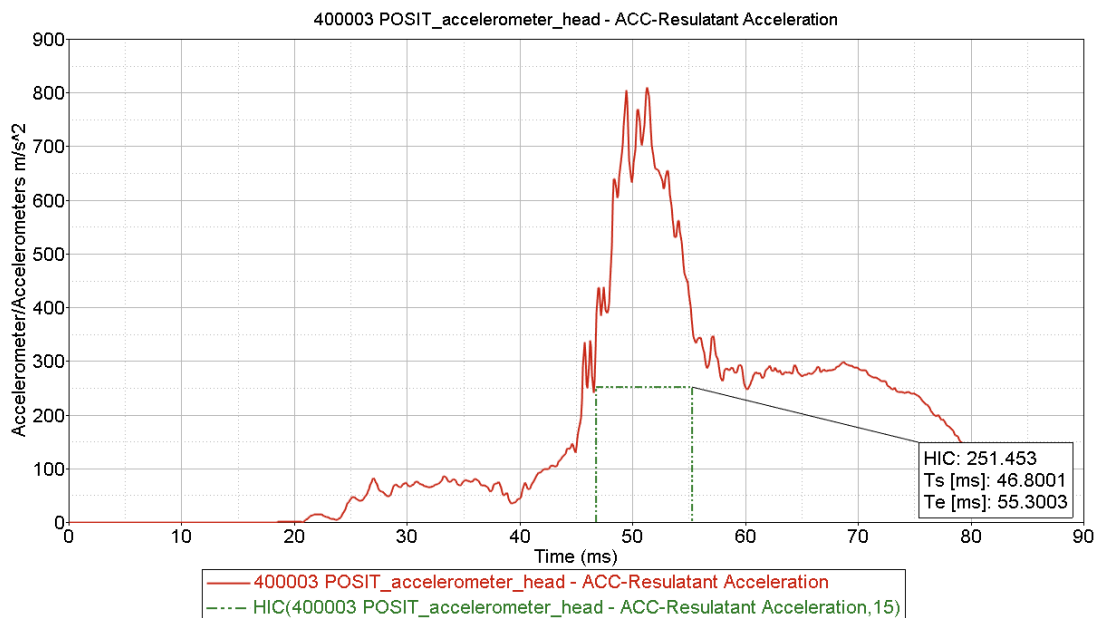
Zásadní změnou je matematický formalismus, využitý k řešení, v tomto případě jde o aplikaci metody konečných prvků (FEM).

Kinematika výsledné simulace se až na drobné odchylky shoduje s kinematikou fyzického modelu. V důsledku brzdícího účinku dochází nejdříve ke kontaktu figuríny s postranní bariérou, poté následuje kontakt hlavy s hlavovou opěrkou. V této fázi dochází k největšímu zrychlení hlavy a tudíž ke vzniku nejvyššího rizika poranění. V konečné fázi je figurína odražena od bariéry. Na obr. 6.20 je porovnání simulace a reálného testu v čase prvního kontaktu hlavy a hlavové opěrky.



Obr. 35 Porovnání simulace a záznamu – náraz v čase 50ms

Zpracování výsledků je vyhodnocení průběhu zpomalení hlavy a vypočtení kritéria poranění HIC. Pro tuto část analýzy byl využit nástroj HyperGraph, který umožňuje vykreslení průběhu zpomalení, jeho matematické úpravy jako je například převod jednotek a rovněž kalkulaci kritéria HIC.



Obr. 36 Průběh zpomalení hlavy v závislosti na čase

Parametr HIC slouží jako univerzální kritérium při stanovování velikosti poranění hlavy. Jeho hodnota je získávána z níže uvedené rovnice, jejíž vstupní hodnotou je časové „okno“ průběhu zpomalení hlavy (15ms nebo 36ms) obsahující maximální hodnotu zpomalení zkoumaného průběhu.

Velikost kritéria HIC vypočteného z průběhu zrychlení hlavy skutečné figuríny je 243. Tato hodnota je nepatrně nižší v porovnání s hodnotou získanou ze simulace a dosahující velikosti 251.

Výsledky několika desítek simulací provedených v rámci této práce ukazují, že velkým otazníkem je správné matematické popsání materiálu pěny. Bez fyzických materiálových zkoušek je velice komplikované nastavit korektně definice v simulaci použité. Celý problém umocňuje fakt, že pěnových materiálů je v celé sestavě několik.

