

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DISERTAČNÍ PRÁCE

2017

Ing. Hynek Purš

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu



MECHANISMY PORANĚNÍ V OBLASTECH EXTRÉMNÍHO ZATÍŽENÍ

INJURY MECHANISMS OF THE EXTREME LOAD

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 odpovídající definici extrémních zátěží. 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 citlivostní analýzy a parametrů impaktorů.

Problém: Je řešena otázka popisu a analýzy extrémních zátěží, např. zátěží při dopravních nehodách. 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 tyto zátěže odpovídají 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, they are 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 that correspond to a definition of extreme loading. Their mathematical simulations allow us to map and evaluate them. This dissertation covers three areas: pedestrian accidents, side impact of a child and whiplash injuries. The thesis presents a detailed analysis of selected processes including sensitivity analysis of impact conditions and of impactor parameters.

Problem: The main task is to deal with the problem of description and analysis of extreme loads. It is focused on traffic accidents and their analysis is performed by a computer simulation.

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

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

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

Outcomes and Conclusions: The results are compiled mathematical models of selected accidents and a sensitivity analysis on input parameters. The results show that the loads correspond to the definition of extreme loads. A computer analysis of real accidents is an appropriate research tool in the field of the biomechanics of extreme loads.

Key words: extreme load of human organism, biomechanics of injury, accident, computer simulation, system dynamics, finite element method.

Poděkování

Na tomto místě chci poděkovat školiteli prof. Ing. Jan Kovandovi, CSc. za vstřícnost, podporu a odborné vedení po celou dobu studia. Dále děkuji doc. Dr. Karlu Jelenovi, CSc. a kolektivu jeho katedry za ochotu a praktické rady. Za podporu, motivaci, cenné rady a trpělivost děkuji Dr. Martě Hruškové.

Velký dík patří kolegům z oblasti zkoumání, zejména z firmy Advanced Engineering, obzvláště Ing. Martinu Kuklíkovi, a kolegům z Ústavu dopravní techniky FD ČVUT za účinnou spolupráci na projektu.

Za velkou podporu děkuji své rodině i přátelům.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a použil jsem literaturu uvedenou v referenčním seznamu.

Ing. Hynek Purš

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno příjmení	Číslo OP	Datum vypůjčení	Poznámka

--	--	--	--

SEZNAM ZKRATEK

3MS	kritérium poranění 3 MS
AIS	Abbreviated Injury Scale – škála hodnocení poranění
APF	Abdominal Peak Force – kritérium největšího zatížení břicha
CTI	Combined Thoracic Index – kombinované kritérium poranění hrudníku
FFC	Femur Force Criterion – kritérium zatížení stehenní kosti
HIC	Head Injury Criterion – kritérium poranění hlavy
HPC	Head Performance Criterion – kritérium poranění (zatížení) hlavy
FEM	Finite Element Method – metoda konečných prvků
MBS	MultiBody System – soustava tuhých těles
NIC	Neck Injury Criterion – kritérium zatížení krční páteře
SW	Software – programové vybavení
HW	Hardware – počítačové vybavení
TI	Tibia Index – index poranění holenní kosti
TTI	Thoracic Trauma Index – index poranění hrudníku
ECE	Economic Commission of Europe
EHK	Evropská hospodářská komise
ECE WP 29	pracovní skupina EHK - zodpovídá za technické předpisy vozidel
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standard – předpisy v USA
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration – vydává technické předpisy v USA
EuroNCAP	European New Car Assessment Program – systém zákaznického hodnocení vozidel
Dekra	Výzkumné a zkušební pracoviště v oblasti dopravy

Vysvětlivky:

AE	Advanced Engineering s.r.o.
Altair	Altair Company
HyperWorks	výpočetní systémy firmy Altair
MADYMO	výpočetní systém ústavu TNO
TNO	Státní výzkumný ústav v Nizozemí
Radioss	řešič metody konečných prvků v HyperWorks
HyperGraph	grafický postprocesor v HyperWorks
HyperMesh	preprocesor – generátor sítí prvků pro metodu konečných prvků

Obsah

1	Úvod	13
2	Mechanické modely	14
3	Základní biomechanická kritéria poranění	18
3.1.	Kritéria poranění hlavy	19
3.1.1.	HPC – Head Performance Criterion	20
3.1.2.	GAMBIT – Generalized Acceleration Model for Brain Injury Treshold	21
3.2.	Kritéria poranění krku	22
3.2.1.	NIC (front impact ECE) – Neck Injury Criterion	23
3.2.2.	NIC (front impact EuroNCAP) – Neck Injury Criterion	24
3.2.3.	NIC (front impact FMVSS) – Neck Injury Criterion	25
3.2.4.	NIC (rear impact) – Neck Injury Criterion	27
3.2.5.	LNL (rear impact) – Lower Neck Load Index	28
3.3.	Kritéria poranění hrudníku	28
3.3.1.	3 MS – kritérium tří milisekund	30
3.3.2.	VC – Viscous Criterion	30
3.3.3.	ThPC – Thorax Performance Criterion	31
3.3.4.	TTI – Thoracic Trauma Index	31
3.3.5.	CTI – Combined Thoracic Index	31
3.3.6.	ThCC – Thoracic Compression Criterion	32
3.4.	Kritéria poranění dolních končetin a pánve	32
3.4.1.	FFC (ECE) – Femur Force Criterion	33
3.4.2.	FFC (EuroNCAP) – Femur Force Criterion	34
3.4.3.	TI – Tibia Index	34
3.4.4.	PSPF – Pubic Symphysis Peak Force	35
3.5.	Kritérium poranění břicha	35
3.5.1.	APF – Abdominal Peak Force	36

4	Simulace kolize chodce s vozidlem.....	37
4.1.	Náraz „chodec vs. motocykl“	38
4.2.	Náraz „chodec vs. osobní automobil“	40
4.3.	Náraz „chodec vs. automobil třídy MPV“	42
4.4.	Náraz „chodec vs. automobil třídy SUV“	43
4.5.	Náraz „chodec vs. dodávkový automobil“	45
4.6.	Náraz „chodec vs. autobus“	47
4.7.	Náraz „chodec vs. tramvaj“	49
4.8.	Náraz „chodec vs. nákladní automobil“	51
4.9.	Náraz „chodec vs. vlak“	52
5	Faktory vlivu na poranění chodce při střetu s osobním automobilem.....	53
5.1.	Simulační model.....	54
5.1.1.	Model vozidla	54
5.1.2.	Model chodce	54
5.1.3.	Základní model kolize „osobní automobil – chodec“	55
5.2.	Rychlost vozidla.....	56
5.2.1.	Porovnání s reálným experimentem kolize „osobní automobil – chodec“	57
5.2.2.	Výsledek experimentu	59
5.2.3.	Srovnání výsledku experimentu a simulace	59
5.3.	Zpomalení vozidla	60
5.4.	Hmotnost vozidla	62
5.5.	Tuhost místa primárního střetu	64
5.6.	Tvar přední části vozidla	66
5.7.	Hmotnost chodce.....	69
5.8.	Výška chodce.....	70
5.9.	Pozice chodce při střetu.....	72
5.10.	Směr a rychlost pohybu chodce.....	75
5.10.1.	Chodec jde bokem vůči vozidlu – rovně přes vozovku	75

5.10.2.	Chodec jde vlevo od vozidla – pod úhlem 45°	76
5.10.3.	Chodec jde vpravo od vozidla – pod úhlem 45°	77
5.10.4.	Chodec jde vpravo proti vozidlu – pod úhlem 135°	78
5.10.5.	Chodec jde vlevo proti vozidlu – pod úhlem 135°	79
5.10.6.	Oděv chodce	81
5.10.7.	Adheze chodec – základna.....	82
5.10.8.	Tvar místa sekundárního střetu.....	83
5.10.9.	Tuhost místa sekundárního střetu.....	86
5.10.10.	Shrnutí simulovaných případů	87
6	Simulace bočního nárazu.....	88
6.1.	Popis projektu	88
6.2.	Popis použitého software	89
6.3.	Popis modelu	91
6.4.	Výpočet	100
6.5.	Vyhodnocení	100
7	Zhodnocení zatížení z hlediska poranění typu whiplash.....	104
7.1.	Poranění typu whiplash	104
7.2.	Anatomie krční páteře	104
7.3.	Náhradní mechanický model krční páteře.....	105
7.3.1.	Kinematický model	105
7.3.2.	Dynamický model	106
7.3.3.	Poranění krční páteře při dopravních nehodách.....	107
7.3.4.	Prevence proti poranění v dopravě.....	108
7.4.	Shrnutí ochrany proti whiplash.....	108
8	Závěr	109
9	Reference.....	110

1 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.

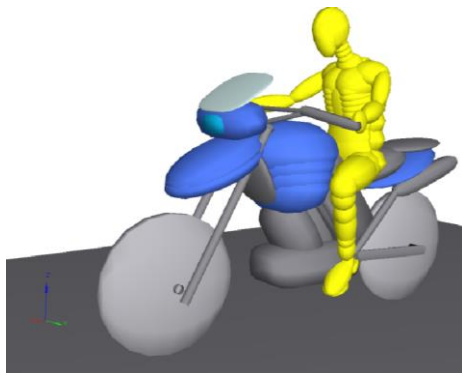
Zásadní hypotéza předpokládá, že analýza dopravních nehod metodou počítačové simulace je odpovídajícím nástrojem ke zjišťování tolerance lidského těla na extrémní zátěž. Tuto hypotézu práce na zvolených případech z praxe ověřuje. Dále uvedené analýzy budou z hlediska ověření této hypotézy hodnoceny.

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.

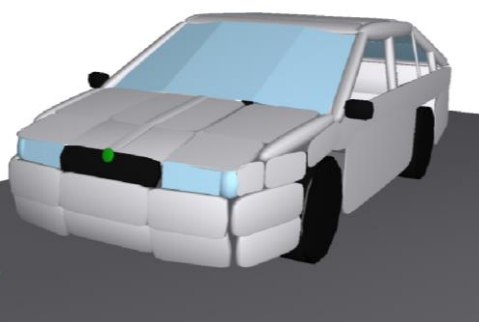
Práce vychází z projektů, které byly řešeny v praxi a tedy vstupní veličiny, počáteční a okrajové podmínky vycházejí z reálných dat. Předložené simulace lze tedy považovat za realistické a metodiku jejich výpočtu za přenositelnou na další řešené případy. Projekt má rysy mezioborové disciplíny, využívá 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.

2 Mechanické modely

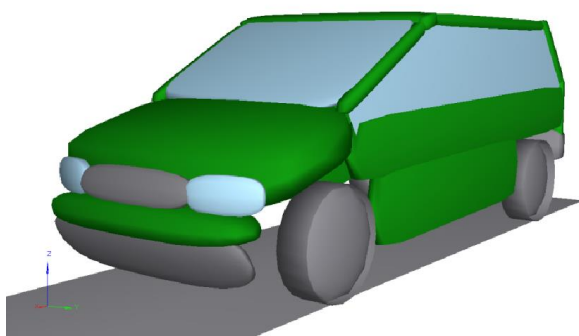
Základní mechanické simulační modely byly sestaveny na základě metody tuhých těles. Jde tedy o sestavení pohybových rovnic dynamické soustavy. V principu jde do Newton-Eulerovy rovnice, které je možné pro jednodušší případy dynamických soustav sestavit exaktně, případně pomocí symbolických operací generátorem. V praxi jsou tyto vztahy sestaveny numericky výpočetním systémem. Pro účely simulace extrémních zátěží při dopravních nehodách byla zkonstruována v simulačním softwaru následující vozidla, která reprezentují impaktory zátěží.



Obr. 2.1 Motocykl



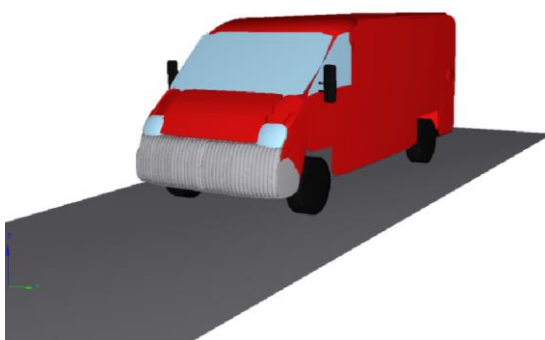
Obr. 2.2 Osobní automobil



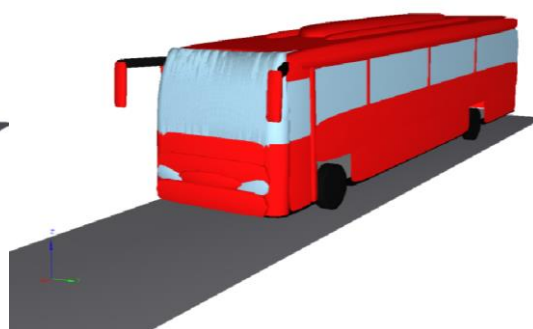
Obr. 2.3 Automobil třídy MPV



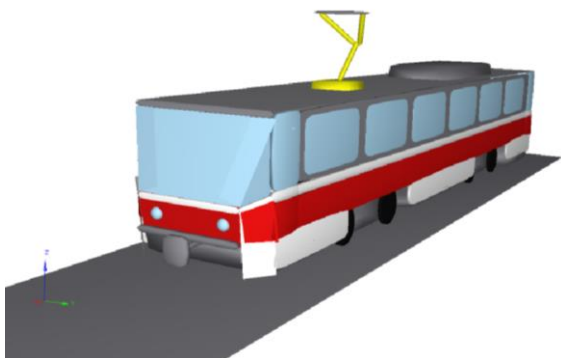
Obr. 2.4 Automobil třídy SUV



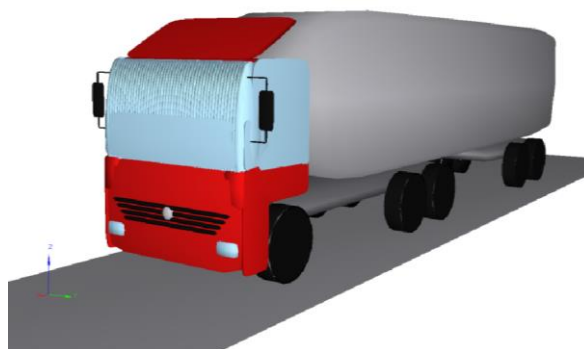
Obr. 2.5 Dodávkový automobil



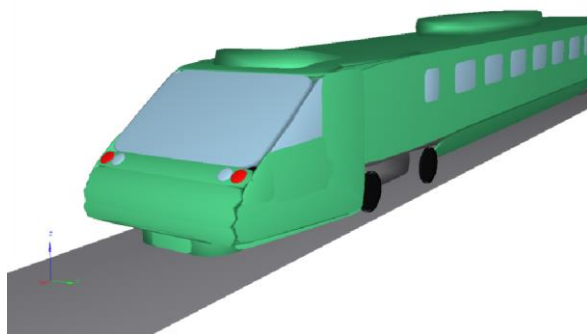
Obr. 2.6 Autobus



Obr. 2.7 Tramvaj



Obr. 2.8 Nákladní automobil



Obr. 2.9 Vlák

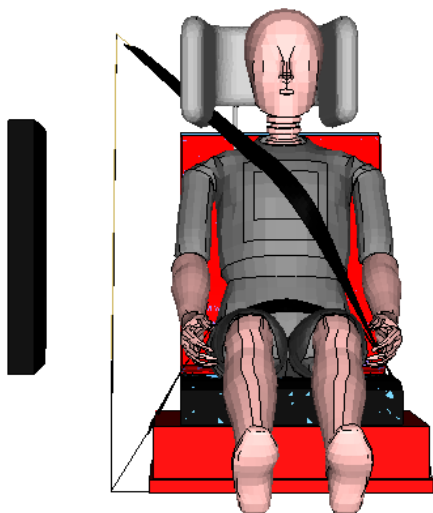
Reálné předlohy pro tvorbu modelů :

Název modelu	Skutečný název reálného vozidla
Motocykl	BMW F 650 GS
Osobní automobil	Škoda Octavia (liftback)
Automobil třídy MPV	Opel Zafira
Automobil třídy SUV	Volvo XC 90
Dodávkový automobil	Fiat Ducato
Autobus	Mercedes Tourismo
Tramvaj	T6A5
Nákladní automobil	Mercedes-Benz Actros 3340K/4040K
Vlák	Jednotka řady 680 ČD

Všechny modely vozidel jsou konstruovány jako „multibody systems“. Pro širší postižení reality je mezi podvozek a každé kolo vozidla implementován element umožňující pérování a tlumení. V konečném efektu tyto elementy simulují jisté „naklopení“ vozidla při kolizi. Některé modely vozidel jsou opatřeny multibody částmi, které simulují deformaci. Konkrétně se jedná o model tramvaje s posuvným spřáhlem, dále o model autobusu s otočnými zrcátky, model nákladního vozidla umožňuje vzájemnou rotaci návěsu vůči tahači.

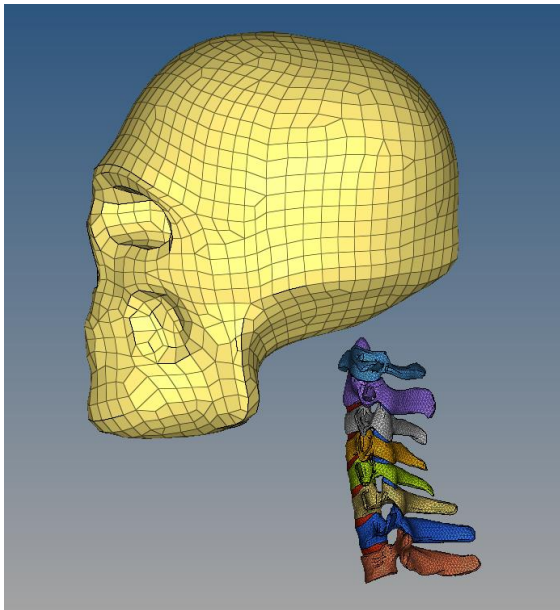
Přední struktura každého vozidla není vysoce tuhá, ale umožňuje určitou poddžanost přední části tak, abychom byli schopni simulovat skutečnou deformaci při kolizi. Aplikací multibody metody na modelech vozidel vzniká samozřejmě určitý rozdíl mezi chováním modelů skutečných a simulačních. Dalšího přiblížení reálné situaci lze dosáhnout aplikací metody konečných prvků na deformovatelné části modelů. Modely byly využity pro analýzy v kapitolách 4 a 5.

Pro účel simulace bočního nárazu byl vytvořen model metodou konečných prvků v software HyperWorks, popisující zadržný systém, impaktor a figurínu. Tento model je využit v kapitole 6.

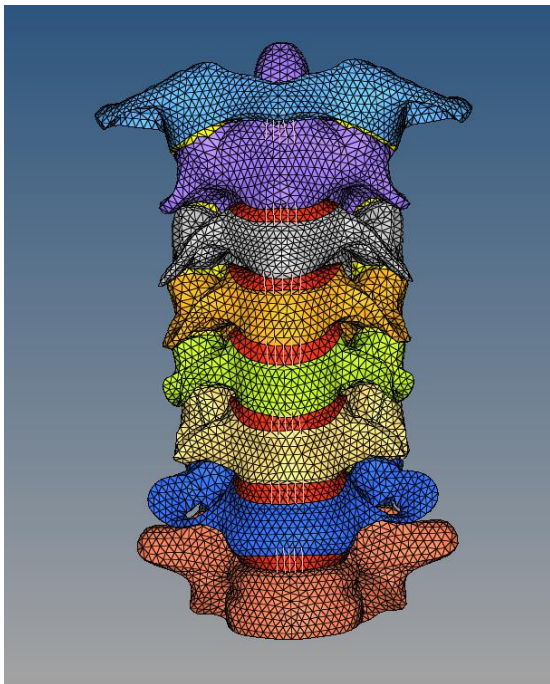


Obr. 2. 10 Boční náraz

Model hlavy a krku pro analýzu poranění typu whiplash vychází z modelu vázané mechanické soustavy tuhých těles, spojených kinematickými dvojicemi, nahrazujícími pohyblivost obratlů krční páteře a atlanto-okcipitálního spojení.



Obr. 2.11 Model hlavy a krční páteře



Obr. 2.12 Model krční páteře

Vlastnosti, struktura a výstupy z modelu jsou obsahem kapitoly 7.

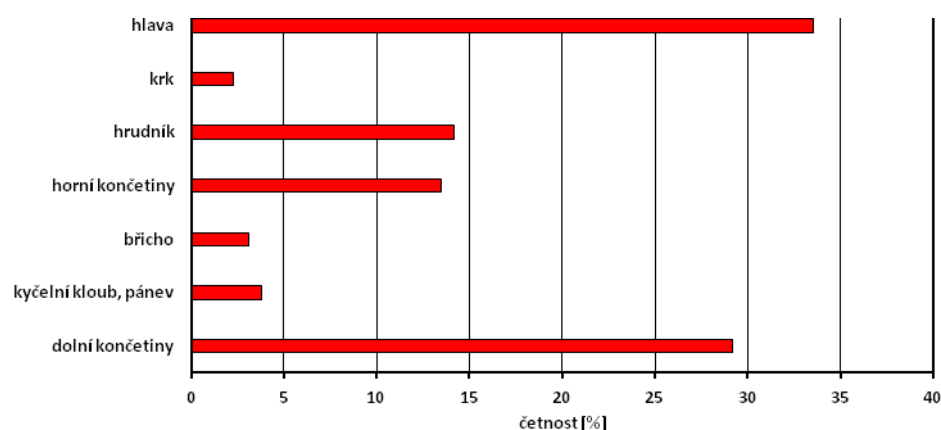
3 Základní biomechanická kritéria poranění

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, podle tabulky 5.1, neznámé případy jsou klasifikovány stupněm 9. [18]

Závažnost poranění	Stupeň AIS
žádné poranění (no injury)	0
lehké poranění (minor injury)	1
středně těžké poranění (moderate injury)	2
vážné poranění (serious injury)	3
těžké poranění (severe injury)	4
kritické poranění (critical injury)	5
smrtné poranění (fatal injury)	6
neznámé poranění (unknown injury)	9

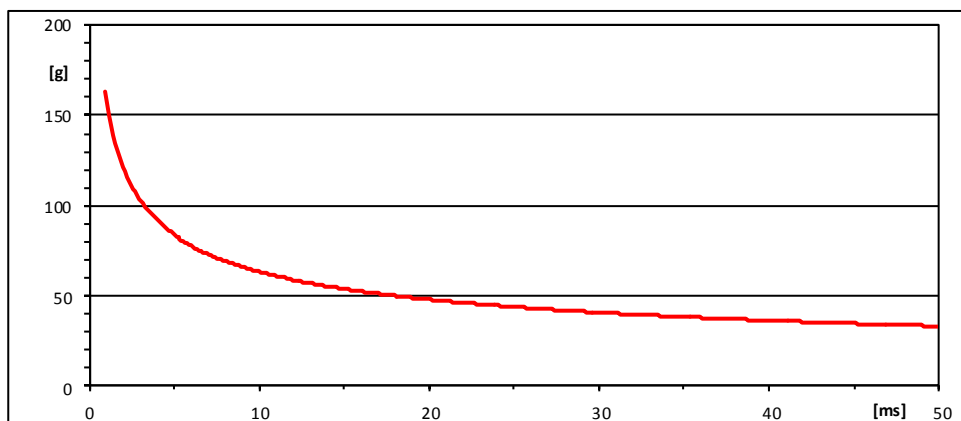
Tab. 3.1: Stupnice hodnot metodiky AIS



Obr. 3.1: Četnost poranění specifických částí lidského těla při čelním nárazu osobního automobilu [11]

3.1. 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.



Obr. 3.2: WSTC – Wayne State Tolerance Curve [19]

Výsledkem původních testů zaměřených na hodnocení zrychlení hlavy bylo odvození Wayne State University Cerebral Concussion Tolerance Curve, zkráceně Wayne State Tolerance Curve (WSTC), která vyjadřuje vztah mezi dobou trvání a průměrnou velikostí předozadního translačního zrychlení. Kombinace velikosti zrychlení a doby jeho působení vyskytující se v oblasti nad křivkou předpokládá překročení míry tolerance, tj. způsobuje závažné, nevratné poškození mozku. Kombinace zmíněných veličin působící v oblasti pod křivkou nepřekračuje úroveň tolerance, avšak může mít za následek poranění reverzibilní. Původní WSTC se vztahovala na dobu trvání zatížení pouze do 6 ms, poté byla křivka prodloužena za pomoci využití měření se zvířaty a dobrovolníky.

Doba trvání impulsu [ms]	Zkušební objekty	Typ zkoušky	Odezva měření	Kritérium poranění
2 - 6	neživá těla	dopadová zkouška	zrychlení v zadní části hlavy	fraktura lebky
6 - 20	neživá těla a zvířata	nárazová zkouška	zrychlení lebky, stlačení mozku	patologické změny
> 20	dobrovolníci	saňová zkouška	zrychlení celého těla bez nárazu hlavy	otřes mozku, stav vědomí

Tab. 3.2: Zkušební podmínky experimentů pro odvození WSTC [19]

Při hodnocení podle Japan Head Tolerance Curve (JHTC) jsou rozdíly mezi WSTC a JHTC zanedbatelné až do 10 ms, nad tímto prahem jsou pak patrné drobné rozdíly.

AIS	Popis poranění hlavy
1	kůže - oděrky, odřeniny, povrchové rány, obličej - zlomenina nosu
2	kůže - výrazné odtržení zlomenina klenby lební - jednoduchá, nedislokovaná zlomenina dolní čelisti - otevřená, dislokovaná zlomenina horní čelisti - LeFort I a II
3	zlomenina baze lební zlomenina horní čelisti - LeFort III úplná ztráta kůže jednoduché pohmoždění mozečku
4	zlomenina klenby lební - komplexní, otevřená s trhlinou, odkrytý mozek nebo ztráta jeho části malý epidurální nebo subdurální hematom
5	výrazná penetrace > 2 cm komprese mozkového kmene velký epidurální nebo subdurální hematom difúzní poranění mozku
6	masivní destrukce lebky i mozku, rozdrčení

Tab. 3.3: AIS klasifikace poranění hlavy [12]

3.1.1. 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.

$$HPC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2,5} \right\}_{max} \quad (3.1)$$

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2} \quad (3.2)$$

kde: a výsledné zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]
 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]

3.1.2. GAMBIT – Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold

GAMBIT představuje kritérium poranění, které uvažuje jednak posun, ale i rotaci hlavy během nárazu vozidla. Tvar tohoto kritéria je definován vztahem (3.3). Maximální přípustná hodnota kritéria GAMBIT (t) ≤ 1 . [15]

$$GAMBIT(t) = \left[\left(\frac{a}{a_{max}} \right)^m + \left(\frac{\alpha}{\alpha_{max}} \right)^n \right]^{\frac{1}{s}} \quad (3.3)$$

kde: a podélné zrychlení [$m \cdot s^{-2}$]
 α úhlové zrychlení [$rad \cdot s^{-2}$]
 g gravitační zrychlení ($1 g = 9,81 m \cdot s^{-2}$)

zjednodušený tvar předpokládá, že:

$$a_{max} \quad 250 g$$

$$\alpha_{max} \quad 10000 \text{ rad} \cdot s^{-2}$$

$$s = m = n = 1$$

3.2. Kritéria poranění krku

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

Měřená reakce	Testovaný objekt	Úroveň poranění	Hraniční hodnota
extenze	dobrovolníci	bez zranění	23,7 - 47,5 Nm
	neživá těla	bolest AIS 2, poranění vazů	47,3 Nm 56,7 Nm
flexe	dobrovolníci	bolest	59,4 - 59,7 Nm
	neživá těla	maximální zatížení AIS 2, bez zlomenin	87,8 - 88,1 Nm 189 - 190 Nm
komprese	neživá těla	bilaterální dislokace	1,72 kN
		kompresní poranění	4,8 - 5,9 kN
tenze	dobrovolníci	bez zranění	1,1 kN
	neživá těla	poškození	3,1 kN
střih	dobrovolníci	bez zranění	845 N
	neživá těla	nevratné poškození	2 kN
	funkční jednotky	zlomeniny ruptury vazů	1,5 kN 824 N

Tab. 3.4: Tolerance krční páteře vůči poranění [19]

Tab. 3.4 shrnuje hodnoty tolerance v oblasti krční páteře odvozené z experimentů.

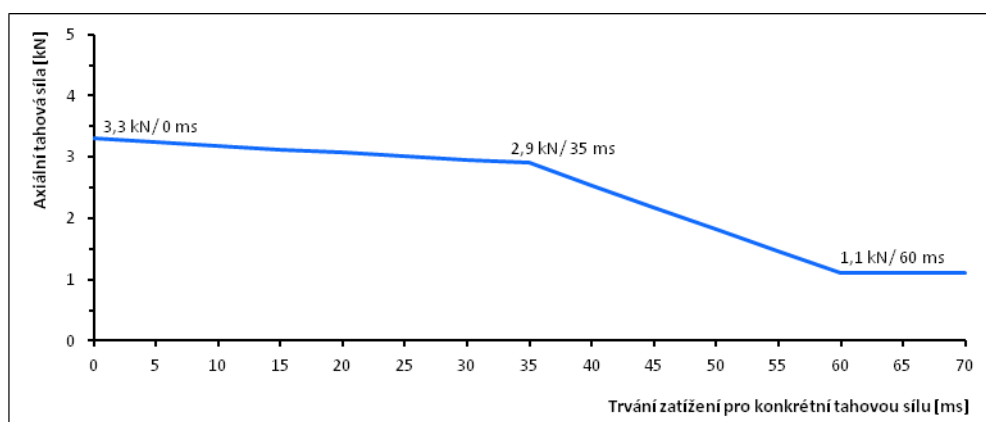
Mimo relativně jednoduchých kritérií, která stanovují mezní přípustné hodnoty zatížení, existují i složitější kritéria navržená pro hodnocení tzv. whiplash poranění.

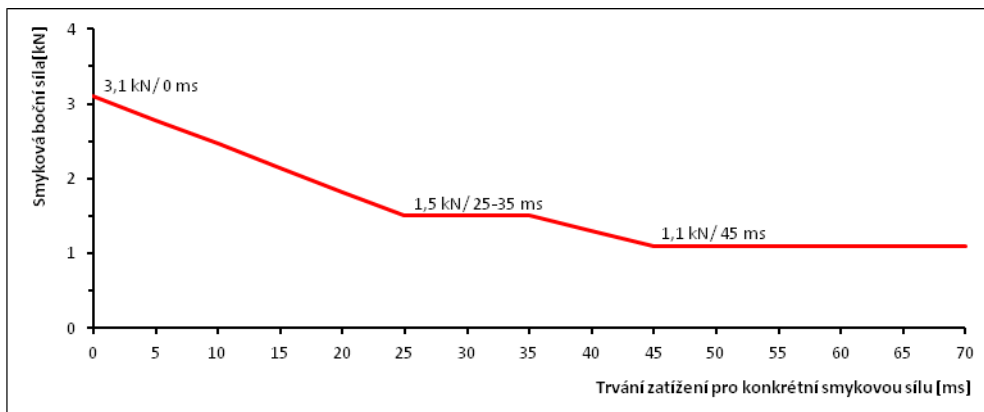
AIS	Popis poranění krku, páteře
1	kůže a svalstvo - oděrky, pohmožděniny (hematom), menší rozdrásání
2	cévy - malá natržení krční a hrudní páteř - dislokace bez fraktury hrudní a bederní páteř - vytlačení disků
3	cévy - velká natržení krční a hrudní páteř - vícenásobná natržení kořenů nervů
4	krční a hrudní páteř - neúplná kontuze míchy
5	krční a hrudní páteř - trhliny v míše bez fraktur
6	oddělení hlavy krční páteř - natržení míchy v oblasti C3 (třetí krční obratel) a vyšší s frakturou

Tab. 3.5: AIS klasifikace poranění krku, páteře [11]

3.2.1. 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. 3.3. [15]

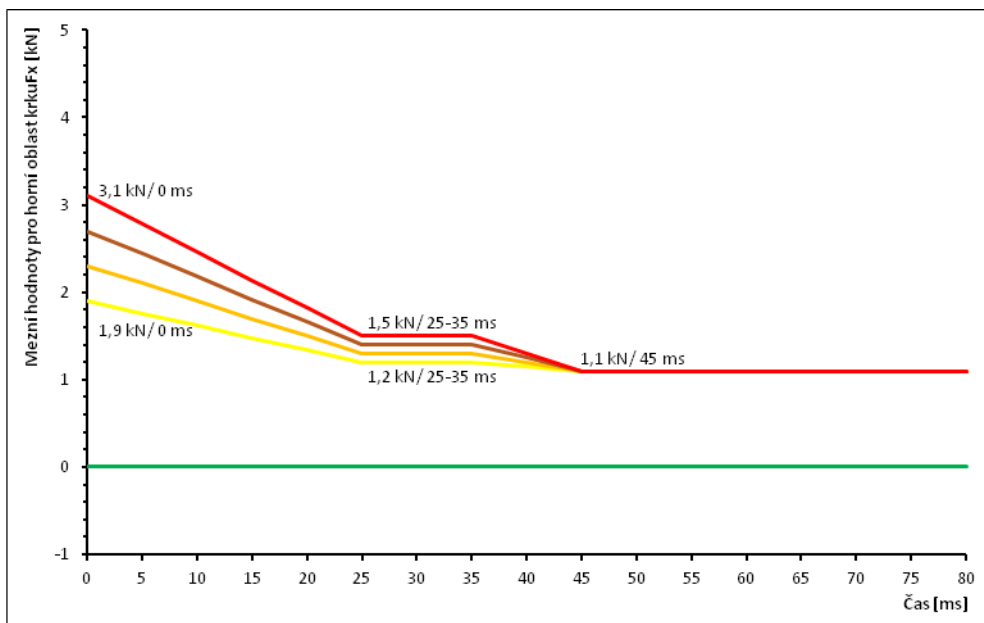




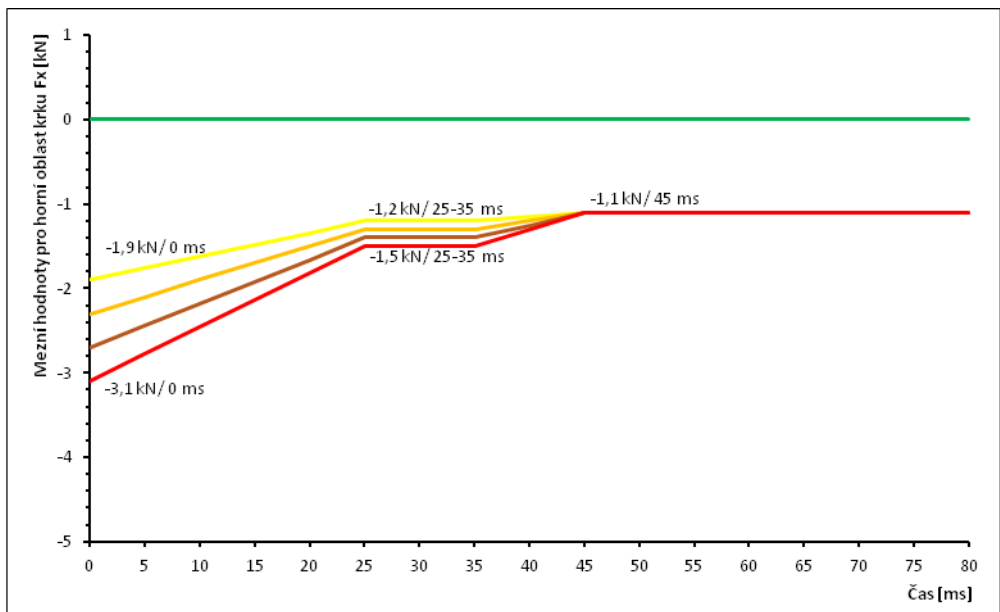
Obr. 3.3: Axiální tahové síly a smykové síly působící na krk v závislosti na čase [25]

3.2.2. NIC (front impact EuroNCAP) – Neck Injury Criterion

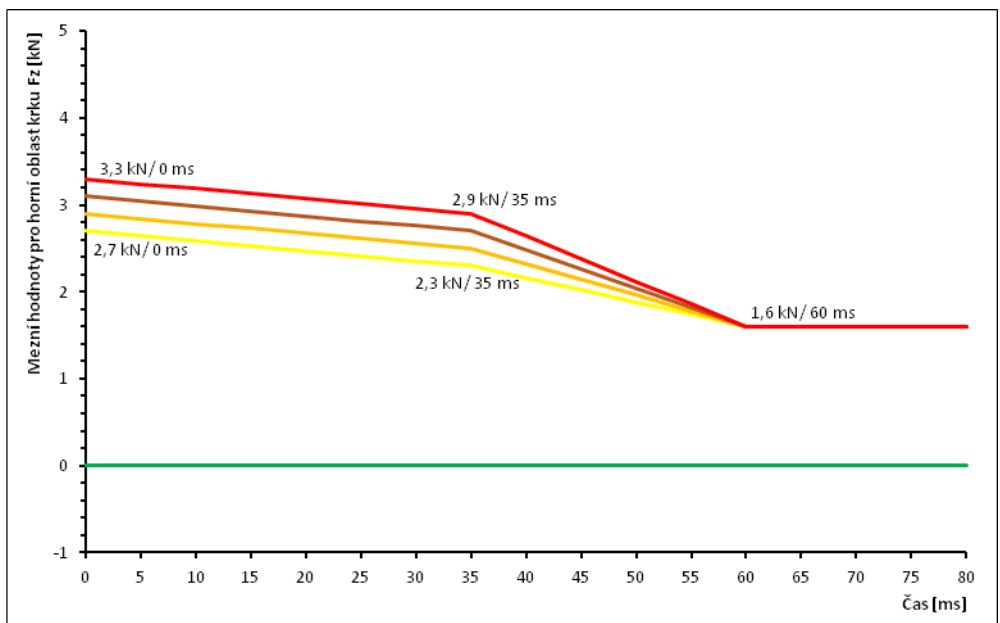
Kritérium poranění krku je využíváno při čelních nárazových zkouškách dvoustopých vozidel realizovaných dle metodiky EuroNCAP, které určuje dovolené hodnoty smykového silového zatížení pro $F_x (+)$ a $F_x (-)$ a axiální tahové síly F_z tak, jak je znázorněno na obr. 3.4, 3.5 a 3.6.



Obr. 3.4: Kladné smykové síly působící v bodě hlava/krk ve směru osy x [25]



Obr. 3.5: Záporné smykové síly působící v bodě hlava/krk ve směru osy x [25]



Obr. 3.6: Tahové síly působící v bodě hlava/krk ve směru osy z [25]

Pozn.: Hodnoty průběhů oranžových a hnědých linií se stanoví z dolní a horní meze pomocí lineární transformace.

3.2.3. NIC (front impact FMVSS) – Neck Injury Criterion

Toto kritérium, které je používáno při nárazových zkouškách dle metodiky FMVSS (Federal Motor Vehicle Safety Standards), zahrnuje kritérium Nij (Normalized Neck Injury Criterion) a kritérium sledování mezních hodnot (maximální napětí a maximální komprese).

Kritérium Nij je složeno z následujících čtyř kritérií N_{TE} (tenze – extenze), N_{TF} (tenze – flexe), N_{CE} (komprese – extenze) a N_{CF} (komprese – flexe), jejichž hodnoty se určují prostřednictvím axiální kompresní síly, axiální tahové síly a smykové síly v místě přechodu z oblasti hlavy do oblasti krku.

Kritérium ohybového momentu krku je definováno velikostí ohybového momentu [Nm] působícího kolem laterální osy v oblasti přechodu z oblasti hlavy do oblasti krku.

Kritérium N_{ij}	Síly	Ohybové momenty
N_{CF}	Komprese (tlakové síly) $F < 0$	Flexe (dopředný ohyb) $M > 0$
N_{CE}		Rozpínání (zpětná extenze) $M < 0$
N_{TF}	Napětí (tažné síly) $F > 0$	Flexe (dopředný ohyb) $M > 0$
N_{TE}		Rozpínání (zpětná extenze) $M < 0$

Tab. 3.6: Síly a ohybové momenty [1]

Typ zkušební figuríny	F_{ZC} [N] tenze	F_{ZC} [N] komprese	M_{YC} [Nm] flexe	M_{YC} [Nm] extenze
Hybrid III, 50% muž	6806	-6160	310	-135
Hybrid III, 5% žena	4287	-3880	155	-67

Tab. 3.7: Kritické síly F_{ZC} a ohybové momenty M_{YC} podle typu použité zkušební figuríny [25]

Typ zkušební figuríny	F_{ZC} [N] tenze	F_{ZC} [N] komprese	M_{YC} [Nm] flexe	M_{YC} [Nm] extenze
Hybrid III, 5% žena	3880	-3880	155	-61
Hybrid III, 6 roků	2800	-2800	93	-37
Hybrid III, 3 roky	2120	-2120	68	-27
Hybrid III, 12 měsíců	1460	-1460	43	-17

Tab. 3.8: Kritické síly F_{ZC} a ohybové momenty M_{YC} pro „out of position test“ podle typu použité zkušební figuríny [25]

Hodnota kritéria N_{ij} se vypočte dle vztahu:

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_{OCy}}{M_{yc}} \quad (3.4)$$

kde: F_z síla v oblasti přechodu z hlavy na krk [kN]

F_{zc} kritická síla [kN]

M_{OCy} celkový moment [Nm], viz MOC

M_{yc} kritický moment [Nm]

Kritérium MOC (Total Moment about Occipital Condyle) se vypočte jako celkový moment vztažený k bodu měření momentu.

$$M_{OCy} = M_y - (D \cdot F_x) \quad (3.5)$$

$$M_{OCx} = M_x + (D \cdot F_y) \quad (3.6)$$

kde: M_{OCi} celkový moment působící kolem i-té osy [Nm]

F_i síla působící na horní část krku ve směru i-té osy [N]

M_i krční moment působící kolem i-té osy [Nm]

D vzdálenost mezi silou působící v ose senzoru a silou působící v ose kloubního výběžku [m]

3.2.4. NIC (rear impact) – Neck Injury Criterion

Kritérium hodnotí velikosti relativního zrychlení a relativní rychlosti působící na oblast krční páteře. Výpočet kritéria NIC je založen na vztahu (3.7).

$$NIC = a_{rel} \cdot 0,2 + v_{rel}^2 \quad (3.7)$$

kde: $a_{rel} = a_x^{T1} - a_x^{Head}$

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

a_x^{T1} zrychlení na prvním hrudním obratli působící ve směru osy
x [m·s⁻²]

a_x^{Head} zrychlení působící ve směru osy x v těžišti hlavy [m·s⁻²]

3.2.5. LNL (rear impact) – Lower Neck Load Index

Kritérium LNL (Lower Neck Load Index) definuje riziko poškození spodních krčních obratlů při nárazu na vozidlo zezadu. To je nejvyšší tehdy, pokud zatěžovací síly a ohybové momenty působí současně. Aplikovatelnost tohoto kritéria je možná na zkušebních figurínách typu RID2 a Hybrid III.

Hodnota kritéria LNL se vypočte dle vztahu:

$$LNL(t) = \left| \frac{\sqrt{M_{y_{lower}}(t)^2 + M_{x_{lower}}(t)^2}}{C_{moment}} \right| + \left| \frac{\sqrt{F_{x_{lower}}(t)^2 + F_{y_{lower}}(t)^2}}{C_{shear}} \right| + \left| \frac{F_{z_{lower}}(t)}{C_{tension}} \right| \quad (3.8)$$

kde: $M_{y_{lower}}$ ohybový moment působící kolem osy y [Nm]

$M_{x_{lower}}$ ohybový moment působící kolem osy x [Nm]

C_{moment} kritický ohybový moment [Nm]

$F_{x_{lower}}$ síla působící ve směru osy x [N]

$F_{y_{lower}}$ síla působící ve směru osy y [N]

C_{shear} kritická střižná síla [N]

F_z síla působící ve směru osy z [N]

$C_{tension}$ kritická napěťová síla [N]

Předepsané limitní hodnoty kritických sil a ohybového momentu pro zkušební figurínu typu RID2 jsou uvedeny v následující tabulce 5.9.