Studie ukazuje na možnosti modelování metodou konečných prvků děje, při němž dochází k vysokým zátěžím, které jsou hodnoceny kritérii poranění. Složitost soustavy, složené z několika systémů, ukazuje na náročný proces validace. Přesto model poskytuje realistické výstupy při porovnání experimentu a výpočtu.

Zhodnocení zatížení z hlediska poranění typu whiplash

Poranění typu whiplash

Předchozí studie řešily nárazy z hlediska pravděpodobnosti přežití, whiplash je ovšem poranění s vážnými důsledky, způsobené zátěžemi výrazně nižšími, než která uvažují běžná hodnocení, např. podle NIC. Proto je jim věnována samostatná závěrečná úvaha o řešení.

Problematika poranění páteře při bočním nárazu je málo řešenou problematikou. Poranění typu whiplash je řešeno převážně v podélné (sagitální) rovině, obecně přijatá biomechanická kritéria poranění jsou zaměřena na tahová, tlaková zatížení a na předozadní stříh. V případě krční páteře lze ovšem předpokládat všechny typy zatížení.

K analýze zátěžných stavů je třeba sestavit fyzikální model krční páteře, který vychází z anatomického popisu struktury. Postupem bude popis kinematiky daný pohyblivostí kloubních spojení mezi obratli, dynamický model zahrne silové prvky (svaly), hmotnosti a momenty setrvačnosti těles.

Matematický model je odvozen z modelu fyzikálního tak, že fyzikální model je zadán jako vstup do vhodného simulačního programu, který bude schopen analyzovat jako dynamiku soustavy těles při daných silových působeních a tak určit napětí ve zvolených strukturách. Výstupem pak bude stanovení kritických počátečních podmínek z hlediska vzniku daných poranění a případně i požadavky na konstrukce zádržných systémů.

Náhradní mechanický model krční páteře

Kinematický model

Z hlediska kinematiky, která pracuje s pojmy prostor (tři souřadnice zvoleného souřadného systému) a čas, je třeba nahradit jednotlivé části systému tuhými tělesy, spojenými kinematickými vazbami vhodného typu.

Pro stanovení počtu stupňů volnosti můžeme v prvním kroku použít jednoduchý vzorec pro počet stupňů volnosti vázaného mechanického systému. Nicméně je třeba brát v úvahu to, že na jednu stranu je skutečná pohyblivost ve vazbách zásadně omezena vazy, svaly a tvarem těles (dosednutí), na druhou stranu nikdy nejde o ideální mechanické vazby bez vůlí, ale jistá pohyblivost v „zablokovaných“ vazbách je možná.

Zásadní věc je, že v případě zablokování nebo uvolnění vazby dochází ke změně počtu stupňů volnosti soustavy a výpočetní model by měl tuto situaci korektně řešit.

Uvažujme tedy krční páteř se 7 obratli, obratel C7 budeme uvažovat spojený se základním souřadnicovým systémem.

Systém obsahuje 8 těles, 5 vazeb sférických (vazba 3. třídy) a 2 vazby rotační (vazba 5. třídy).

Počet stupňů volnosti soustavy tedy je tedy $i = 17$

V tomto počtu jsou zahrnuty i relativní rotace obratlů kolem svislé osy (ve skutečnosti velmi malé pohyby, jejich složení spolu se spojením C1-CR umožňuje rotaci hlavy kolem svislé osy. Podobná úvaha je použitelná pro příčný a podélný pohyb, tedy systém zajišťuje výsledný prostorový pohyb lebky se 6 stupni volnosti, tedy model je využitelný jako kinematický základ dynamického modelu.

Dynamický model

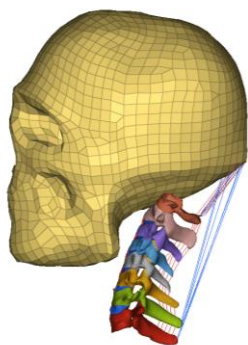
Dynamický model je rozšířením modelu kinematického o silové prvky, tedy pružně-tlumící prvky spojující jednotlivá tělesa systému a vnější síly. Výstupem dynamické analýzy v tomto případě bude pohyb těles soustavy za působení vnějších sil.