C_{moment}	C_{shear}	$C_{tension}$
15 [Nm]	250 [N]	900 [N]

Tab. 3.9: Kritické síly a kritický ohybový momenty pro RID2 [25]

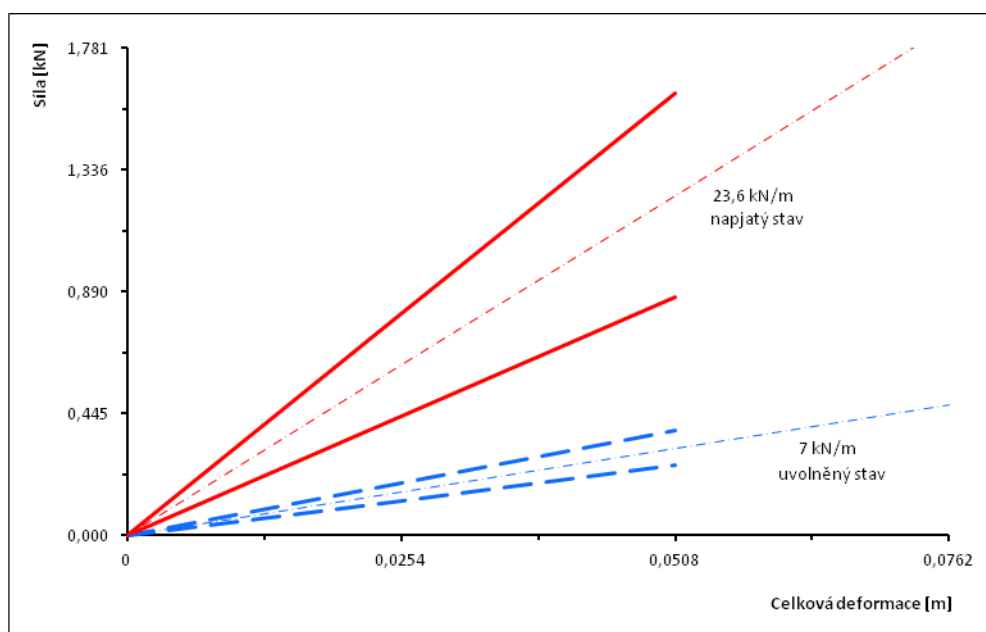
3.3. Kritéria poranění hrudníku

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.

AIS	Popis poranění hrudníku
1	zlomenina jednoho žebra, kontuze průdušek
2	zlomenina 2 - 3 žeber, zlomenina hrudní kosti, částečné natržení stěny průdušky
3	zlomenina 4 a více žeber na jedné straně, zlomenina 2 - 3 žeber s hemotoraxem nebo pneumotoraxem, pohmoždění plic, malá kontuze srdce
4	paradoxní dýchání, zlomenina 4 a více žeber na obou stranách s hemotoraxem nebo pneumotoraxem, oboustranné natržení plic, malé natržení aorty, velké pohmoždění srdce
5	oboustranné paradoxní dýchání, velké natržení aorty, natržení plic s pneumotoraxem
6	aortální tržná rána s krvácením i mimo mezihrudní prostor

Tab. 3.10: AIS klasifikace poranění hrudníku [11]

Čelní zatížení – počáteční zatěžovací fáze je charakterizována strmým nárůstem působící síly za projevu relativně menší deformace, to je způsobeno hlavně díky viskózní vlastnosti hrudníku. Po fázi relativní silové stagnace následuje fáze odlehčení, kde se stlačená tkáň pružně a nelineárně uvolňuje. Na základě výsledků těchto silově deformačních testů, které byly prováděny kombinacemi různých hmotností impaktorů a rychlostí nárazu, byly odvozeny funkční vlastnosti zkušebních figurín. Pro průhyb až do 41 mm má hrudník přibližnou lineární tuhost $26,3 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-1}$, pro průhyby větší než 76 mm se tuhost zvyšuje na hodnotu $120 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-1}$. [9]



Obr. 3.7: Výsledky kvazistatických testů s dobrovolníky, které vykazují rozdíl mezi napjatým a uvolněným stavem hrudníku [6]

Boční zatížení – k popisu biomechanické odezvy při bočním nárazu se používaly stejné metody jako v případě nárazu čelního. Pro odvození závislosti mezi působící silou a deformací hrudníku při bočním nárazu sloužily opět výsledky experimentů pro definování hysterezní křivky, podobné křivce pro čelní náraz. Odolnost hrudníku proti laterálnímu zatěžování je menší ve srovnání s čelním zatížením. Poloha paže testovaného subjektu během nárazu má významný vliv na výsledek zkoušky. Sérií testů bylo prokázáno, že rameno a celá paže může mít ochranný účinek, pokud se nachází mezi narážejícím objektem a hrudníkem.

3.3.1. 3 MS – kritérium tři 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.

3.3.2. 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 vypočtená ze vztahu (3.9) udává maximální velikost rychlosti deformace hrudníku, kde maximální přípustná hodnota je $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$.

$$VC = SF * \frac{Y_{CFC180}}{DC} * \frac{dY_{CFC180}}{dt} \quad (3.9)$$

kde: Y_{CFC180} deformace hrudníku [m]

dY_{CFC180}/dt rychlost deformace [$\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$]

SF poměrový faktor

DC deformační konstanta

Pro výpočty zkušebních figurín různých rozměrů a hmotností, se využívají poměrové faktory a deformační konstanty uvedené v tabulce 5.11.

Typ figuríny	Poměrový faktor SF	Deformační konstanta DC [mm]
Hybrid III, 95% muž	1,3	254
Hybrid III, 50% muž	1,3	229
Hybrid III, 5% žena	1,3	187
BioSID	1	175
EuroSID-1	1	140
ES-2	1	140
SID-IIs	1	138

Tab. 3.11: Poměrové faktory a deformační konstanty pro výpočet kritéria VC [25]

3.3.3. ThPC – Thorax Performance Criterion

Kritérium ThPC (Thorax Performance Criterion) je určeno pro zkoušky bočního nárazu. Skládá se z kritéria deformace žeber RDC (Rib Deflection Criterion), jehož hodnota musí být menší nebo rovna 42 mm, a kritéria VC, které je popsáno v kapitole 3.3.2. [8]

3.3.4. 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 (3.10).

$$TTI = 1,4 Age + 0,5 (Rib_y + T12_y) * \frac{M}{M_{st}} \quad (3.10)$$

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]

3.3.5. CTI – Combined Thoracic Index

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

$$CTI = \left(\frac{A_{max}}{A_{int}} \right) + \left(\frac{D_{max}}{D_{int}} \right) \quad (3.11)$$

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]

Kritické 3 ms hodnoty a kritické hodnoty průhybu hrudníku jsou definovány pro každý typ zkušební figuríny zvlášť - tab. 3.12.

Typ figuríny	A _{int} [g]	D _{int} [g]
Hybrid III, 50% muž	85	102
Hybrid III, 5% žena	85	83
Hybrid III, 6 roků	85	63
Hybrid, 3 roky	70	57
Crabi, 12 měsíců	55	49

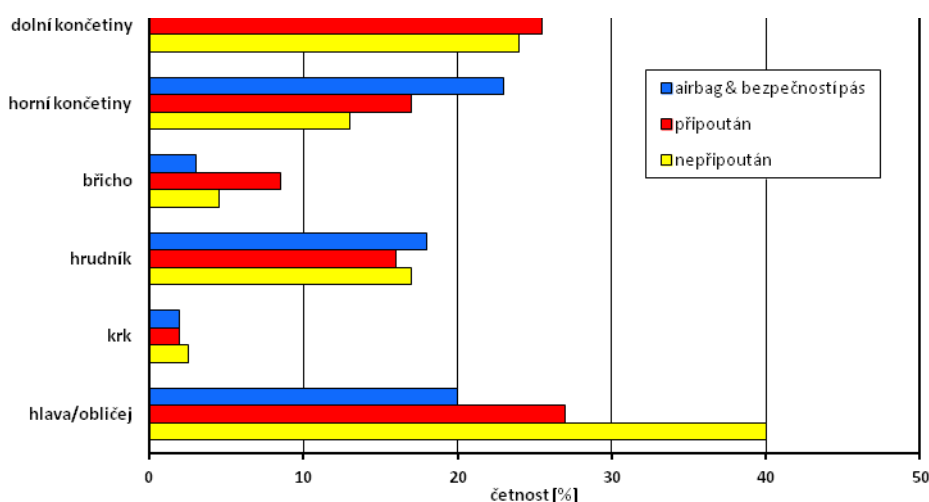
Tab. 3.12: Kritické 3 ms hodnoty a kritické hodnoty průhybu hrudníku [25]

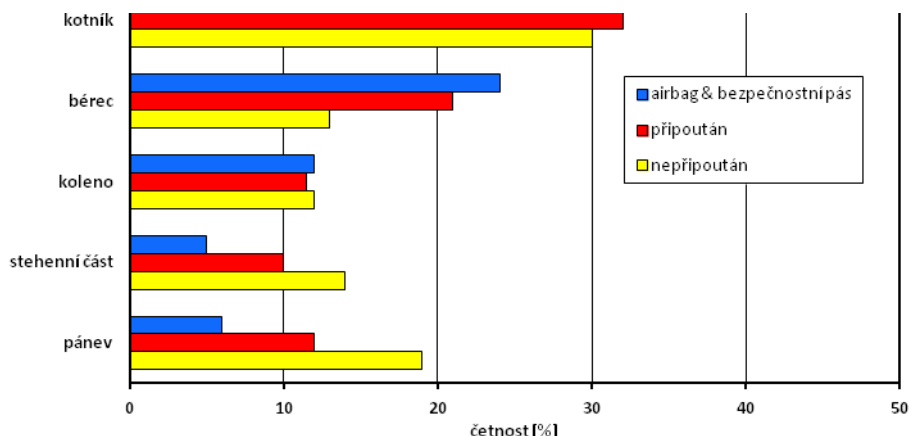
3.3.6. ThCC – Thoracic Compression Criterion

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]

3.4. 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.





Obr. 3.8: Rozdělení poranění o závažnosti AIS > 2 při čelním nárazu dle částí těla (nahore) a oblastí dolních končetin (dole) pro nepřipoutané pasažéry, připoutané pasažéry a pasažéry chráněné kombinací bezpečnostního pásu a airbagu [19]

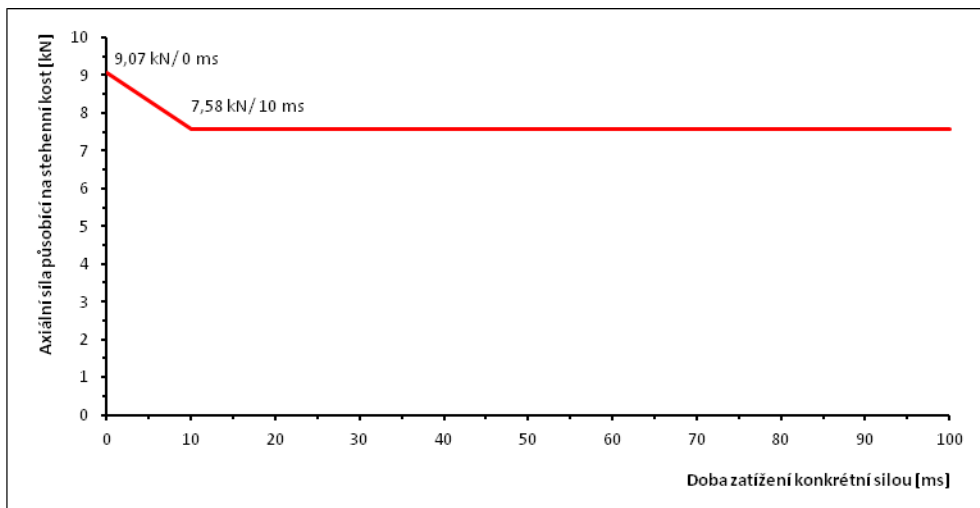
Mechanismy poranění jsou často součástí tvrdého kontaktu s palubní deskou nebo podlahy s pedály.

AIS	Popis poranění dolních končetin a pánve
1	Kotník, kyčel, vymknutí, pohmoždění
2	česka, holenní, lýtková, patní kost, kosti chodidla - uzavřené fraktury pánev - uzavřená nedislokovaná fraktura prsty - rozdrčení, amputace dislokace kyčelního a kolenního kloubu svalstvo a šlachy - natržení, utržení, odtržení, prasknutí
3	fraktura stehenní kosti pánev - otevřená dislokovaná zlomenina amputace pod kolenem
4	otevřená zlomenina pánve amputace nad kolenem
5	pánev - značná deformace s přidruženým porušením cév a ztrátou krve > 20 % objemu
6	-

Tab. 3.13: AIS klasifikace poranění dolních končetin a pánve [11]

3.4.1. FFC (ECE) – Femur Force Criterion

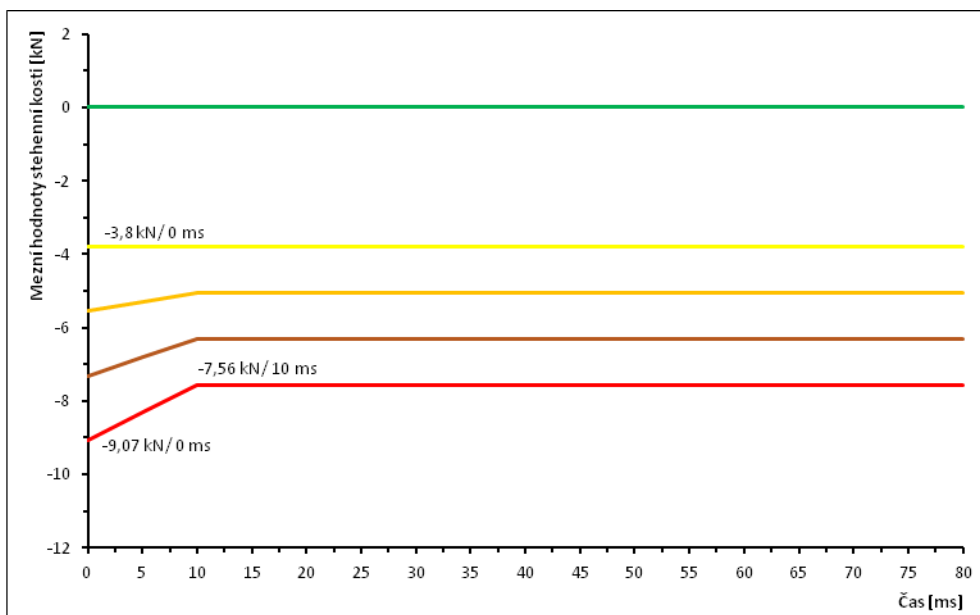
Kritérium FFC (Femur Force Criterion) je používáno při čelních nárazových zkouškách realizovaných dle EHK/OSN č. 94 a hodnotí maximální přípustné tlakové napětí působící na stehenní kost. Závislost působící síly na čase je znázorněna na obr. 3.9.



Obr. 3.9: Velikost síly působící na stehenní kost v závislosti na čase [25]

3.4.2. FFC (EuroNCAP) – Femur Force Criterion

Kritérium síly působící na stehenní kost je používáno při nárazových zkouškách vozidel realizovaných dle metodiky EuroNCAP a hodnotí velikost tlakového napětí působícího v osovém směru na stehenní kost zkušební figuríny v závislosti na době trvání působení tlakové síly. Charakteristické průběhy těchto veličin jsou znázorněny na obr. 3.10.



Obr. 3.10: Velikost síly působící na stehenní kost v závislosti na čase [25]

3.4.3. 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, je definován vztahem (3.12), resp. (3.13).

$$TI = \left| \frac{M_R}{(M_C)_R} \right| + \left| \frac{F_Z}{(F_C)_Z} \right| \quad (3.12)$$

$$M_R = \sqrt{(M_x)^2 + (M_y)^2} \quad (3.13)$$

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]

Kritický ohybový moment $(M_C)_R$ a kritická tlaková síla $(F_C)_Z$ jsou konstanty, které jsou odlišné v závislosti na typu použité zkušební figuríny. Tyto konstanty jsou uvedeny v tab. 3.14.

Typ zkušební figuríny	Kritický ohybový moment [Nm]	Kritická tlaková síla [kN]
Hybrid III, 95% muž	307	44,2
Hybrid III, 50% muž	225	35,9
Hybrid III, 5% žena	115	22,9

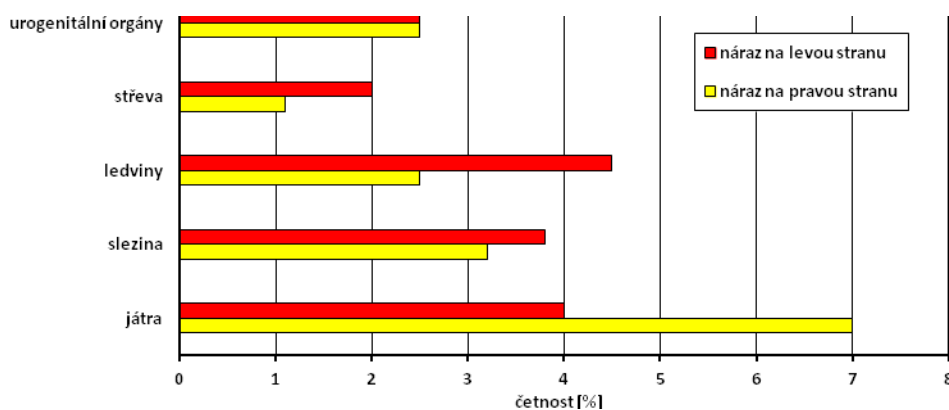
Tab. 3.14: Kritické ohybové momenty a kritické tlakové síly pro výpočet kritéria Tibia Index [25]

3.4.4. 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.

3.5. 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 třibodových bezpečnostních pasů. Krajina břicha není u současných figurín realisticky vytvořena a výpočty mají vyšší vypovídací hodnotu než základní testy.



Obr. 3.11: Frekvence břišních poranění o závažnosti AIS > 3 pro různé orgány v závislosti na orientaci nárazu [19]

AIS	Popis poranění břicha
1	kůže, svalstvo - kontuze (hematom)
2	pohmoždění sleziny a jater (< 50 % povrchu)
3	rozsáhlá kontuze ledvin, ruptura jater
4	menší tržná rána na břišní aortě, ruptura jater a ledvin
5	ledviny - úplná destrukce orgánu a vaskulárního systému
6	odtržení jater (úplné oddělení cévních úchytů)

Tab. 3.15: AIS klasifikace poranění břicha [11]

3.5.1. APF – Abdominal Peak Force

Kritérium poranění břicha APF (Abdominal Peak Force) je používáno při zkouškách bočního nárazu a vypočte se dle vztahu (3.14). 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.

$$APF = \max|F_{y\ Front} + F_{y\ Middle} + F_{y\ Rear}| \quad (3.14)$$

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

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

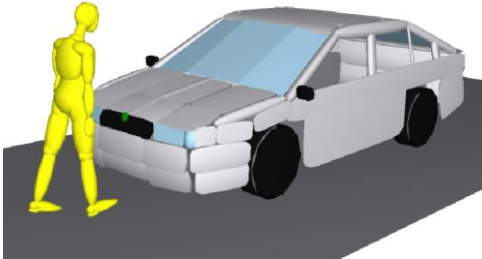
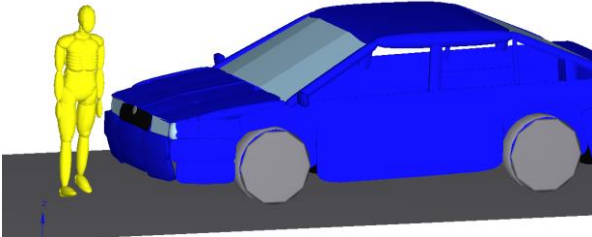
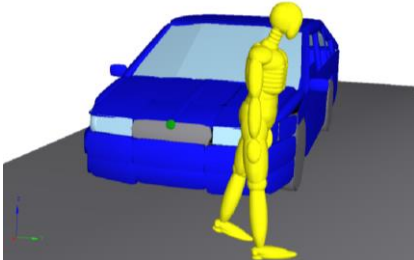
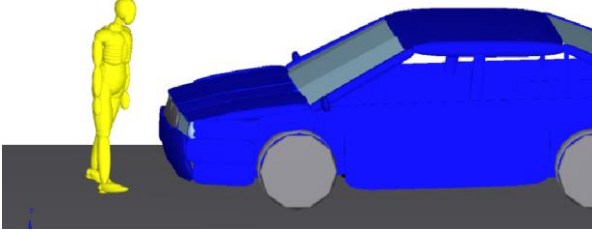
$F_{y\ Rear}$ síla působící na zadní část břišní oblasti [N]

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

4 Simulace kolize chodce s vozidlem

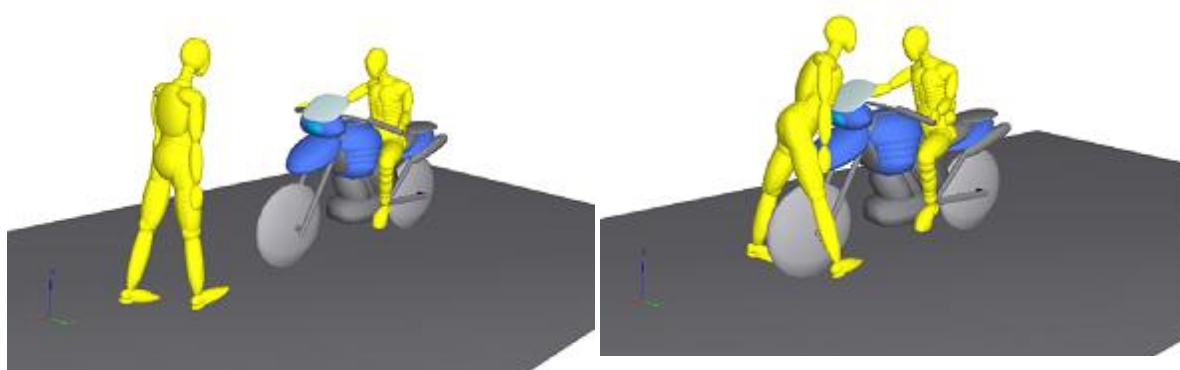
Pro aplikaci v simulaci kolize vozidla s chodcem byl z databáze sw Madymo použit model 50% Hybrid III (stojící model). Chodec je situován tak, abychom simulovali chůzi člověka např. po přechodu pro chodce.

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. V první fázi analýzy uvažujeme čtyři základní pozice z hlediska chodce.

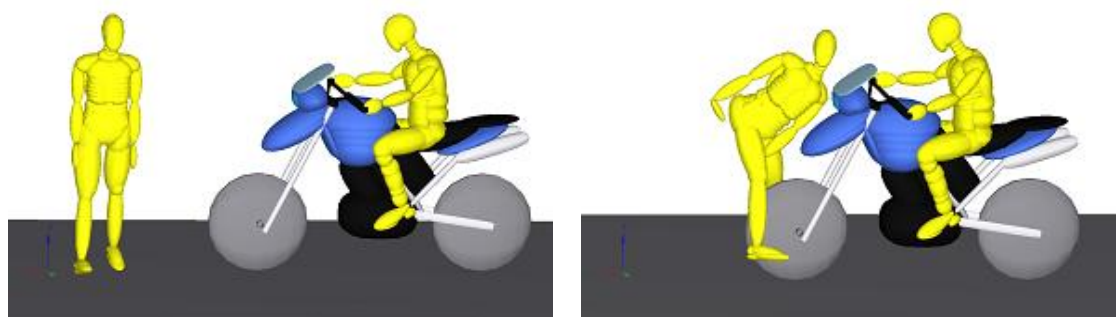
Čelní náraz	Boční náraz
	
Náraz přední hranou vozidla	Náraz 45°
	

Pro každé vozidlo byla vytvořena simulace srážky s chodcem pro každý ze čtyř výše zmíněných případů. Celkem tedy bylo provedeno 45 simulací včetně jejich biomechanického hodnocení.

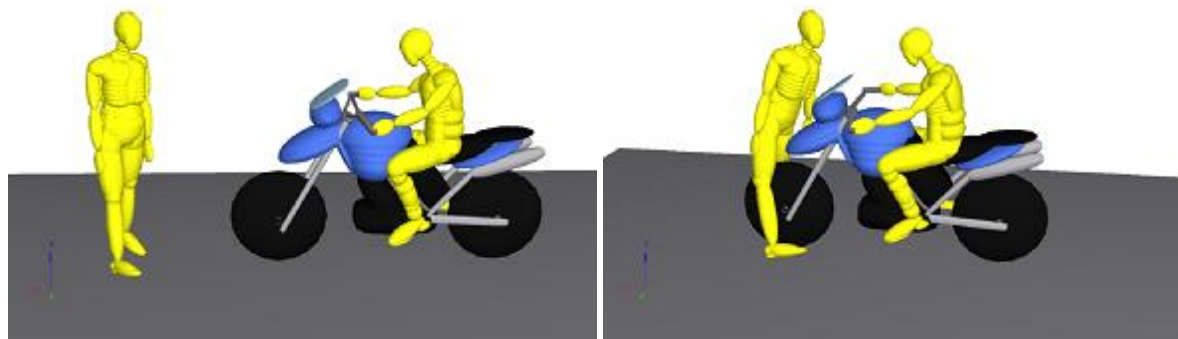
4.1. Náraz „chodec vs. motocykl“



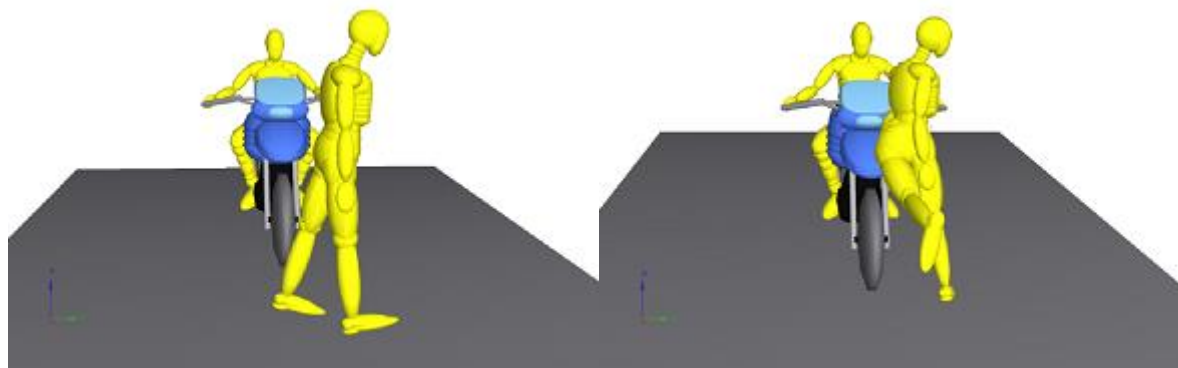
Obr. 4.1 Čelní náraz „chodec vs. motocykl“



Obr. 4.2 Boční náraz „chodec vs. motocykl“



Obr. 4.3 Náraz 45° „chodec vs. motocykl“

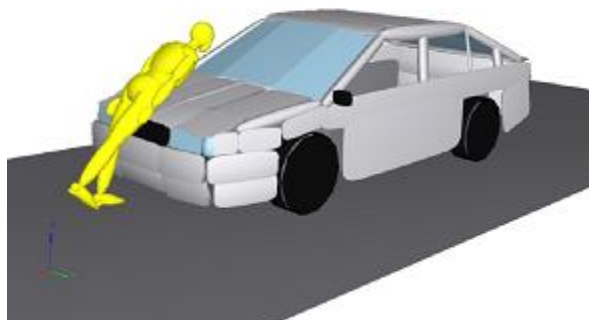
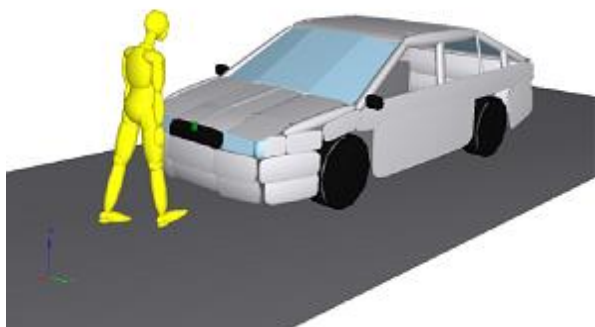


Obr. 4.4 Náraz hranou vozidla „chodec vs. motocykl“

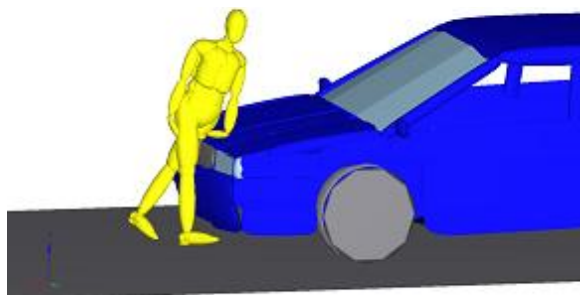
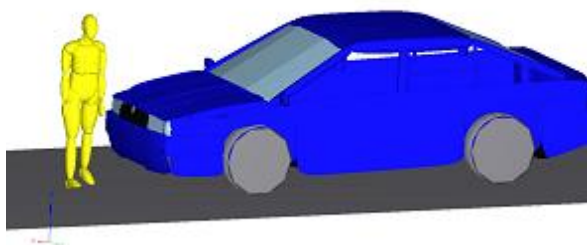
Komentář:

- Model je sestaven jako dynamická soustava, základní rovnice jsou sestaveny metodou dynamiky tuhých těles. K nim jsou připojena tělesa s předepsanou poddajností.
- Pro střet „chodec vs. motocykl“ byl model motocyklu zkonstruován jako zjednodušený, tzn. kola nejsou odpružena. Důvod zjednodušení je ten, že v případě kolize s člověkem lze chování motocyklu v tomto smyslu zanedbat.
- Při simulaci se ukázalo, že na pohyb chodce při střetu má zásadní vliv konstrukce předního blatníku motocyklu, což může ovlivňovat i poranění chodce.
- Zásadní roli hrají počáteční a okrajové podmínky integračního procesu jako poloha chodce, jeho pozice k motocyklu, směr chůze a její rychlost.
- Výpočet předpokládá stabilní jízdu motocyklu až do místa střetu.
- Poranění jsou v oblasti hlavy, trupu a končetin.
- Hodnocenými kritérii jsou Combined Thoracic Index CTI, 3MS jako univerzální kritérium, Head Injury (Performance) Criterion HIC, Femur Force Criterion FFC, Tibia Index TI. Důraz je kladen na poranění hlavy a končetin.

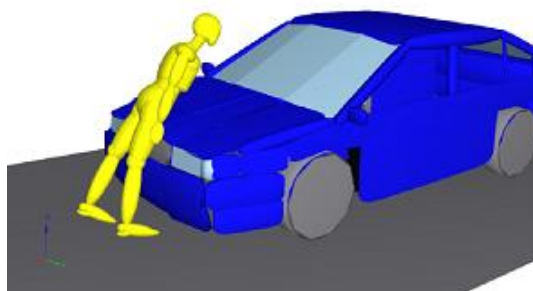
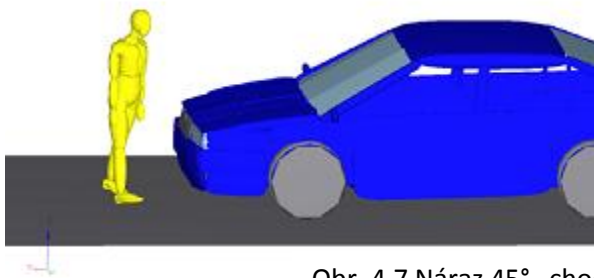
4.2. Náraz „chodec vs. osobní automobil“



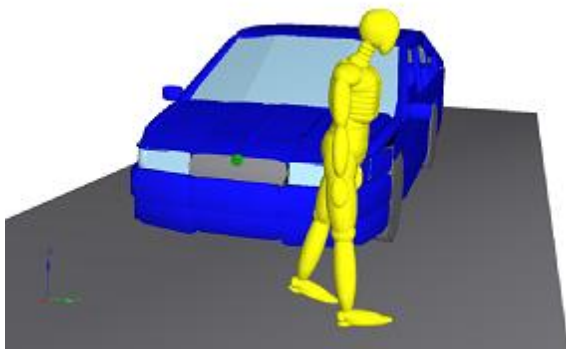
Obr. 4.5 Čelní náraz „chodec vs. osobní automobil“



Obr. 4.6 Boční náraz „chodec vs. osobní automobil“



Obr. 4.7 Náraz 45° „chodec vs. osobní automobil“

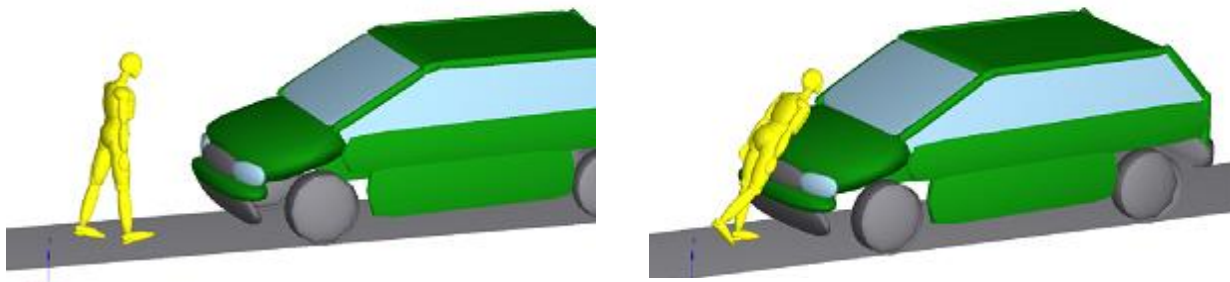


Obr. 4.8 Náraz hranou vozidla „chodec vs. osobní automobil“

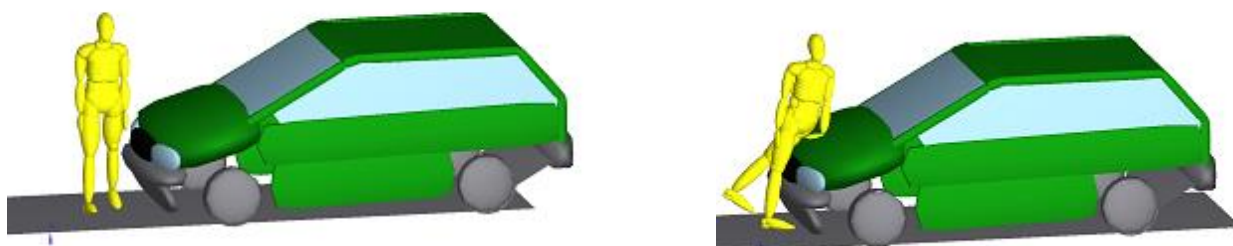
Komentář:

- Celý náraz lze rozdělit do tří fází. První začíná v okamžiku, kdy kolena figuríny přichází do kontaktu s nárazníkem vozidla. Poté dochází k postupné rotaci horních partií chodce kolem hrany kapoty a k postupnému dosedání stehna, kyčlí a břicha na přední geometrii automobilu. Jako druhou fázi lze označit náraz hlavy, případně hrudníku chodce do předního skla. Tato fáze se z hlediska poranění chodce ukazuje jako kritická. Třetí fází je dopad figuríny na vozovku. Ten se označuje jako sekundární náraz a jeho závažnost může být srovnatelná s nárazem primárním.
- Zásadní jsou poranění hlavy, dolních končetin a trupu. U dolních končetin je kritické poranění kolene a femuru, včetně pánve, při kolizi s vozidlem.
- Hodnocenými kritérii jsou Combined Thoracic Index CTI, 3MS jako univerzální kritérium, Head Injury (Performance) Criterion HIC, Femur Force Criterion FFC, Tibia Index TI. Důraz je kladen na poranění hlavy, pánve a končetin.

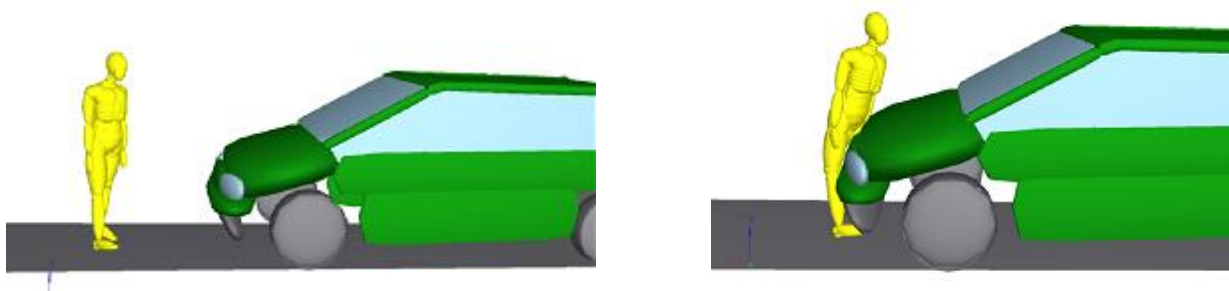
4.3. Náraz „chodec vs. automobil třídy MPV“



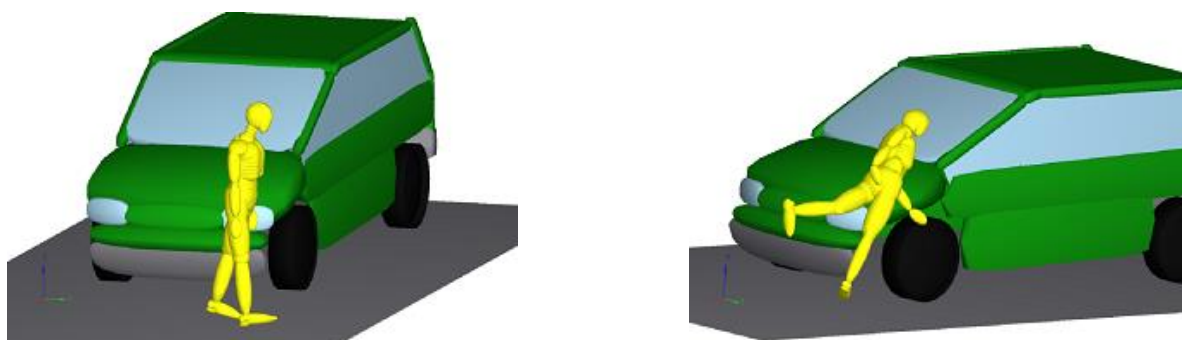
Obr. 4.9 Čelní náraz „chodec vs. MPV“



Obr. 4.10 Boční náraz „chodec vs. MPV“



Obr. 4.11 Náraz 45° „chodec vs. MPV“



Obr. 4.12 Náraz hranou „chodec vs. MPV“

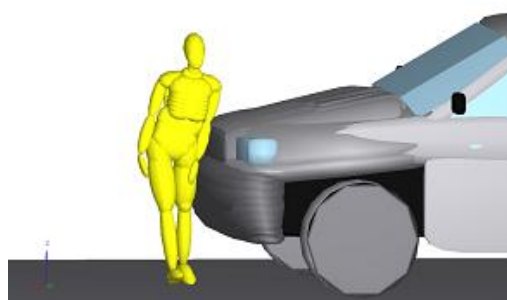
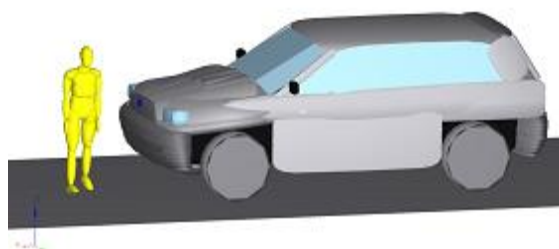
Komentář:

- Pohyb chodce a analýzy jeho poranění jsou velice podobné jako v případě osobního automobilu (viz odstavec 4.2).

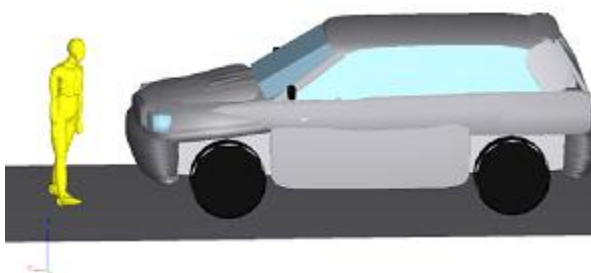
4.4. Náraz „chodec vs. automobil třídy SUV“



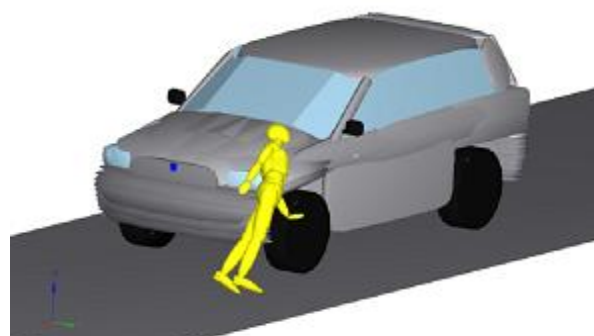
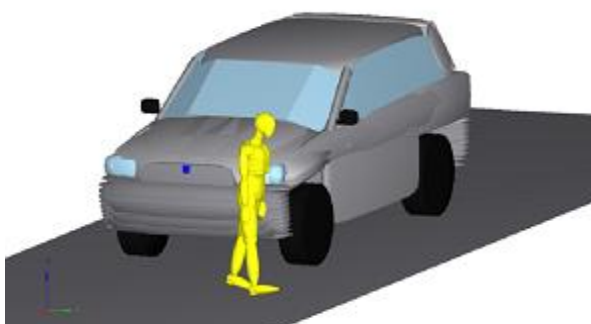
Obr. 4.13 Čelní náraz „chodec vs. SUV“



Obr. 4.14 Boční náraz „chodec vs. SUV“



Obr. 4.15 Náraz 45° „chodec vs. SUV“

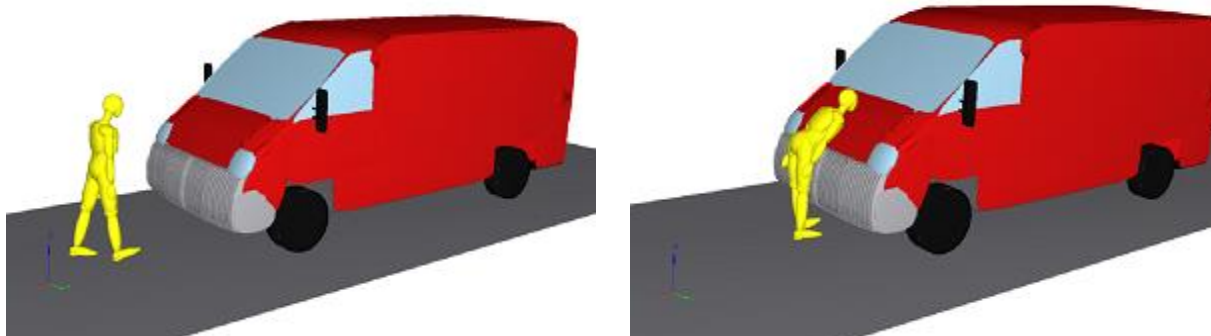


Obr. 4.16 Náraz hranou „chodec vs. SUV“

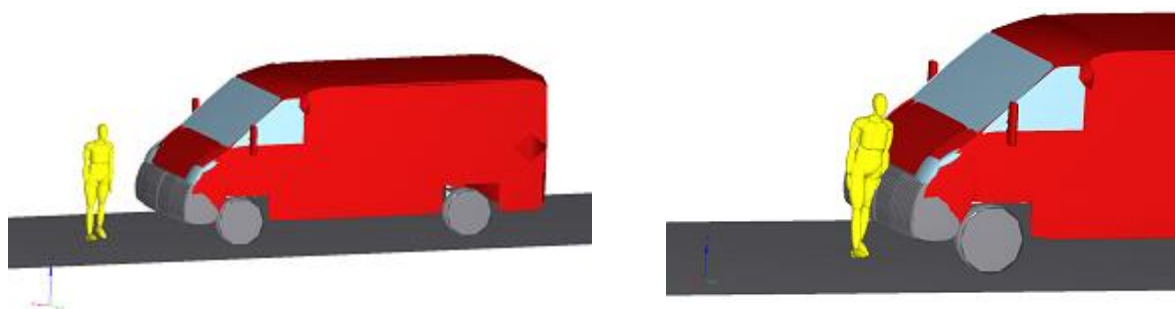
Komentář:

- V případě střetu s automobilem třídy SUV závisí pohyb a poranění chodce především na konstrukci přední geometrie vozidla; konkrétně se jedná o masku, nárazník a kapotu SUV. Ke kontaktu figuríny s čelním sklem vozidla dochází s menším výskytem, je však vhodné posoudit i figuríny jiné velikostní skupiny a také vyšší kolizní rychlost.
- Mechanismus poranění je u těchto vozidel podobný, jako u menších kategorií, je ovšem třeba brát v úvahu i poranění hrudníku.
- Hodnocenými kritérii jsou Combined Thoracic Index CTI, 3MS jako univerzální kritérium, Head Injury (Performance) Criterion HIC, Femur Force Criterion FFC, Tibia Index TI. Důraz je kladen na poranění hlavy, končetin, pánve a hrudníku.