Kvůli realističnosti dynamického modelu je vhodná adaptace kinematického řetězce lze sférické vazby nahradit Hookeovým kloubem, který umožňuje nastavení torsní tuhosti pro každou rotační dvojici.

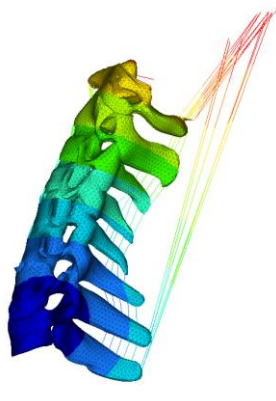
Počet stupňů volnosti je 12 což odpovídá počtu relativních pohybů mezi tělesy a současně umožňuje prostorový pohyb lebky a odpovídá předchozímu (více anatomickému) modelu.

Tento model vezmeme za základní – spolu s torsními tuhostmi ve vazbách je i stabilní, nicméně jej doplníme silovými prvky, simulujícími svaly.

Dynamický model obsahuje jako základní prvky vazy, svaly a omezení pohyblivosti dané změnou stupňů volnosti (ankylóza) v důsledku dosednutí těles, případně v důsledku tření mezi tělesy (v případě tohoto modelu zřejmě nepřichází v úvahu).



Obr. 37 Simulovaná pozice hlavy a krční páteře 120 ms po impulsu v oblasti hlavy

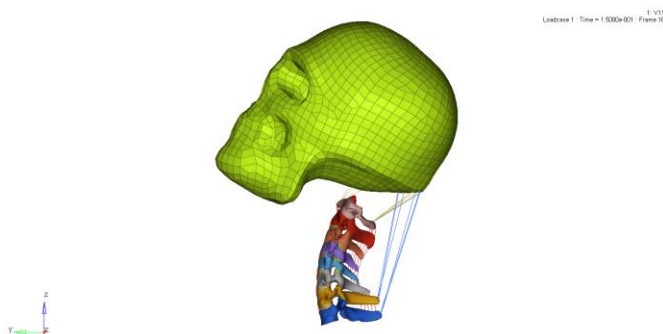


Obr. 38 Pozice krční páteře C1-C7 + Th1 a silových prvků

Sestavený model se skládá z hlavy (lebky), kinematických dvojic reprezentujících pohyblivost obratlů krční páteře C1 až C7, zahrnuje i hrudní obratel Th1. Dále obsahuje silové prvky, reprezentující svaly, tedy prvky přenášející tahovou sílu.

Provedené pokusy zahrnovaly odlišné působiště budící síly a to na lebce a v oblasti Th1 tak, aby způsobila pohyb systému dopředu.

Při daných parametrech první simulace ukazuje na vliv střížných sil a tedy smykového napětí na traumata v oblasti krční páteře (obr. 37). Při změně vstupních parametrů (působiště budící síly) je výsledná dynamika děje identická s předpokládanou hyperextenzí hlavy (obr. 39), tedy předpokládanými mechanismy poranění.



Obr. 39 Extenze hlavy při silovém impulsu v oblasti Th1 v čase 150 ms

Lze tedy usoudit, že při analýze tohoto typu poranění je třeba smyková napětí uvažovat jako možný prvek, vedoucí k poranění tohoto typu.

Shrnutí ochrany proti whiplash

Konstrukce a návrh sedaček pro libovolný dopravní prostředek, které mohou pracovat optimálně ve všech úrovních závažnosti poranění použitím pasivních nebo aktivních zařízení, je složitý technický problém. Ze studie vyplývá, že je vhodné vytvořit vhodný matematický model systému a stanovit počáteční a okrajové podmínky testu. Obecné řešení je obtížně realizovatelné, zejména kvůli široce definovatelným zátěžím, vytvářejícím mikrotraumata tkání krční páteře.

Při řešení problematiky whiplash by matematický model měl respektovat popsanou anatomickou strukturu krční páteře a její reakce na jednotlivá zatížení. Validace takového modelu je tématem dalšího rozsáhlého výzkumu.

Nicméně předložená citlivostní analýza ukazuje na vznik smykových napětí v tkáni, jako jednu z možných příčin vzniku mikrotraumat v oblasti krční páteře a to při jistých zátěžných podmínkách.