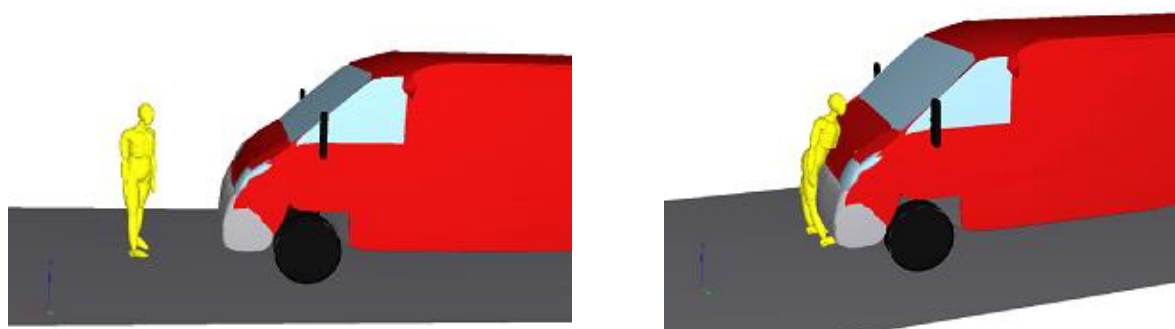
4.5. Náraz „chodec vs. dodávkový automobil“



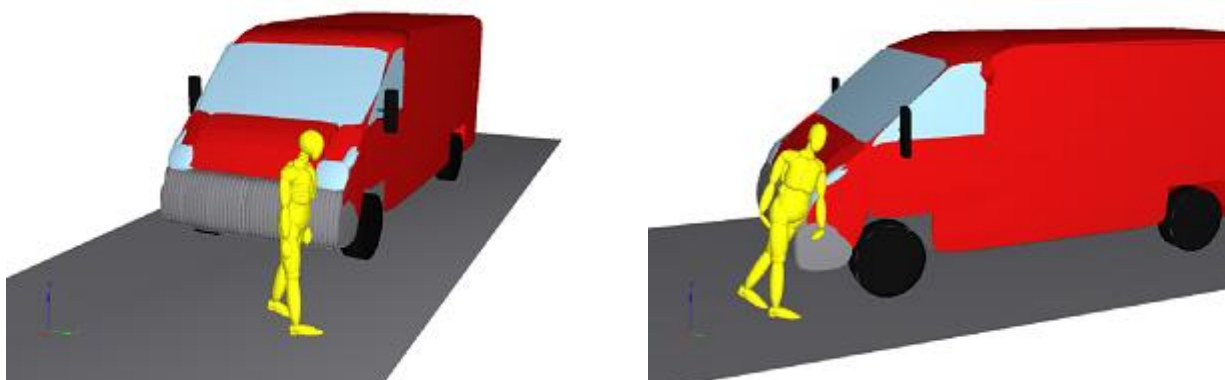
Obr. 4.17 Čelní náraz „chodec vs. dodávkový automobil“



Obr. 4.18 Boční náraz „chodec vs. dodávkový automobil“



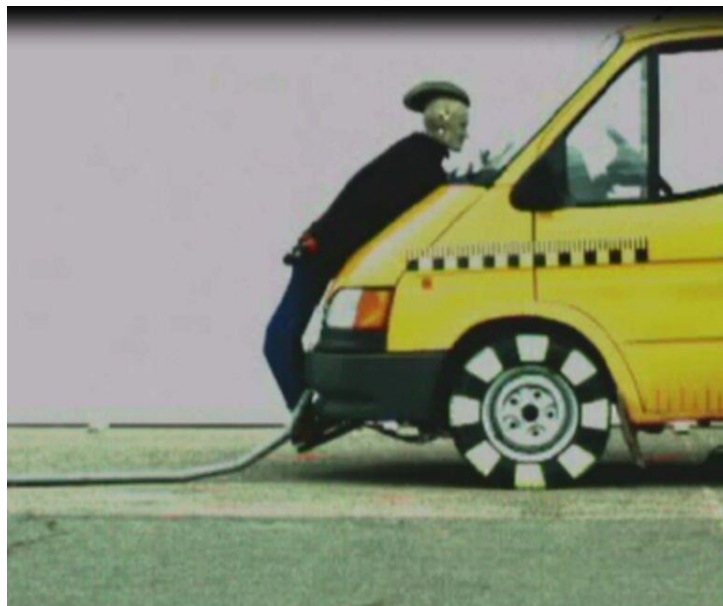
Obr. 4.19 Náraz 45° „chodec vs. dodávkový automobil“



Obr. 4.20 Náraz hranou vozidla „chodec vs. dodávkový automobil“

Komentář:

- Model je opět sestaven jako dynamická soustava, základní rovnice jsou sestaveny metodou dynamiky tuhých těles. K nim jsou připojena tělesa s předepsanou poddajností.
- Pro validaci modelu střetu „chodec vs. dodávkový automobil“ byla využita kinematika pohybu chodce po střetu s dodávkovým automobilem zjištěná při tomto testu v reálných podmínkách, tak jak je vidět na obrázku 4.20a. Test byl proveden kolegy z Ústavu dopravní techniky FD ČVUT na zkušební dráze v areálu SZZPLS, a.s., v Praze 6, Třanovského 622.
- Pro střet „chodec vs. dodávkový automobil“ je zásadní, že zpravidla do chodce naráží velmi příkře se zvedající čelní stěna automobilu. Mechanismus poranění je u těchto vozidel opět obdobný jako u menších kategorií, je ovšem třeba brát v úvahu nejen vážné poranění hlavy, ale i poranění hrudníku, pánve a samozřejmě dolních končetin.
- Hodnocenými kritérii Combined Thoracic Index CTI, 3MS jako univerzální kritérium, Head Injury (Performance) Criterion HIC, Femur Force Criterion FFC, Tibia Index TI. Důraz je kladen na poranění hlavy, končetin, pánve a hrudníku.

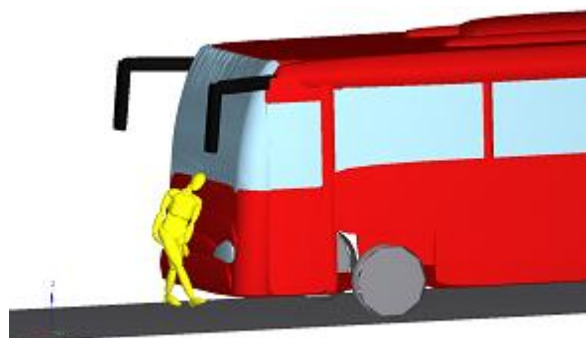
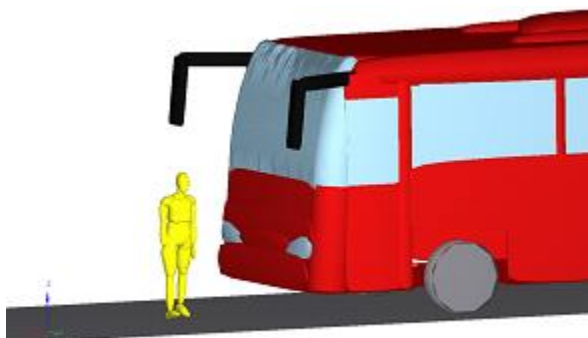


Obr. 4.20a Reálný test čelního nárazu „chodec vs. dodávkový automobil“ využitý pro validaci MBS modelu“

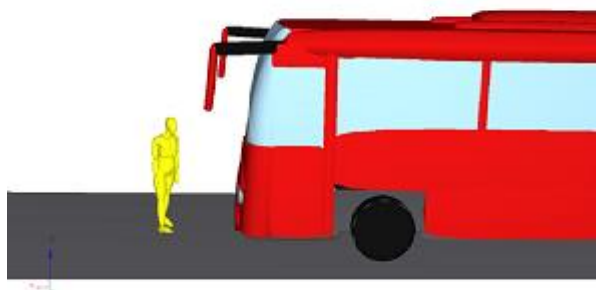
4.6. Náraz „chodec vs. autobus“



Obr. 4.21 Čelní náraz „chodec vs. autobus“



Obr. 4.22 Boční náraz „chodec vs. autobus“



Obr. 4.23 Náraz 45° „chodec vs. autobus“

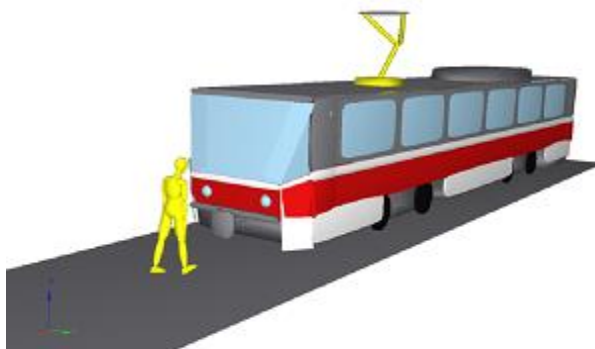


Obr. 4.24 Náraz hranou vozidla „chodec vs. autobus“

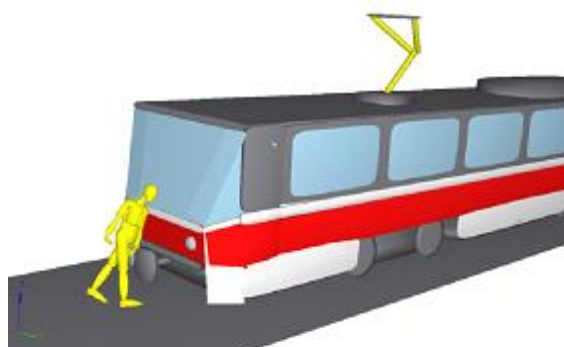
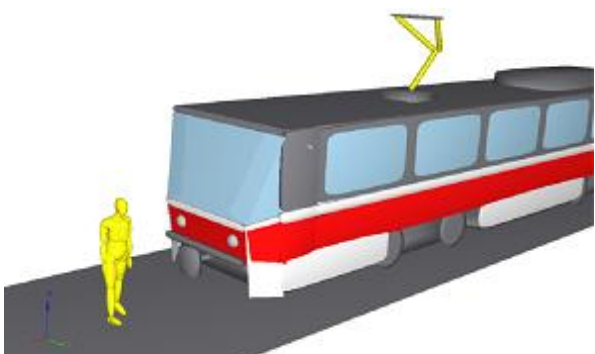
Komentář:

- Jak je patrné z obrázků, při kolizi figuríny s vozidlem dochází k přímému kontaktu všech partií chodce s předkem autobusu téměř současně. V tomto případě je opět nutné sledovat nejkritičtější vzniklá poranění ohrožující život chodce, a to především poranění hlavy a hrudníku, popř. krční páteře. Tyto partie jsou v kontaktu s čelním sklem, proto je z hlediska ochrany chodců nutné obrátit pozornost především této části autobusu.
- Kinematika pohybu je proti běžným vozidlům odlišná, dochází k posuvnému pohybu ve směru pohybu vozidla, rotační pohyb přes přední část vozidla je potlačen vlivem tvaru přední části a posloupností kontaktů jednotlivých částí těla chodce.
- Hodnocenými kritérii jsou Combined Thoracic Index CTI, 3MS jako univerzální kritérium, Head Injury (Performance) Criterion HIC, Femur Force Criterion FFC, Tibia Index TI. Důraz je kladen na poranění hlavy a hrudníku.
- Podobnou problematiku nalezneme i v případě kolize s nákladním automobilem podle kapitoly 4.8.

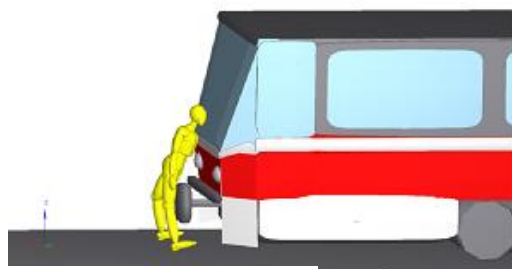
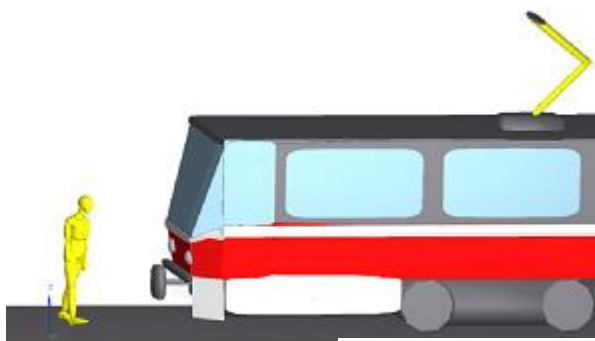
4.7. Náraz „chodec vs. tramvaj“



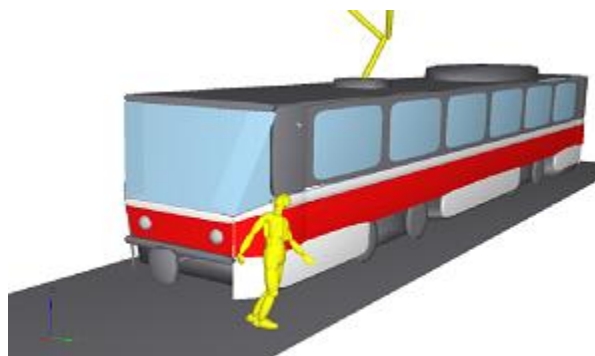
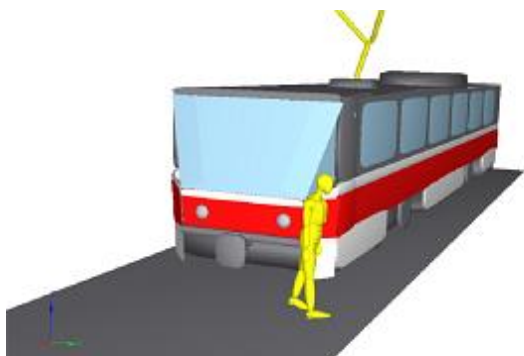
Obr. 4.25 Čelní náraz „chodec vs. tramvaj“



Obr. 4.26 Boční náraz „chodec vs. tramvaj“



Obr. 4.27 Náraz 45° „chodec vs. tramvaj“

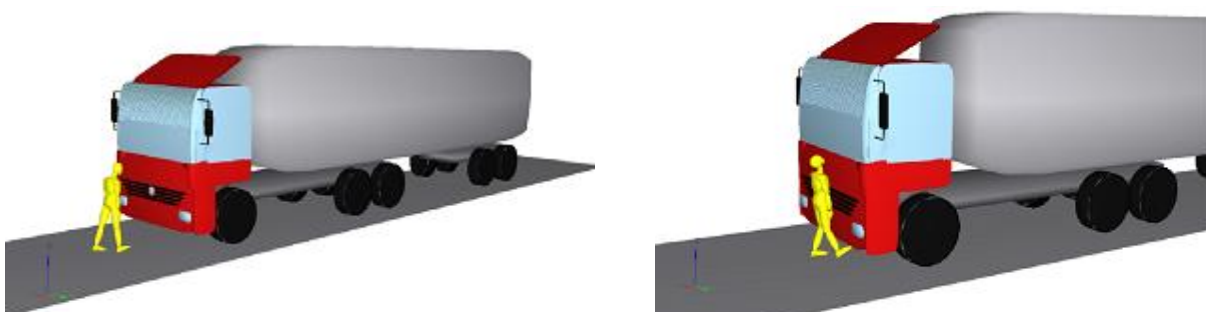


Obr. 4.28 Náraz hranou vozidla „chodec vs. tramvaj“

Komentář:

- Z hlediska simulace střetu tohoto druhu má tramvaj složitou přední geometrii tvořenou spřáhlem, klasickou maskou apod. Spřáhlo se jeví jako poměrně problematická část, která se z pohledu na pohyb chodce při kolizi chová značně nepředvídatelně.
- Obecně lze kontakt s tramvají porovnávat s kolizí s automobilem se svislou čelní stěnou, tedy hodnocenými kritérii jsou Combined Thoracic Index CTI, 3MS jako univerzální kritérium, Head Injury (Performance) Criterion HIC, Femur Force Criterion FFC, Tibia Index TI. Důraz je kladen na poranění hlavy a hrudníku, včetně končetin.
- Zásadní roli hraje i sekundární náraz.
- Problematika je srovnatelná s kolizí s vlakem podle kap. 4.9.

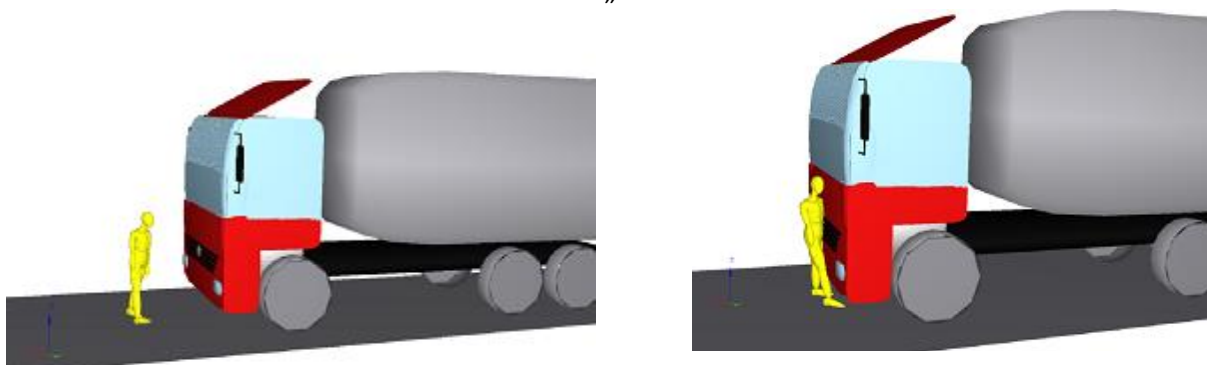
4.8. Náraz „chodec vs. nákladní automobil“



Obr. 4.29 Čelní náraz „chodec vs. nákladní automobil“



Obr. 4.30 Boční náraz „chodec vs. nákladní automobil“

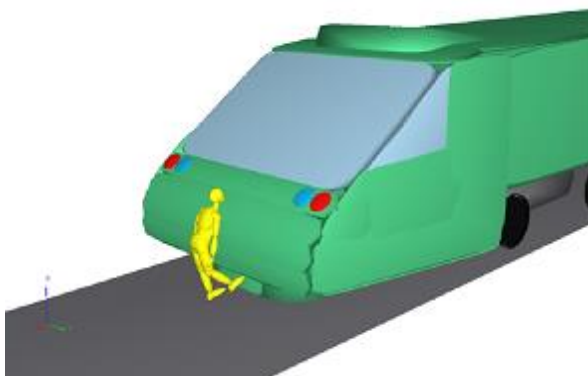
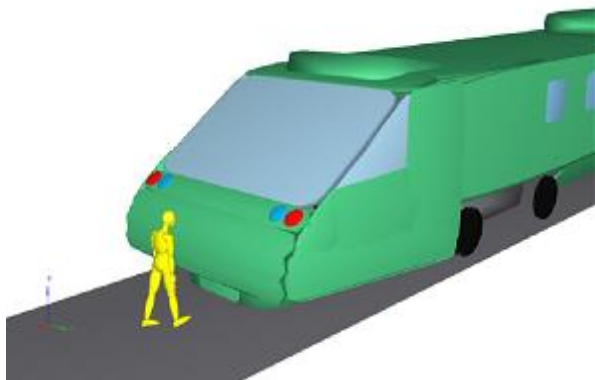


Obr. 4.31 Náraz 45° „chodec vs. nákladní automobil“

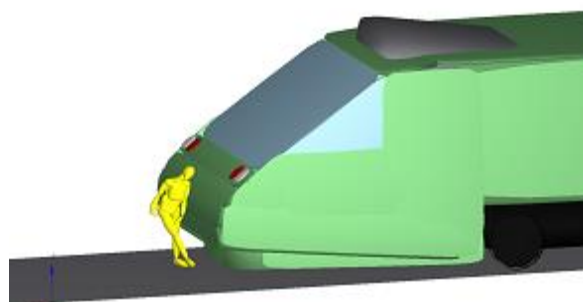
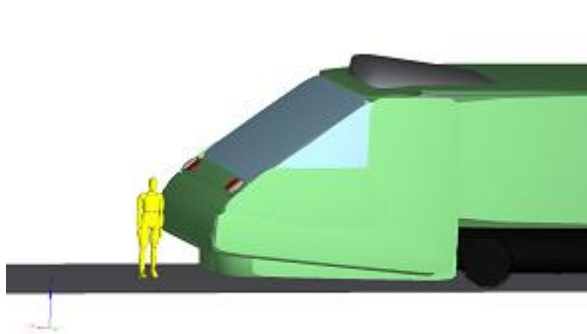


Obr. 4.32 Náraz hranou vozidla „chodec vs. nákladní automobil“

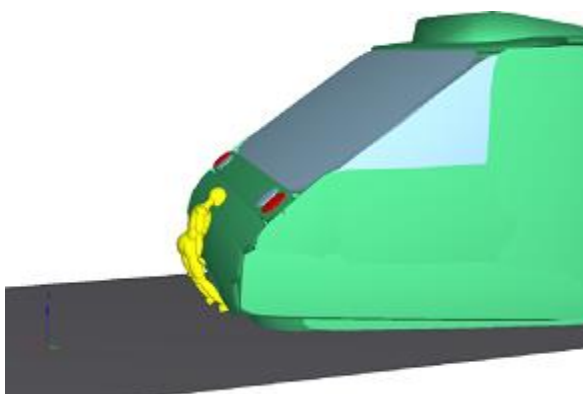
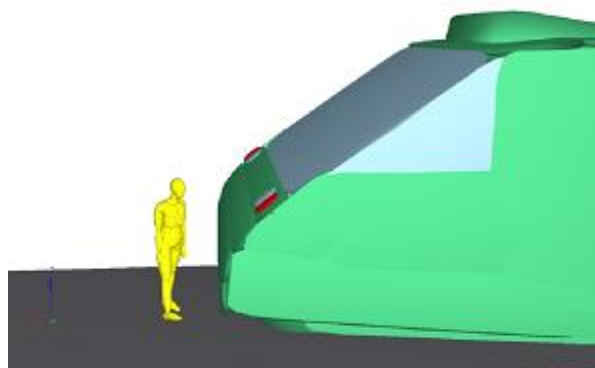
4.9. Náraz „chodec vs. vlak“



Obr. 4.33 Čelní náraz „chodec vs. vlak“



Obr. 4.34 Boční náraz „chodec vs. vlak“



Obr. 4.35 Náraz 45° „chodec vs. vlak“



Obr. 4.36 Náraz hranou vozidla „chodec vs. vlak“

5 Faktory vlivu na poranění chodce při střetu s osobním automobilem

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, viz tab. 5.1.

faktor
adheze chodec - základna
hmotnost chodce
hmotnosti vozidla
oděv chodce
pozice chodce
rychlost vozidla
směr a rychlost pohybu chodce
tvrdost místa sekundárního střetu
tuhost přední části vozidla
tvár místa sekundárního střetu
tvár přední části vozidla
velikost figuríny
zpomalení vozidla

Tab. 5.1 Faktory ovlivňující chování chodce při kolizi s vozidlem

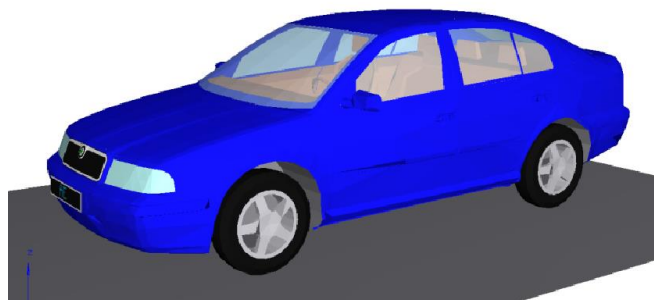
Jako simulační software byl stejně jako v předchozí kapitole použit kód MADYMO společnosti TNO, ve kterém byl sestaven model vozidla. Ze softwarové databáze byl převzat model chodce a následně byly v kódu MADYMO sestaveny simulace všech kolizí.

Pro analýzu míry poranění chodce byla vyhodnocována biomechanická kritéria poranění na jeho nejrizikovějších partiích – především na hlavě a hrudníku. Pro hlavu bylo počítáno kritérium HIC (Head Injury Criterion) a v případě hrudníku se jedná o kritéria CTI (Combined Thoracic Index) a 3MS (3ms criterion). Dalším předmětem analýzy míry poranění byla oblast dolních končetin chodce. Zde byla počítána kritéria popisující poranění na stehnech (FFC – Femur Force Criterion) a na lýtkách (TI – Tibia Index).

5.1. Simulační model

5.1.1. Model vozidla

Pro účely grantového projektu byl zkonstruován v simulačním softwaru Madymo [37] model osobního automobilu, stejný jako v kapitole 4 - obr. 4.6, avšak s vylepšenou reprezentací povrchu karoserie.



Obr. 5.1 Škoda Octavia Tour, 1996

Model sestává z facetové karoserie (FE model s definicí nulového materiálu), která byla postavena na MB (multi-body) podvozku. Tato reprezentace povrchu, i když stále tuhá, lépe postihuje detaily tvaru karoserie a umožňuje tedy lepší analýzu vlivu i těchto detailů karoserie. Pro bližší postižení reality byl mezi podvozek a každé kolo vozidla implementován element umožňující pérování a tlumení. Během brzdění a následné kolize s chodcem pak tyto elementy umožňují simulaci „naklopení“ vozidla na předeek.

5.1.2. Model chodce

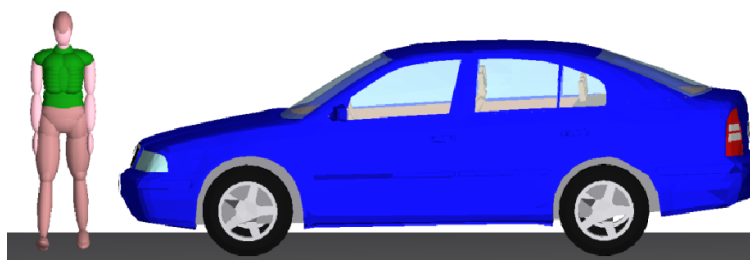
Pro danou simulaci kolize automobilu s chodcem byl z databáze softwaru Madymo použit 50% Hybrid III reprezentující průměrně vzrostlého a hmotného chodce (obr. 4.2). Jedná se o model tvořený metodou multi-body systems.



Obr. 5.2 Softwarový model 50% Hybrid III standing

5.1.3. Základní model kolize „osobní automobil – chodec“

Sestava celé simulace střetu vozidlo – chodec je zobrazena na obr. 5.3. 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. 5.3 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. 5.1 Výchozí nastavení simulačního modelu kolize chodce s vozidlem

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



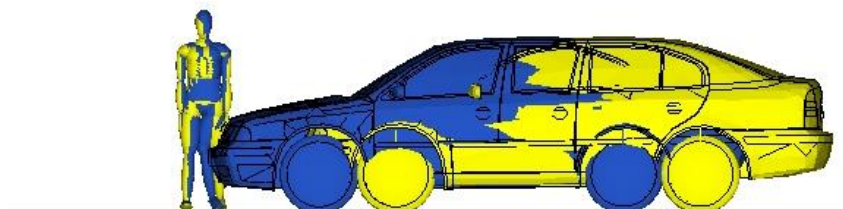
Obr. 5.4 Simulace střetu „Škoda Octavia Tour vs. chodec“

5.2. Rychlost vozidla

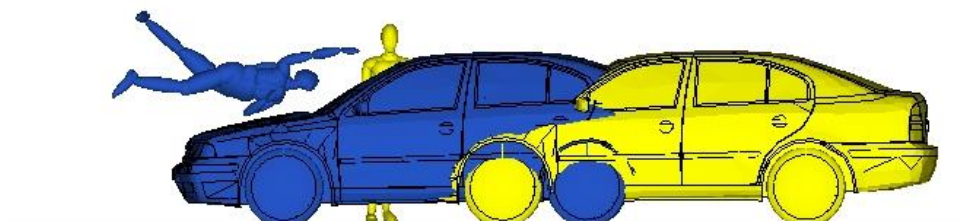
Je zřejmé, že čím vyšší rychlostí se pohybuje vozidlo, které následně porazí chodce, tím vyšší poranění chodec utrpí. K tomuto vztahu lze samozřejmě dojít i prostou úvahou bez výsledků složitých analýz. Výsledky simulací však navíc poukázaly na další závažnou skutečnost. Pokud sledujeme změnu biomechanického 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 25 km/hod bylo naměřeno HIC 1667,2. Pro rychlost 40 km/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

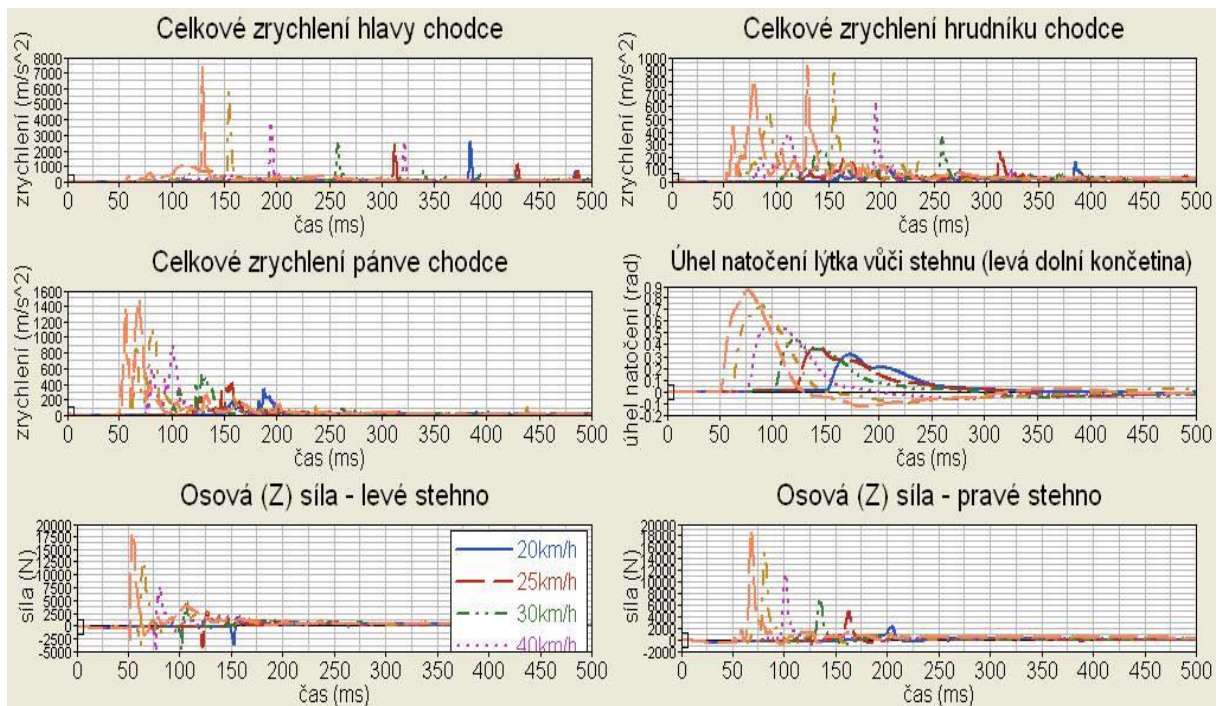
Tab. 5.2 Kritéria poranění - faktor rychlosti vozidla



Obr. 5.5 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. 5.6 Kolize chodce a automobilem o rychlosti 20 km/h (žlutý model) a 60 km/h (modrý model) – první kontakt vozidla jedoucího 20 km/h



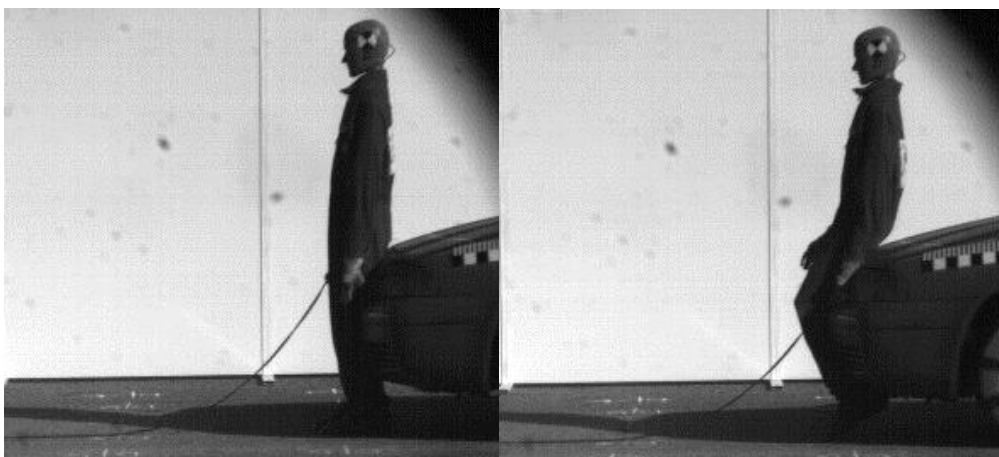
Obr. 5.7 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor rychlosti vozidla)

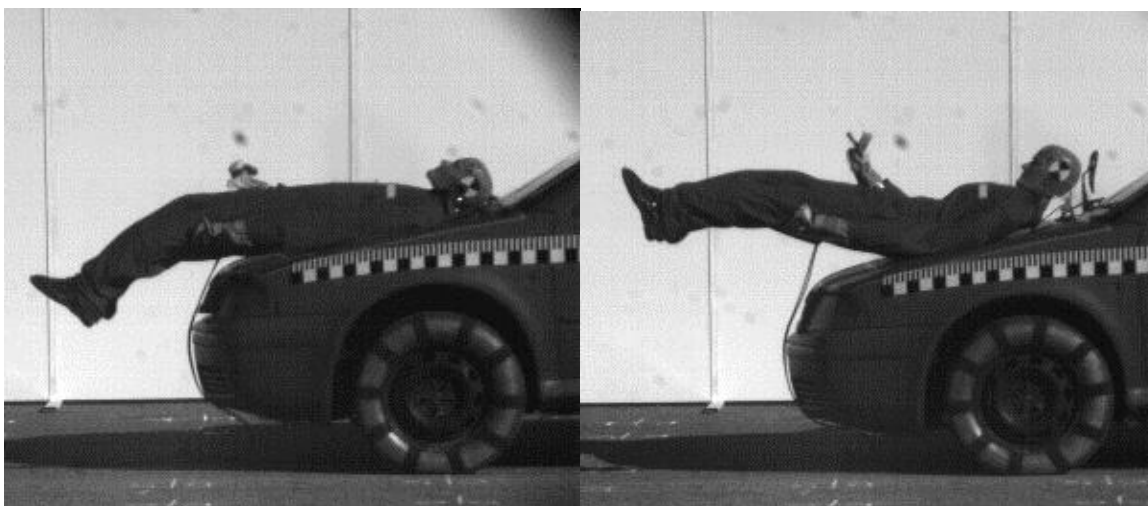
5.2.1. Porovnání s reálným experimentem kolize „osobní automobil – chodec“

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.

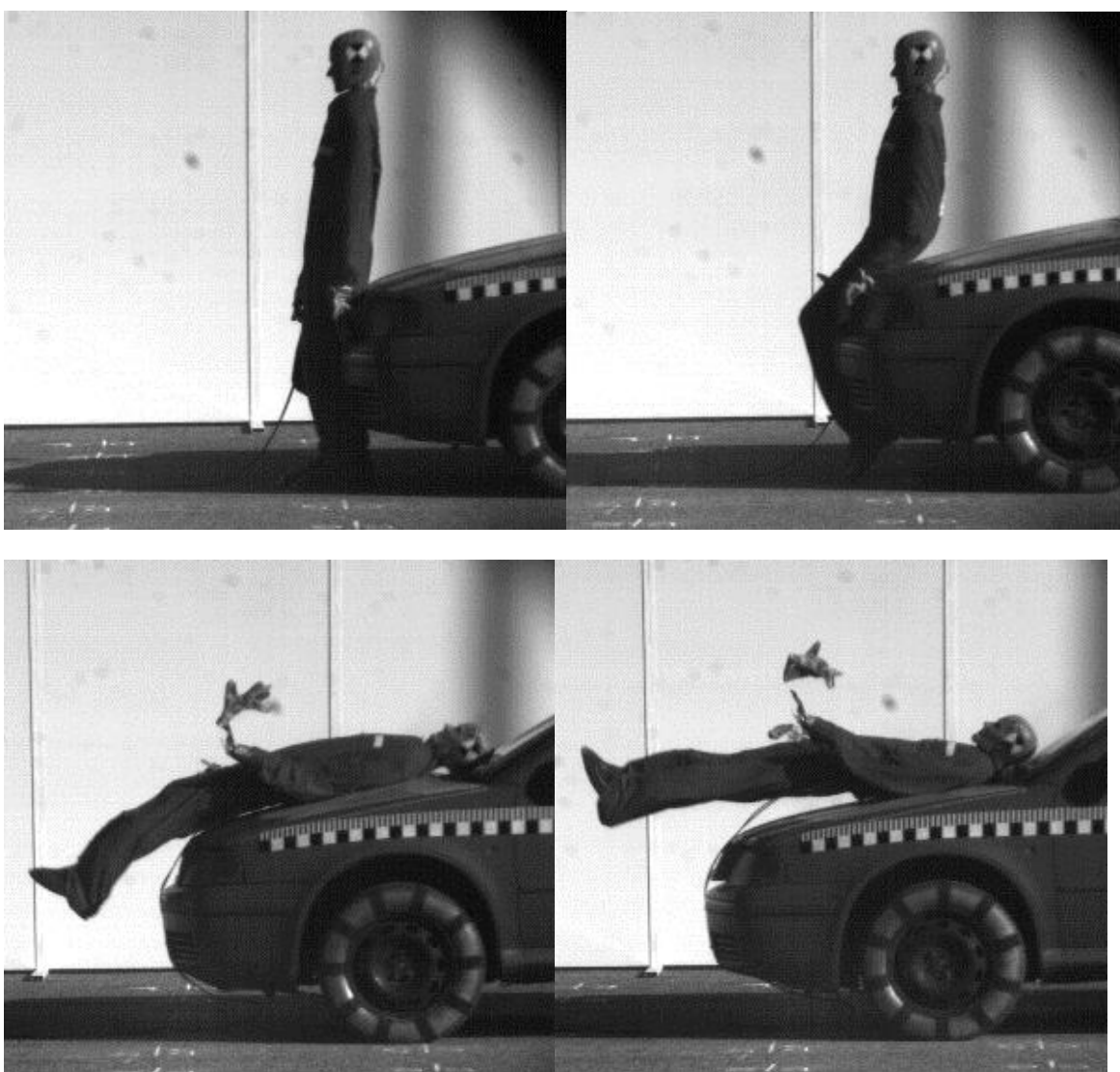
Protože dostupná data ze skutečné srážky chodce a vozidla je vždy obtížné získat, je velmi cenné, pokud je možné výsledky simulace porovnat alespoň s výsledky z reálného experimentu. Pro porovnání výsledků z kolizní situace „osobní automobil – chodec“ bylo možné využít výsledků z experimentu provedeným kolegou 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, figurína představující chodce a zkuška byla provedena ve dvou rychlostech velmi podobných těm, které byly následně simulovány pomocí matematického modelu.





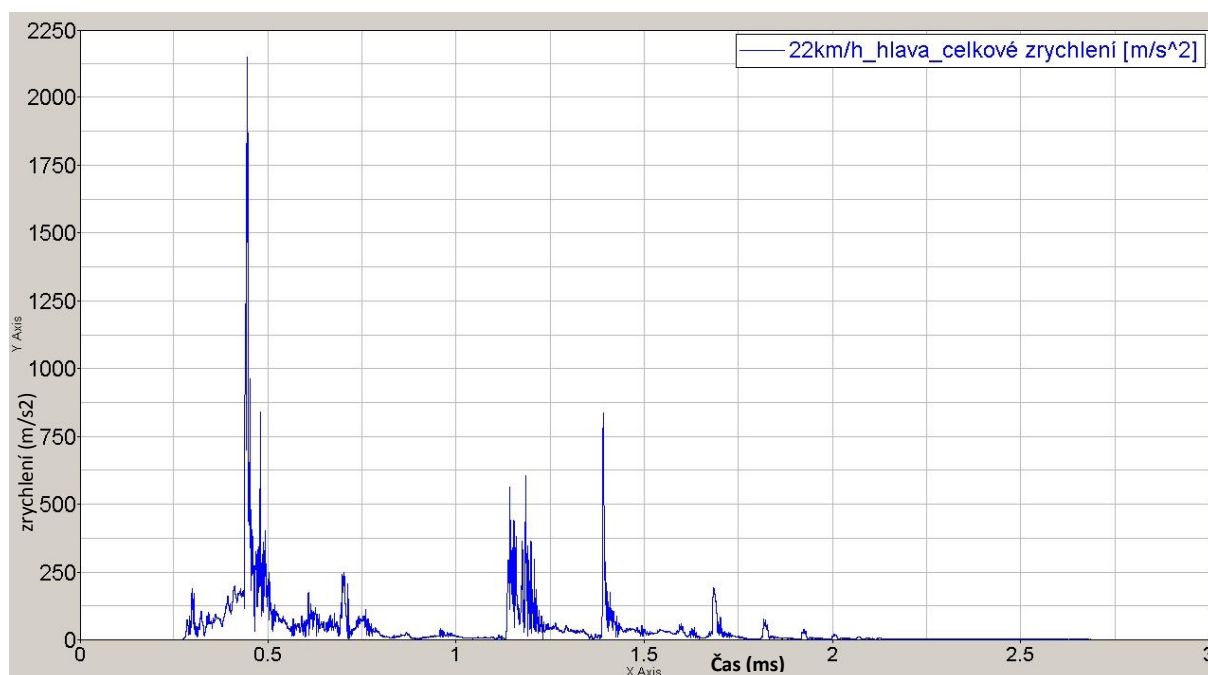
Obr. 5.7a Střet Škoda Octavia – chodec při střetové rychlosti 22 km/h



Obr. 5.7b Střet Škoda Octavia – chodec při střetové rychlosti 37 km/h

5.2.2. Výsledek experimentu

Zrychlení v hlavě figuríny



Obr. 5.7c Výsledné zrychlení naměřené na hlavě figuríny při střetu vozidla Škoda Octavia ve střetové rychlosti 22 km/h

Kritérium poranění hlavy HPC

Střetová rychlost 22 km/h

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

Střetová rychlost 37 km/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} .

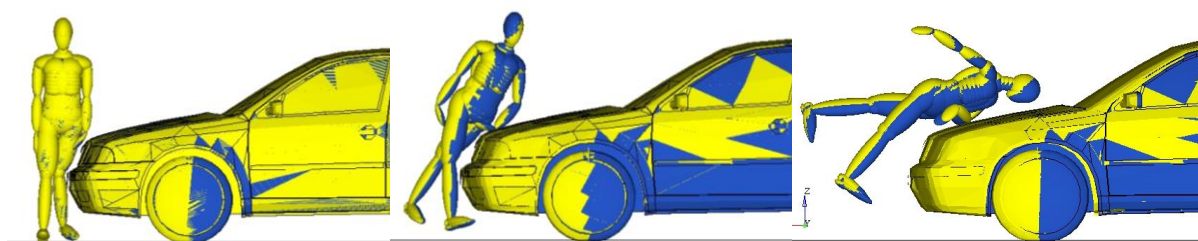
5.2.3. Srovnání výsledku experimentu a simulace

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.

5.3. Zpomalení vozidla

Tato kapitola pojednává o simulaci 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.