Závěr

Předložená práce řeší problematiku extrémních zátěží v biomechanice na základě počítačové rekonstrukce dopravních nehod – každodenní reality dnešního života. Práce vychází z hypotézy, že studium dopravních nehod počítačovou simulací spolu se známými následky nehod, je vhodným nástrojem k hledání limitních zátěží organismu člověka. Protože počítačová simulace umožní analyzovat podmínky kolize z hlediska kinematiky, dynamiky, kontaktních sil, pružnosti a pevnosti materiálů a dalších aspektů, poskytuje snadné stanovení biomechanických kritérií poranění. Pokud jsou tyto výstupy korelovány se skutečnými zraněními, jedná se o nástroj umožňující detailní analýzu časového průběhu vysokých zátěží a jejich hodnot.

Práce na zvolených případech prokazuje, že hypotézu lze přijmout.

Vlastní analýza je rozdělena do tří oblastí.

První oblastí zájmu je kolize chodce s vozidlem, hodnocená z hlediska citlivosti mnoha geometrických, mechanických a materiálových parametrů. Jako metodu používá dynamiku tuhých těles, umožňující efektivní opakované výpočty a reálnou citlivostní analýzu tak, jak je v textu představena. Objektem zkoumání je jak chodec, tak vlastní vozidlo, které představuje impaktor. Ten má na její průběh a hodnocení zatížení zásadní vliv a proto je mu věnována pozornost. Následky pro člověka jsou hodnoceny kritérii poranění, která jsou v práci popsána tak, jak je uvádí normy, odborná literatura a postprocesory problémově orientovaných výpočetních programů.

Druhou oblastí je boční náraz na vozidlo a hodnocení zátěže dětského pasažéra v zádržném systému (dětské sedačce). Matematickým nástrojem je metoda konečných prvků. Ta umožňuje detailní analýzu průběhu zátěže daného subjektu. Jsou uvažovány okrajové a počáteční podmínky děje.

Třetí a poslední oblastí je návrh modelu zatížení krční páteře z hlediska whiplash poranění. Zde nejde o extrémní zátěže, a proto jí není v práci věnován velký prostor. Přesto ale jde o důležité téma a uvažování vzniku tohoto typu poranění musí být součástí analýzy dynamických dějů při vysokých zátěžích. Je sestaven model, který ukazuje na zajímavé souvislosti ve vazbě na počáteční podmínky děje.

Výstupem práce je přehled možností analýzy extrémních zátěží na vzorcích dopravních nehod a popis mechanismů, které k těmto zátěžím vedou. Vytvořené modely jsou orientační, nicméně mohou být přímo nasazeny do oblasti výzkumu biomechaniky extrémních zátěží na příkladech vybraných

dopravních nehod, kde jsou známy traumatologické výstupy. Mohou tak být simulovány stanoveny velikosti zátěží, které k nim vedly.

Problematika biomechaniky extrémních zátěží je velmi široká stejně, jako množství scénářů dopravních nehod. Na základě předložené metodiky je možné vytvořit modely další, popisující zkoumané situace. Je zřejmé, že počítačová simulace, založená na principech mechaniky, je vhodným nástrojem ke zkoumání problémů vysokých zátěží lidského organismu a ke stanovení jejich prahových hodnot.

Reference:

- [1] ČIHÁK, R.: *Anatomie 1*. Upravené a doplněné vydání, Grada, 2001. 516 s. ISBN-10: 80-7169-970-5
- [2] SOBOTTA, J.: *Atlas der Anatomie des Menschen; Band 1 & 2*; Urban und Schwarzenberg; München, 1997.
- [3] SHKRUM, JM., RAMSAY, AD.: *Forensic pathology of trauma: common problems for the pathologist*. New Jersey: Humana Press, 2007.
- [4] KRAHULÍK, D.: *Kraniocerebrální poranění*, NCH klinika Fakultní nemocnice Olomouc, 2006.
- [5] ELHANEY J, et. all.: *Biomechanical aspects of cervical trauma, in Accidental Injury - Biomechanics and Prevention*, Springer Verlag, New York, 2002.
- [6] VETTER, D.: *Biomechanik und Dummy-Technik*, TU-Berlin, 2000.
- [7] KRAMER, F.: *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen*, Vieweg Verlag, Braunschweig, Germany, 1998.
- [8] CRANDALL, J.: *Crashworthiness and Biomechanics*, Euromotor Course, 11-13, Göteborg, Sweden, 2001.
- [9] MRAČEK, Z.: *Kraniocerebrální poranění*. Avicenum/zdravotnické nakladatelství, Praha, 1988. 304s.
- [10] FIRST, J. a kol.: *Zkoušení automobilů a motocyklů*. Praha: S&T CZ s.r.o., 2008. ISBN 987-80-254-1805-5.
- [11] HYNČÍK, L. , MARTINEC, P. , KOCKOVÁ, H. , CIMRMAN, R.: *Kritéria poranění a jejich implementace do biomechanického modelu člověka*. Dílčí zpráva o řešení projektu č. FT-TA/024 ke dni 31. 3. 2007, 2007.
- [12] KOVANDA, J., RIVA, R.: *Vehicle-human Interaction*. Milano: Edizioni Spiegel, 1999. ISBN 88-7660-104-X.
- [13] KOVANDA, J., ŠATOCHIN, V. *Pasivní bezpečnost vozidel*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 80-01-02235-8.
- [14] KOVANDA, J.: *Konstrukce automobilů*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1996. ISBN 80-01-01459-2.

[15] KOVANDA, J. a kol.: *Bezpečnostní aspekty návrhu dopravních prostředků*. ČVUT v Praze, 2016
ISBN 978-80-01-05893-0

[16] KOVANDA, J. a kol.: Výzkumná zpráva projektu 1F44I/091/050 - *Pasivní bezpečnost chodce při kolizi s vozidlem, biomechanika a vliv informačních technologií*. Praha 2009. 113 s.

[17] KRAMER, F.: *Passive Sicherheit von Kraftfahrzeugen. Biomechanik – Simulation – Sicherheit im Entwicklungsprozess*. 3., überarbeitete Auflage. Praxis ATZ/MTZ-Fachbuch. Dresden 2008. ISBN 978-3-8348-0536-2.

[18] KREJČÍ, J.: *Pasivní bezpečnost dvoustopých vozidel z hlediska biomechaniky poranění posádky*, ČZU v Praze. Praha 2012.

[19] SCHMITT, K. U. - NIEDERER, P. F. - MUSER, M. H. - WALZ, F.: *Trauma Biomechanics, Accidental Injury in Traffic and Sport*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007. ISBN 978-3-540-73872-5.

[20] WISMANS, J. et al.: *Injury Biomechanics*. Eindhoven University of Technology, Mechanical Engineering, The Netherlands, 1994 .

články

[21] HIMMETOGLUA S., ACARA M., BOUAZZA-MAROUFA K., TAYLORA A.J.: *Energy-Absorbing Car Seat Designs for Reducing Whiplash*. Traffic Injury Prevention. Volume 9, Issue 6, 2008, pages 583-591.
DOI:10.1080/15389580802365767

[22] AI-OBAID, Y.F., BANGASH, F.N., BANGASH, T.: *Trauma - An Engineering Analysis with Medical Case Studies Investigation*, Springer, 2007, p.843.

[23] SANCES, A., et. all: *The biomechanics of spinal injuries*, CRC Biomed. Vol. 11 (1); pp. 1 -76, 1984.

[24] VIANO, D.: *Chest: anatomy, types and mechanisms of injury, tolerance criteria and limits and injury factors*, seminar at AAAM conference, Orlando, 1990.

Web

[25] Crash Analysis Criteria Description – National Instruments. [online]. Dostupné z [www: http://www.ni.com/pdf/products/us/crash_functions_descriptions.pdf](http://www.ni.com/pdf/products/us/crash_functions_descriptions.pdf)

[26] Stavba a funkce lidského mozku, [online]. Dostupné z [www: http://pfyziolifup.upol.cz/castwiki/?p=3265](http://pfyziolifup.upol.cz/castwiki/?p=3265)

[27] Facial and Mandibular Fractures, [online]. Dostupné [www: http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/teaching-materials/online-musculoskeletal-radiology-book/facial-and-mandibular-fractures](http://www.rad.washington.edu/academics/academic-sections/msk/teaching-materials/online-musculoskeletal-radiology-book/facial-and-mandibular-fractures)