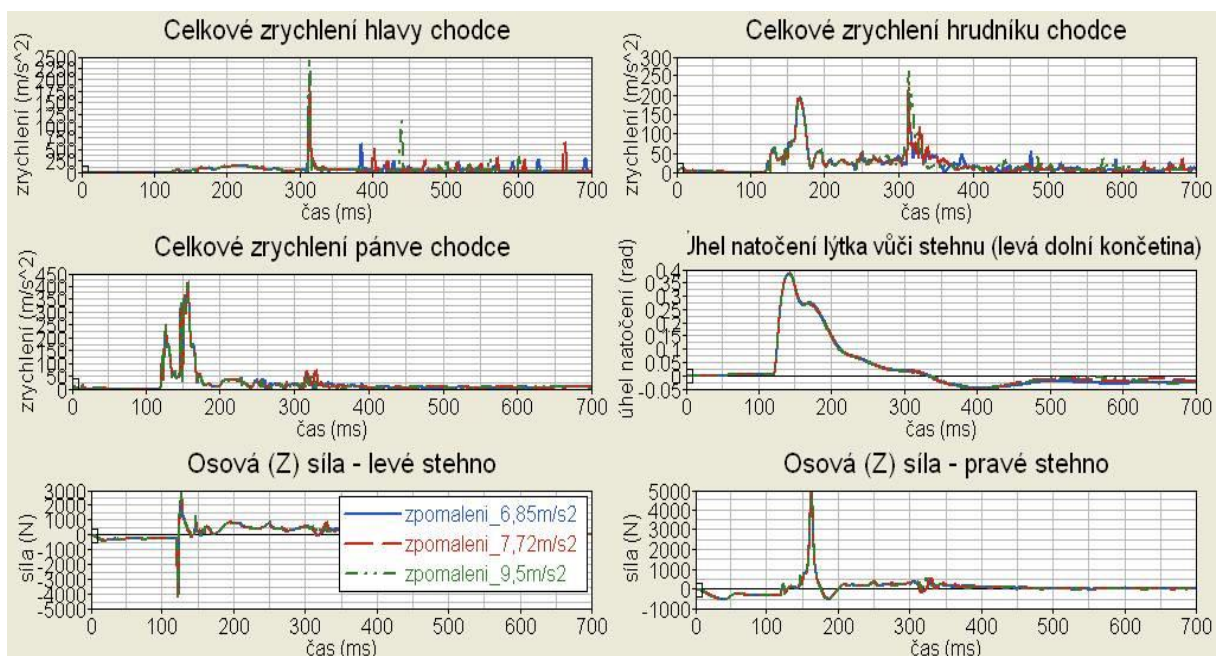
Výsledky výpočtů ukazují, že pro různé brzdné dráhy jsou poranění dolních končetin a hrudníku velmi podobná. Nezanedbatelný rozdíl vykazuje však kritérium HIC, popisující poranění hlavy. Na následující sekvenci, na obr. 5.8 je znázorněno porovnání chování chodce během kolize pro nejkratší (modrý model) 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 případu 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. 5.8 Pohyb chodce během kolize (žlutý model – zpomalení $6,85 \text{ m/s}^2$, modrý model - zpomalení $9,5 \text{ m/s}^2$)

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. 5.3 Kritéria poranění – faktor zpomalení vozidla



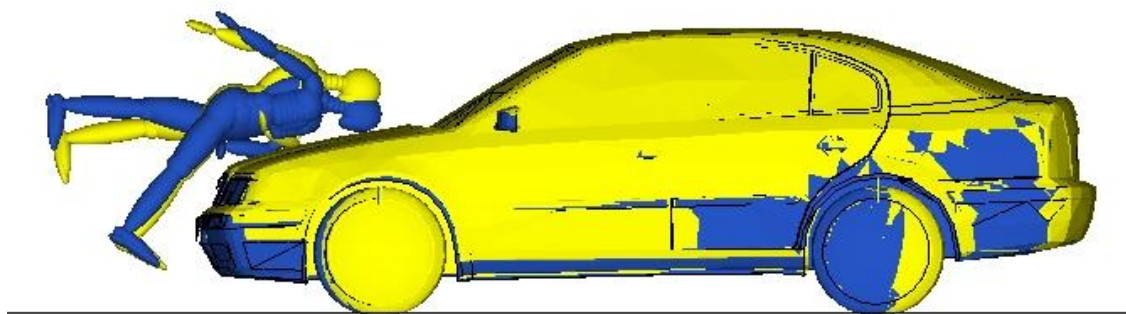
Obr. 5.9 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor zpomalení vozidla)

5.4. Hmotnost vozidla

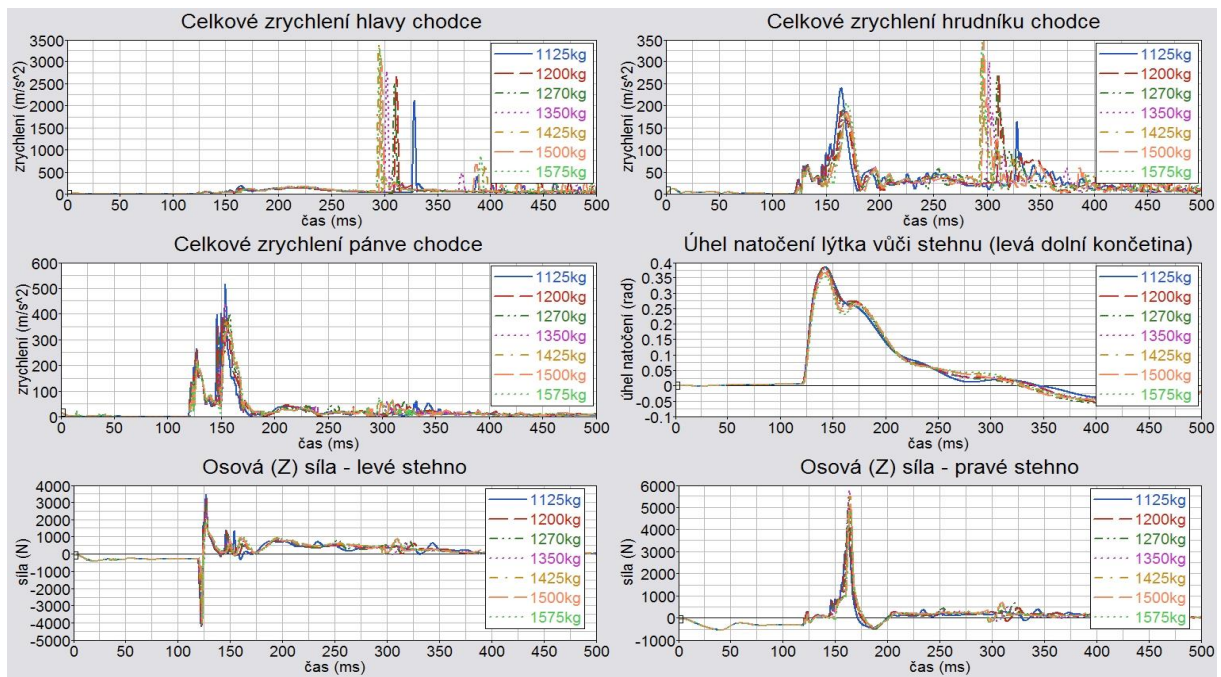
Vyhodnocení biomechanických kritérií ukazuje na zvýšení poranění hlavy chodce se vzrůstající hmotností jedoucího vozidla. Tímto se potvrzuje předpoklad, že vozidlo o vyšší hmotnosti, pohybující se stejnou rychlostí, disponuje vyšší kinetickou energií a následně během kolize také vyšší energii předává 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. 5.4 Kritéria poranění – faktor hmotnosti vozidla



Obr. 5.10 Kolize chodce s automobilem o hmotnosti 1125 kg (žlutý model) a 1575 kg (modrý model)



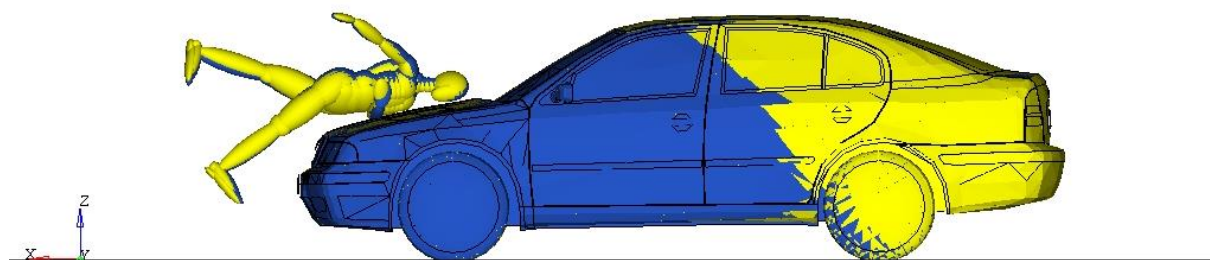
Obr. 5.11 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor hmotnosti vozidla)

5.5. Tuhost místa primárního střetu

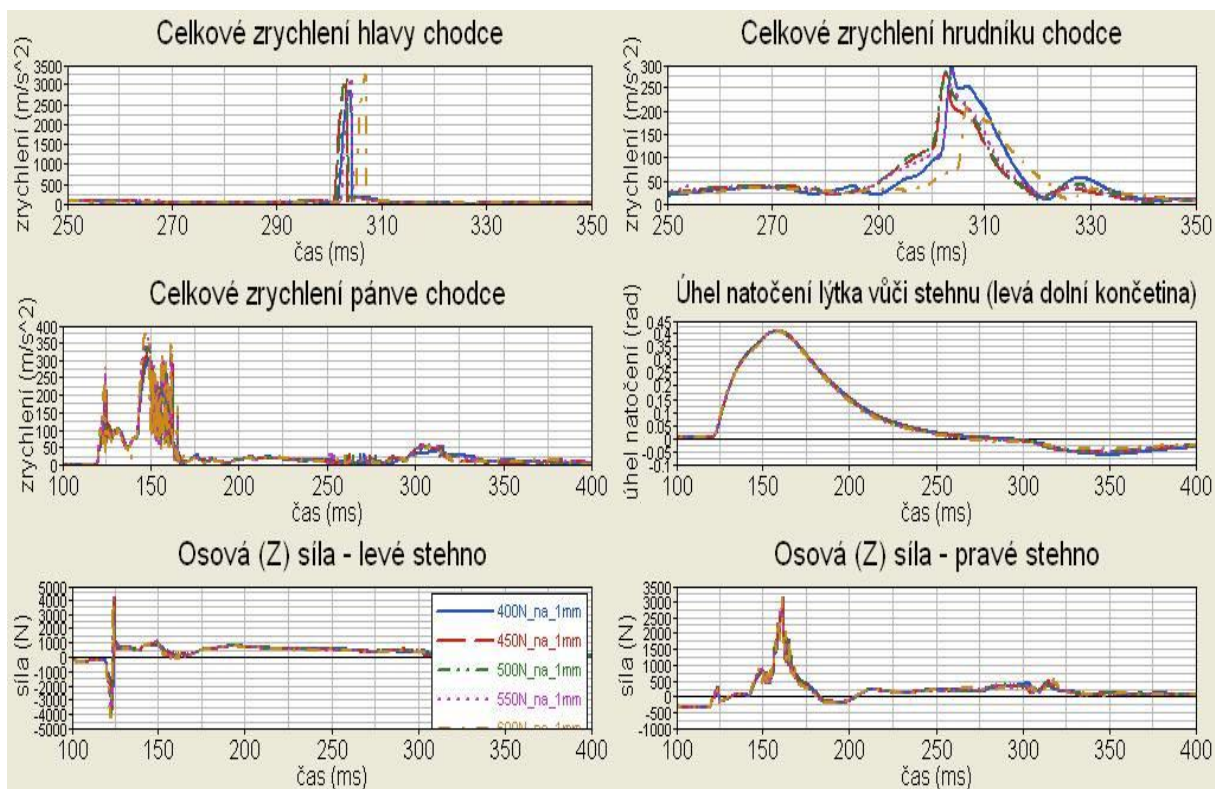
V případě běžných osobních vozidel je místem primárního střetu myšlena oblast čelního nárazníku, obvykle těsně pod maskou vozidla, na kterou při kolizi dosedá dolní končetina chodce. Otázkou je, jaký vliv na poranění jednotlivých partií bude mít změna tuhosti takového místa. Lze očekávat, že „měkkčí“ 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. Další možností zmírnění poranění chodce je při optimalizaci dopadového místa hlavy chodce na automobil často kapota vozidla. Kapota vozidla, především u starších vozidel, je v těsné blízkosti velmi tvrdých částí motoru. Tím dochází i k velmi tvrdému kontaktu s dopadající hlavou chodce při dopadu na kapotu a promáčknutí kapoty až ke zmiňované tvrdé části motoru v prostoru pod ní. S ohledem na snížení tuhosti tohoto kontaktu jsou na vozidla implementovány systémy ochrany chodců, které mimo jiné okamžitě při prvním kontaktu chodce s vozidlem oddálí kapotu od motoru a tím vytvoří prostor pro mnohem méně tvrdý náraz hlavy chodce. Nejmodernější vozidla jsou dnes dokonce vybavována tzv. pre-senzing systémy, které rozpoznají bezprostředně se blížící kolizi vozidla s chodcem a aktivují zmiňované systémy ochrany chodců na vozidle s předstihem několika milisekund před vlastním nárazem a tím přispívají k dalšímu zmírnění následků kolize.

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor tuhost 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. 5.5 Kritéria poranění – faktor tuhosti místa primárního střetu



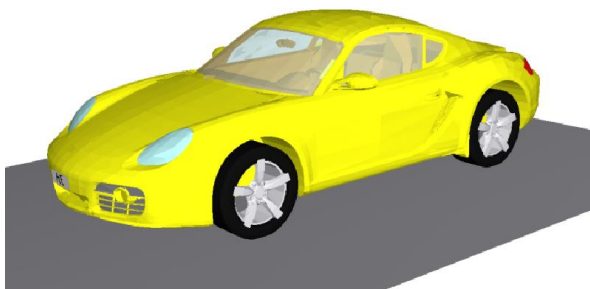
Obr. 5.12 Kolize chodce s automobilem o tuhosti 400 N/mm (žlutý model) a tuhosti 600 N/mm (modrý model)



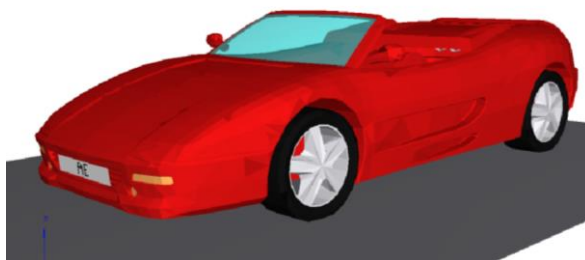
Obr. 5.13 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor tuhosti místa primárního střetu)

5.6. Tvar přední části vozidla

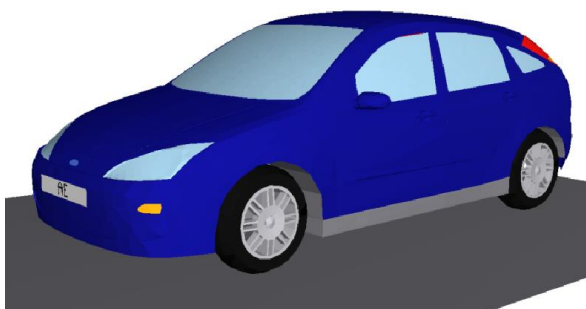
Za účelem analýzy vlivu tvaru přední geometrie na poranění chodce byly vytvořeny modely dalších čtyř osobních automobilů, viz obrázky níže. Konstrukce podvozku všech čtyř vozidel je stejná jako u „výchozího“ modelu osobního automobilu, jen s rozdílem odlišného rozvoru, rozchodu a tuhosti pružících elementů.



Obr. 5.14 Porsche Cayman, 2006



Obr. 5.15 Ferrari Spider, 1997

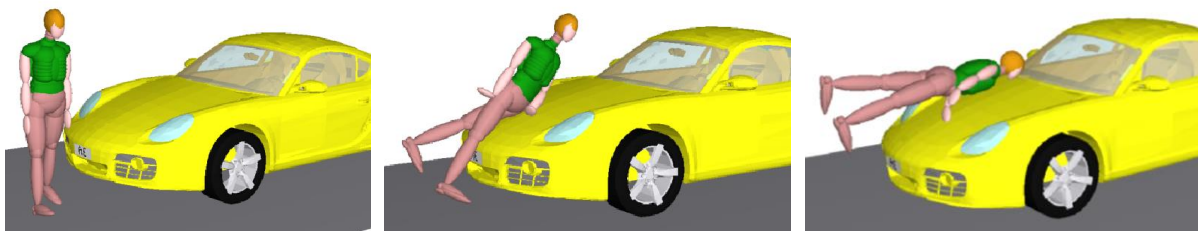


Obr. 5.16 Ford Focus, 1999

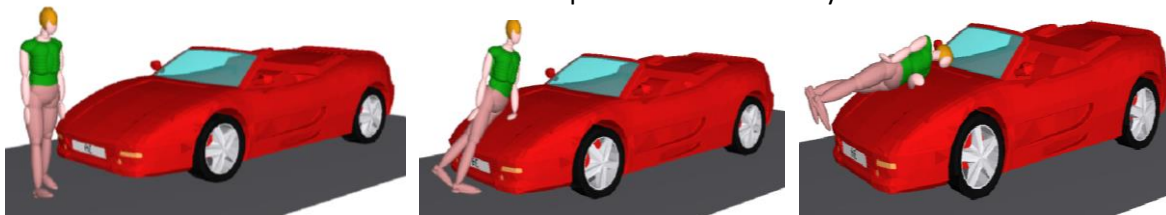


Obr. 5.17 Ford Mustang, 1968

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. 5.18 Kinematika chodce při kolizi s Porsche Cayman



Obr. 5.19 Kinematika chodce při kolizi s Ferrari Spider



Obr. 5.20 Kinematika chodce při kolizi s Ford Focus



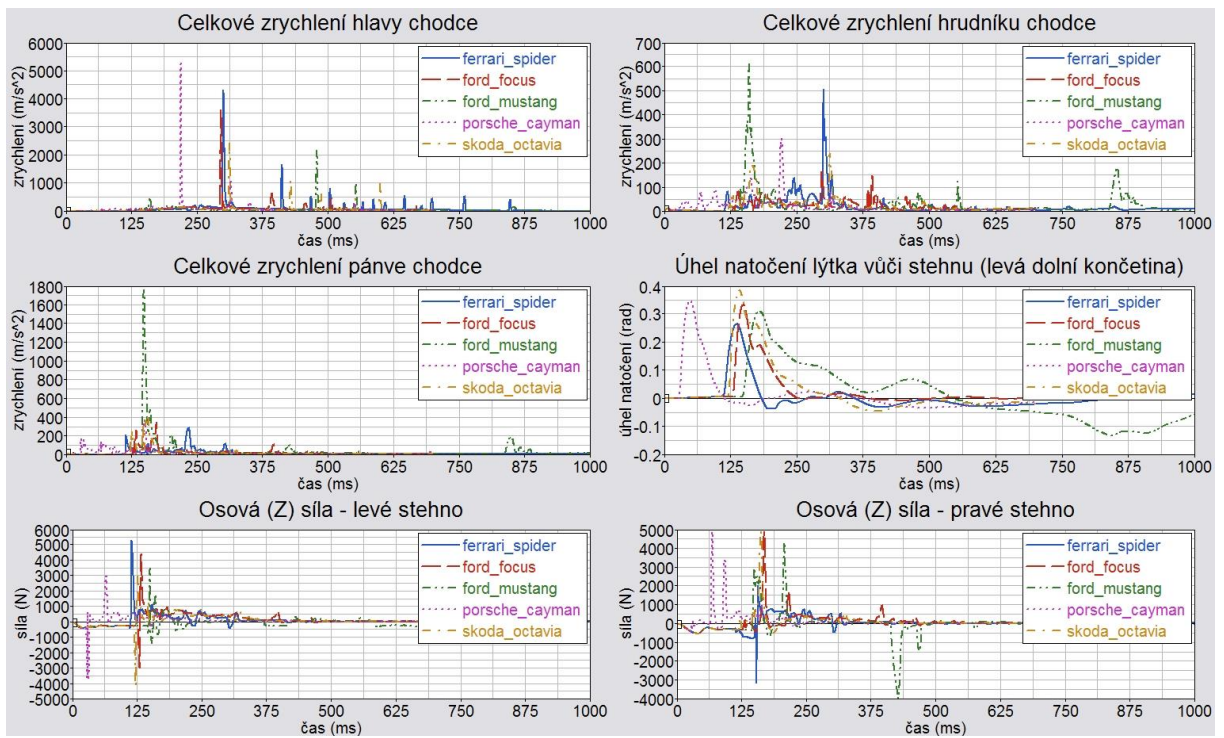
Obr. 5.21 Kinematika chodce při kolizi s Ford Mustang

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. 5.6 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, Porsche Cayman i Ford Focus při kolizi s chodcem způsobuje, že k podražení nohou figuríny dochází přibližně v místě „nad kotníky“. Díky 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.