[28] Kraniocerebrální traumata, [online]. Dostupné z [www: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Kraniocerebr%C3%A1ln%C3%AD_traumata](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Kraniocerebr%C3%A1ln%C3%AD_traumata)

- [29] ŠRÁMEK, J.: Typy postižení páteře a jejich léčba, [online]. Dostupné z [www:](http://www.spinesurgery.cz/spine_anatomy.html)
http://www.spinesurgery.cz/spine_anatomy.html
- [30] Atlas anatomie, [online]. Dostupné z [www:](http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Photogallery_Detail.php?intSource=1&intImageId=1)
http://skolajecna.cz/biologie/Sources/Photogallery_Detail.php?intSource=1&intImageId=1
- [31] Injuries and Conditions, [online]. Dostupné z [www:](http://www.activemotionphysio.ca/Injuries-Conditions/Injuries-and-Conditions/a~452/article.html)
<http://www.activemotionphysio.ca/Injuries-Conditions/Injuries-and-Conditions/a~452/article.html>
- [32] Soudní lékařství, [online]. Dostupné z [www:](http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/fyziologie/soudni-lekarstvi) <http://www.fsps.muni.cz/inovace-SEBS-ASEBS/elearning/fyziologie/soudni-lekarstvi>
- [33] Anatomie dýchacího systému, Univerzita Karlova. [online]. Dostupné z [www:](http://dl1.cuni.cz/mod/page/view.php?id=201113)
<http://dl1.cuni.cz/mod/page/view.php?id=201113>
- [34] Anatomie člověka, [online]. Dostupné z [www:](http://gb3c.wz.cz/vyuka/biologie/biologie.htm) <http://gb3c.wz.cz/vyuka/biologie/biologie.htm>
- [35] Vnitřní orgány lidského těla, [online]. Dostupné z [www:](http://marta-13.wbs.cz/Vnitri_organy.jpg) http://marta-13.wbs.cz/Vnitri_organy.jpg
- [36] Opěrná soustava, [online]. Dostupné z [www:](http://www.lidsketelostranky.estranky.cz/fotoalbum/operna-soustava-kosti-/05-kostra-dolni-koncetiny.html)
<http://www.lidsketelostranky.estranky.cz/fotoalbum/operna-soustava-kosti-/05-kostra-dolni-koncetiny.html>

Manuály:

- [37] MADYMO – Reference manual. TNO Madymo BV/TASS BV, 2005 - 2009
- [38] MADYMO – Theory manual. TNO Madymo BV/TASS BV, 2005 - 2009
- [39] HyperWorks – online manual. Altair Engineering, Inc., 1993 - 2005

Publikace autora:

- [40] Vrána, T., Bradáč, J., Kovanda, J., Purš, H., Rulc, V.: The Effect of Arm Stiffness on the Elasto-Kinematic Properties of Single-Axle Suspension by Using the MBS Simulation Model. In: The International Journal of Engineering and Science (IJES), Volume 6, Issue 2, Pages PP 52-61, 2017 ISSN (e): 2319-1813 ISSN (p): 2319-1805, DOI: 10.9790/1813-0602015261 (IMPACT FACTOR: 1.89 (Calculated by AQCI) + Global Impact Factor (GIF) 2015 = 0.898)
- [41] Fanta, O., Hybner, M., Lopot, F., Jelen, K., Malkovský, Z., Purš, H.: Comparison of HIC values during train-car collision, J. Trans. Transport Sci. 4(4), Prague (2011). ISSN 1802-971X.
- [42] Ježdík R. – Malkovský Z. – Purš H.: Some Results of the Research Project TIP FR—T11/113: Reducing the collision consequences of railway and road vehicles / realistic verification of technologies for design of railway vehicles cabin from unconventional materials. 9th International Symposium on PASSIVE SAFETY of Rail Vehicles 2013, Berlin, Germany (2013), s. 135-148, ISBN 978-3-940727-36-7

[43] Fanta, O., Purš, H., Jelen K.: Interaction of Cyclist and Car during Broadside and Confrontation with Pedestrian Throw Formulas – Multibody Simulation. J. Transactions on Transport Sciences, 3(3), Prague (2010). ISSN1802-971X.

[44] Purš, H., Hrabě V.: Simulation Application In Biomechanics. Human Biomechanics 2010. Proceedings of the International Conference of the Czech Society of Biomechanics, Sychrov, Czech Republic, p. 260-264, October 4-6, 2010. Liberec: Technical University of Liberec, 2010. ISBN-978-80-7372-648-5.

[45] Zemčík, R., Laš, V., Kroupa, T., Purš, H.: Identification of material characteristics of sandwich panels. Bulletin of Applied Mechanics, 2011, roč. 7, č. 26, s. 26-30. ISSN: 1801-1217.

[46] Krejčí, J. - Kovandová, H. - Kovanda, J., - Purš, H.: Kolize železničního a silničního vozidla, popis experimentu. Soudní inženýrství. 2014, 25(2), s. 141-147. ISSN 1211-443X.

[47] Rulc, V., Purš, H., Kovanda, J.: Analysis of controlled mechanism with significant nonlinearities. Neural Network World, 2017, ISSN 1210-0552. – připraveno pro vydání - impact

Příspěvky na konferencích a projekty:

[48] Purš, H.: Matematické simulace pro couplingové metody v oblasti pasivní bezpečnosti, Evropská konference CADFEM, Berlin 2004

[49] Purš, H.: Biomechanická kritéria získaná pomocí simulací v programu Madymo, Evropská konference CADFEM, Berlin 2005

[50] Purš, H.: Použití matematických simulací ve vývojovém procesu a aplikace strukturální mechaniky a biomechaniky, Seminář TUL Liberec, Liberec 2007

[51] Purš, H.: Role simulací v pasivní bezpečnosti v netypických případech, Mezinárodní konference Transtec 2007, Praha 2007

[52] Purš, H.: Simulační metody v biomechanice, Mez. konference Human Biomechanics, Sychrov 2010

[53] Purš, H.: Použití dat z CT v přípravě matematického modelu, HyperWors Roadshow, Praha 2011

[54] Purš, H.: Využití matematických simulací pro biomechanické analýzy, Mez. konference Human Biomechanics, Třešť 2012

[55] Purš, H.: Boundary loads on Human Models, HyperWorks Technology konference, Tenerife 2013

[56] Purš, H.: New dummy models in HyperWorks, HyperWors workshop, Praha 2013

[57] Purš, H.: Analysis of shock wave on Human Models, HyperWorks Technology workshop, Mnichov 2013

[58] Purš, H.: Optimization of prosthetics structures, HyperWorks Techdays, Thessaloniki 2014

[59] Purš, H.: Možnosti detailních analýz crash test figurínami v programu Radioss, Crash test dummies workshop, Frankfurt a.M. 2015

[60] Purš, H.: Topology optimization for 3D printing, Konference Additive Manufacturing in aerospace industry, Ostrava 2016

[61] Projekt: FR-TI1/113

Název projektu: Výzkum snižování následků kolizí kolejových a silničních vozidel a reálné ověření technologií pro konstrukci kabin kolejových vozidel z netradičních materiálů, Poskytovatel: MPO - Ministerstvo průmyslu a obchodu, Hlavní příjemce: Advanced Engineering, s.r.o., Řešitel: Ing. Hynek Purš, Období řešení projektu: 2009 - 2012

[62] Projekt: CG711-040-160

Název projektu: Pasivní bezpečnost dětí v motorových vozidlech, Poskytovatel: MD0 - Ministerstvo dopravy, Hlavní příjemce: DEKRA CZ a.s., Řešitel: Ing. Jasoň Hampl, Obd. řešení projektu: 2007 - 2011

[63] Projekt: 1F44I/091/050

Název projektu: Pasivní bezpečnost chodce při kolizi s vozidlem, biomechanika a vliv informačních technologií., Poskytovatel: MD0 - Ministerstvo dopravy, Hlavní příjemce: České vysoké učení technické v Praze / Fakulta dopravní, Řešitel: prof. Ing. Jan Kovanda, CSc., Období řešení projektu: 2004 - 2008

[64] Projekt: FT-TA/024

Název projektu: Aplikace konstrukční mechaniky a biomechaniky v dopravě pro zvyšování pasivní bezpečnosti a komfortu cestujících, Poskytovatel: MPO, Hlavní příjemce: České vysoké učení technické v Praze / Fakulta dopravní, Řešitel: prof. Ing. Jan Kovanda, CSc., Období řešení projektu: 2004 - 2008