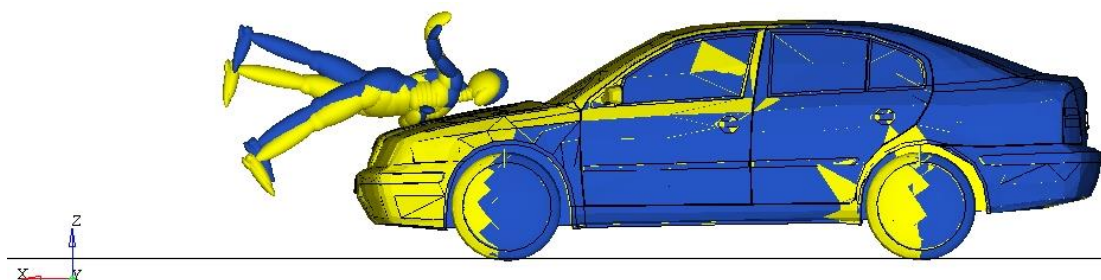
Obr. 5.22 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor tvaru přední části vozidla)

5.7. Hmotnost chodce

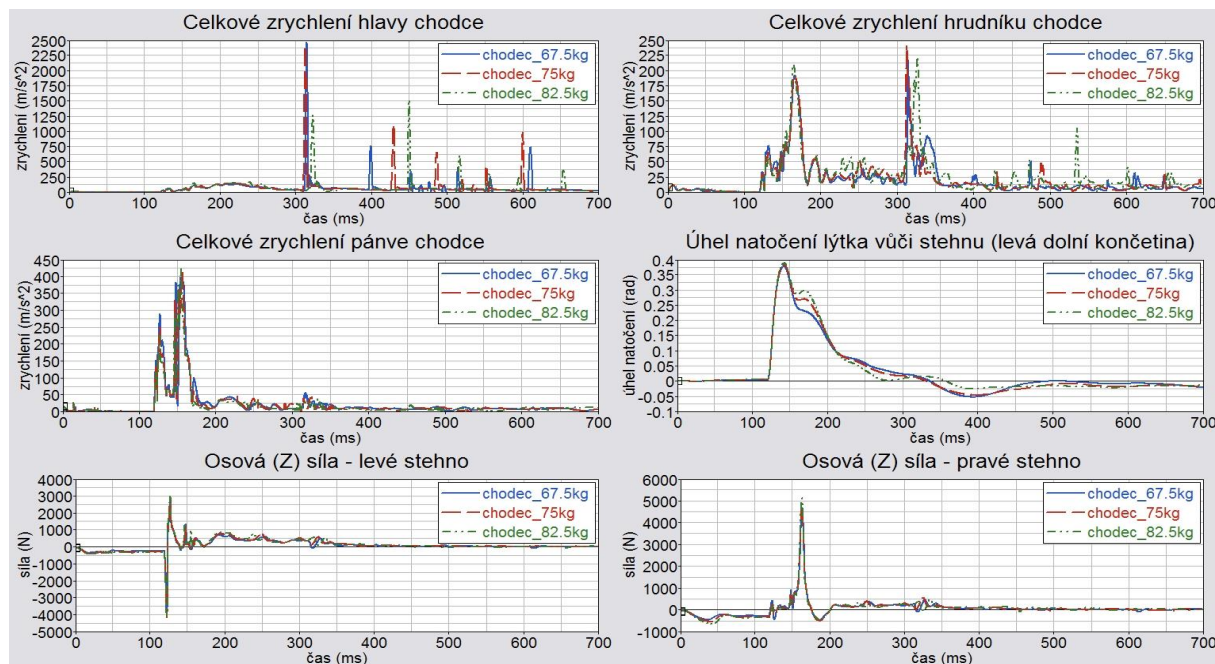
Zvýšení hmotnosti chodce způsobuje větší penetraci bot figuríny do vozovky, což má za následek, že figurína se dostává do podražení „méně ochotně“. Tímto lze odůvodnit naměření vyšších kritérií poranění především pro nohy chodce. Naopak tím, že dolní končetiny jsou podraženy méně razantně, dochází ke 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. 5.7 Kritéria poranění – hmotnost chodce



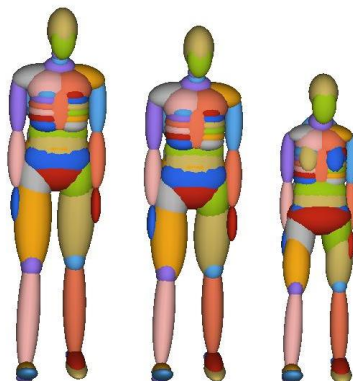
Obr. 5.23 Porovnání kolize automobilu s chodcem o 67.5 kg (žlutý model) a 82.5 kg (modrý model)



Obr. 5.24 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor hmotnosti chodce)

5.8. Výška chodce

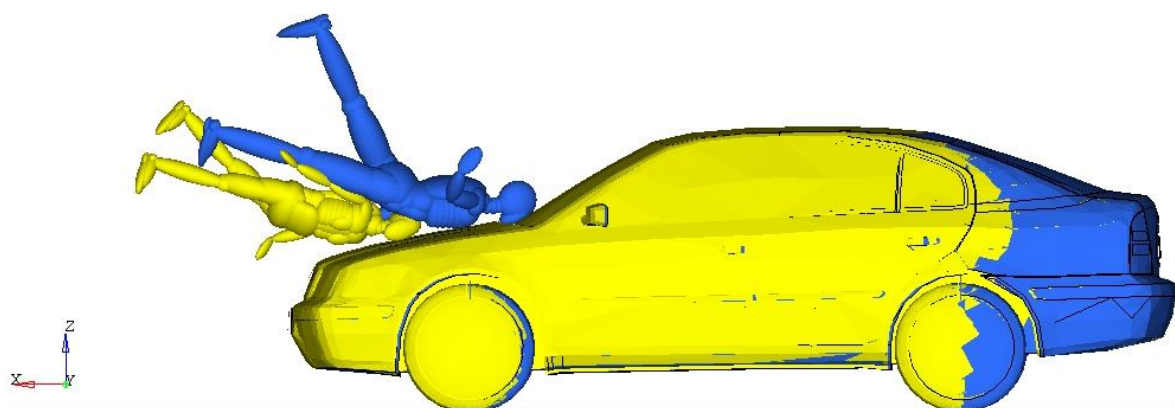
Kinematika chodce během nárazu souvisí také s výškou chodce dle výše uvedených principů. Hlavním ukazatelem na poranění rizikových partií, jakými jsou hrudník a hlava, je rychlost, kterou dopadají horní partie figuríny na kapotu. Je zřejmé, že čím vyšší chodec se střetne s vozidlem, tím vyšší úhlovou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



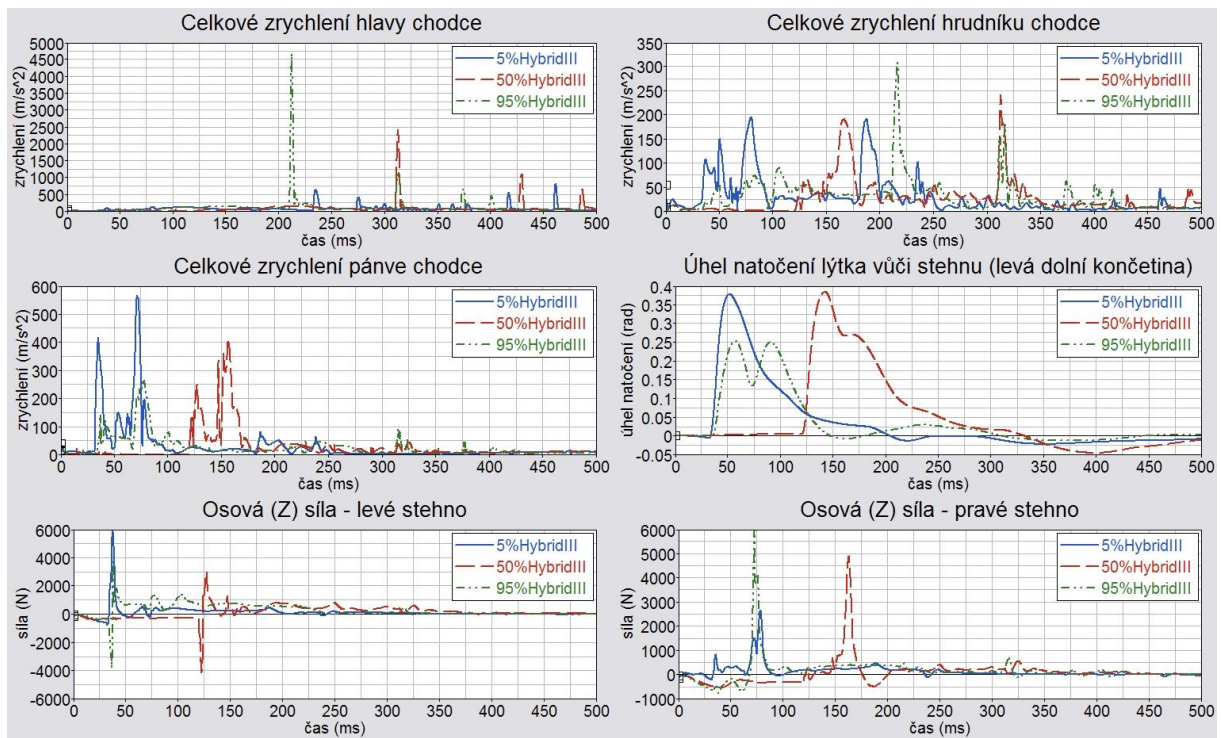
Obr. 5.25 Figuríny z databáze softwaru MADYMO pro faktor výšky chodce (zleva 95%muž, 50%muž, 5%žena)

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. 5.8 Kritéria poranění – výška chodce



Obr. 5.26 Porovnání kolize automobilu s 5% ženou (žlutý model) a 95% mužem (modrý model)

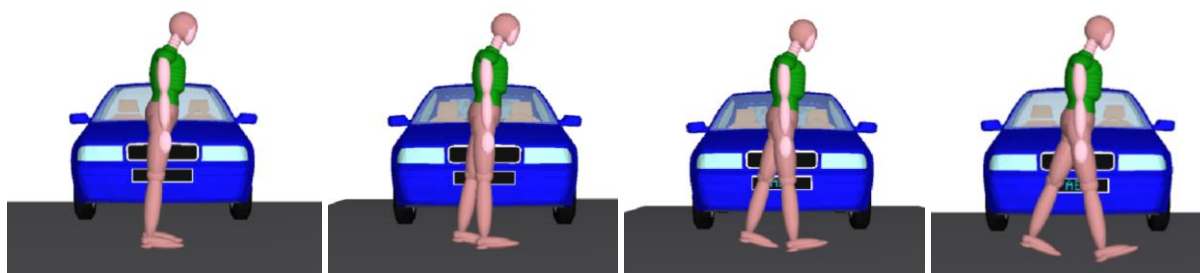


Obr. 5.27 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor výšky chodce)

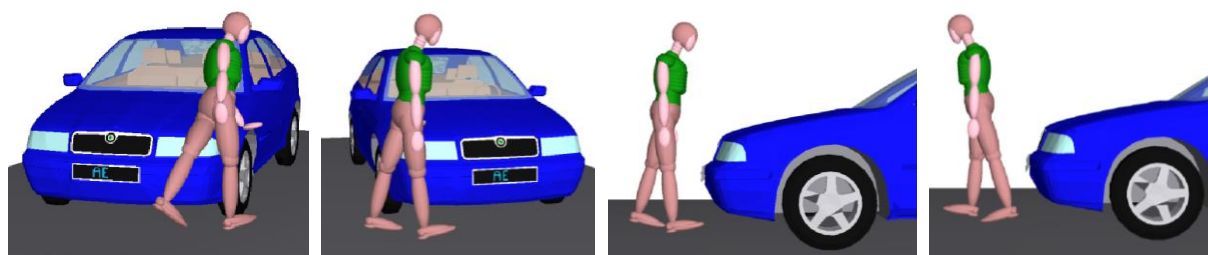
5.9. Pozice chodce při střetu

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.



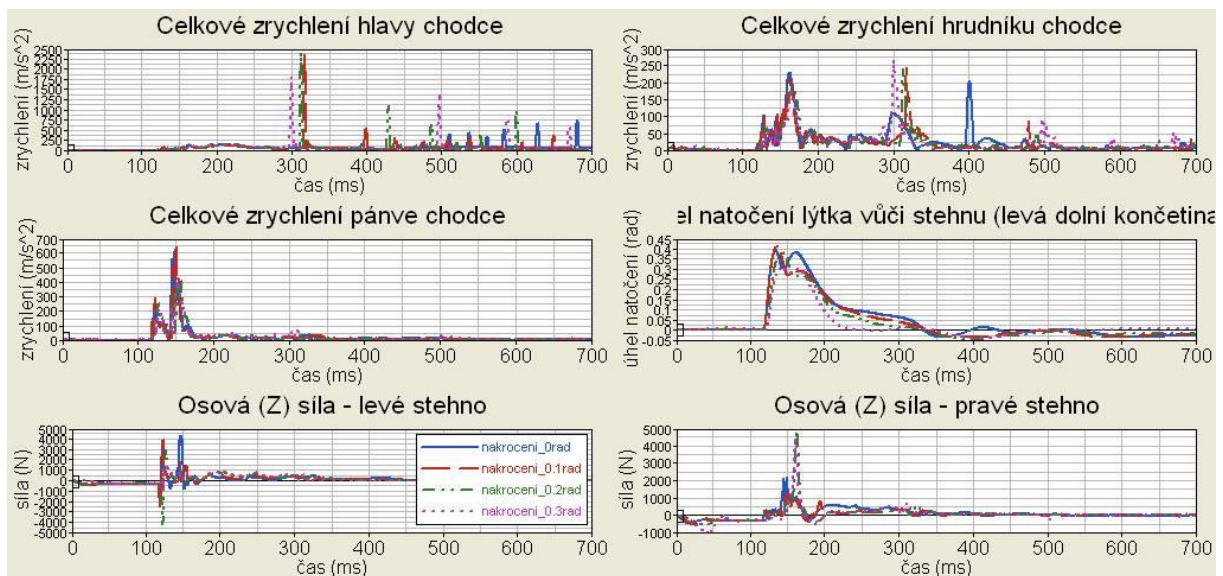
Obr. 5.28 Nakročení chodce (zleva 0,0 rad; 0,1 rad; 0,2 rad; 0,3 rad)



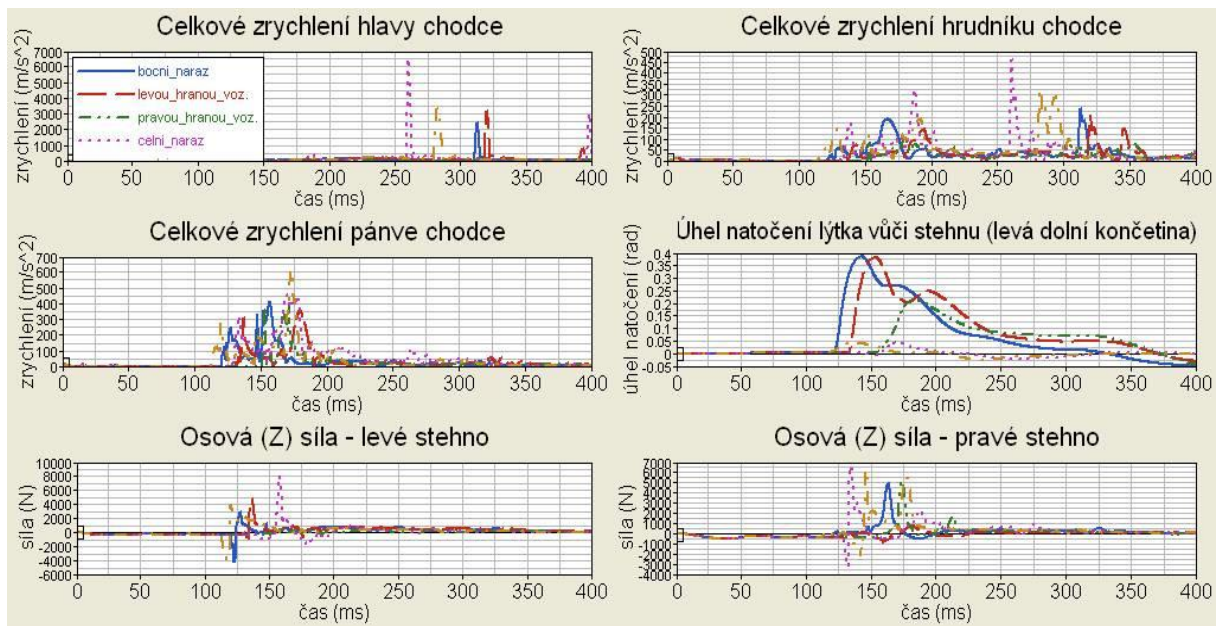
Obr. 5.29 Pozice chodce (zleva náraz levou hranou, pravou hranou, čelní náraz, zadní náraz)

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
faktor pozice chodce při střetu	boční náraz, chodec nakrožený 0.0 rad	0.267	221.70	115.99	4.36E+03	2.22E+03	8.17E+00	1.28E+00
	boční náraz, chodec nakrožený 0.1 rad	0.255	205.09	1614.4	3.888E+03	1.34E+03	8.01E+00	1.10E+00
	boční náraz, chodec nakrožený 0.2 rad	0.242	190.16	1677.2	4.16E+03	4.90E+03	6.50E+00	3.74E+00
	boční náraz, chodec nakrožený 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. 5.9 Kritéria poranění – pozice chodce při střetu



Obr. 5.30 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou pro různá nakročení - pouze boční náraz



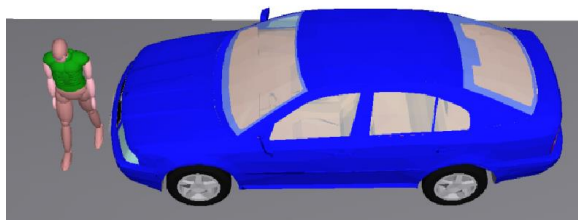
Obr. 5.31 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou pro různé natočení chodce vůči vozidlu

5.10. 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. 5.3). 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.

5.10.1. Chodec jde bokem vůči vozidlu – rovně přes vozovku

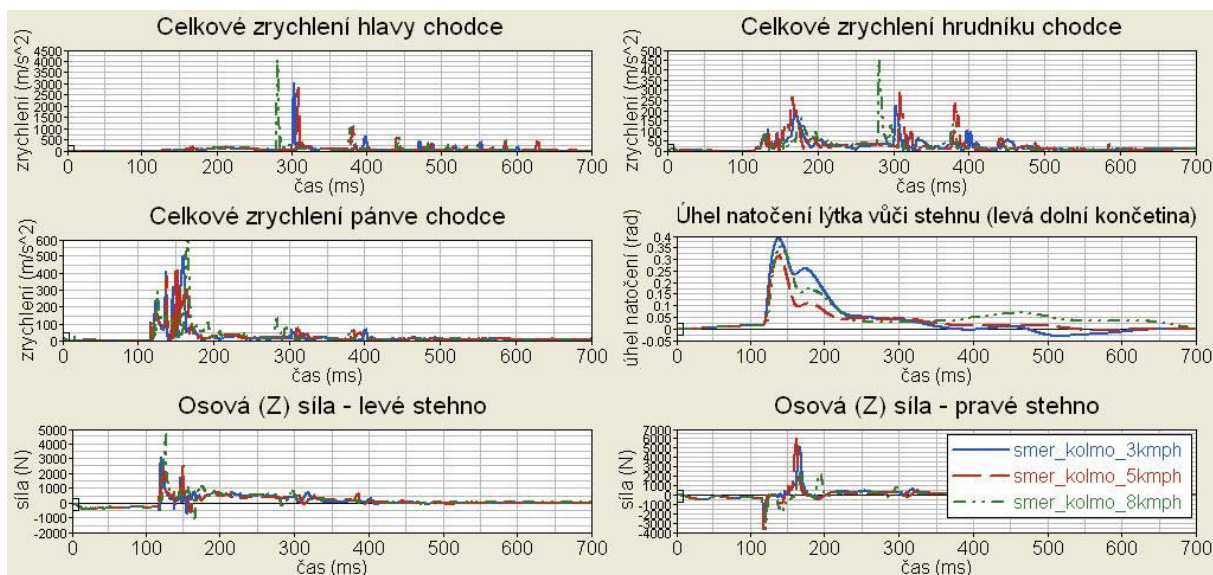
Tato konfigurace modelu je v podstatě stejná jako ve výchozím nastavení (obr. 5.3). Liší se jen tím, že se chodec pohybuje, a to třemi různými rychlostmi (3, 5 a 8 km/h).



Obr. 5.32 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

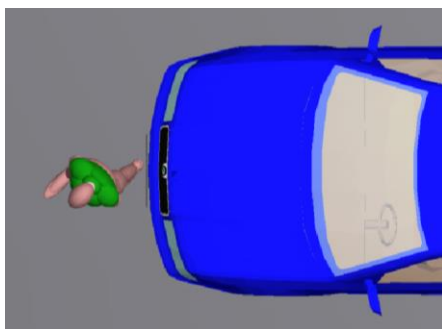
Tab. 5.10 Kritéria poranění – pohyb chodce kolmo k vozovce, bokem k vozidlu



Obr. 5.33 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (chodec jde bokem vůči vozidlu, rovně přes vozovku)

5.10.2. Chodec jde vlevo od vozidla – pod úhlem 45°

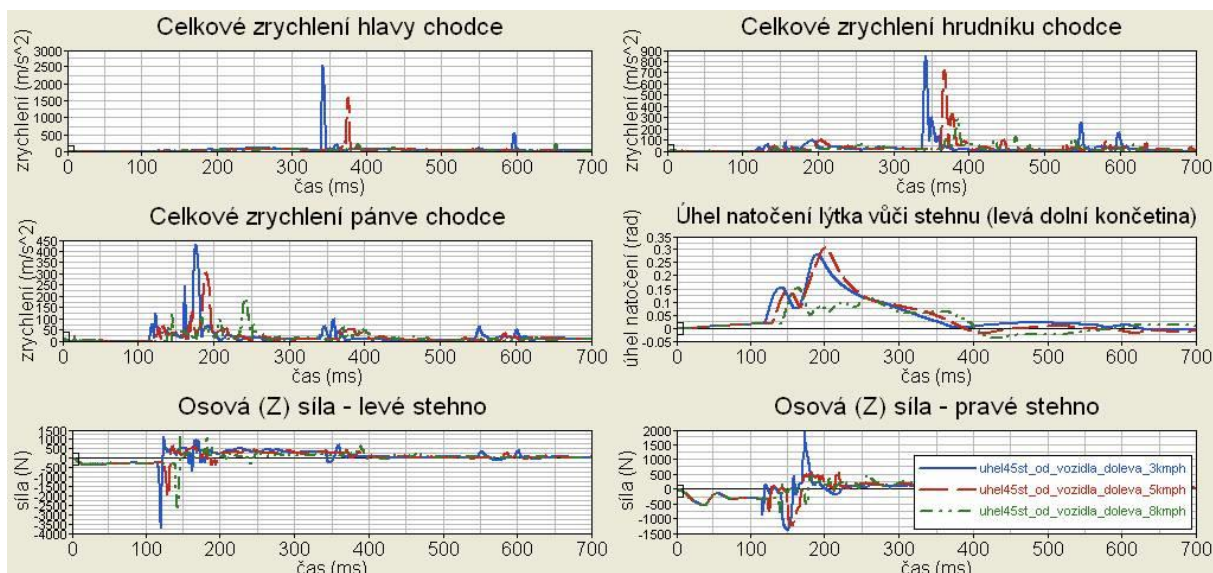
V tomto nastavení modelu je simulována situace, kdy chodec přechází vozovku zprava doleva, šikmo po přechodu, popřípadě mimo něj. Vektor rychlosti pohybu chodce svírá s vektorem rychlosti pohybu automobilu úhel 45°.



Obr. 5.34 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

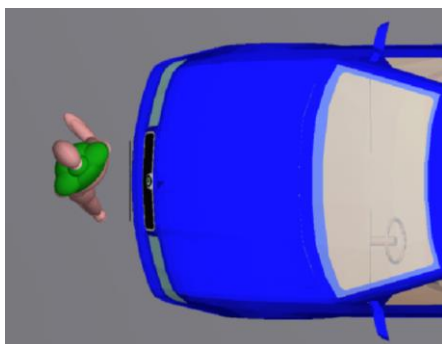
Tab. 5.11 Kritéria poranění – pohyb chodce 45° k vozovce, vlevo od vozidla



Obr. 5.35 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (chodec jde vlevo od vozidla, pod úhlem 45°)

5.10.3. Chodec jde vpravo od vozidla – pod úhlem 45°

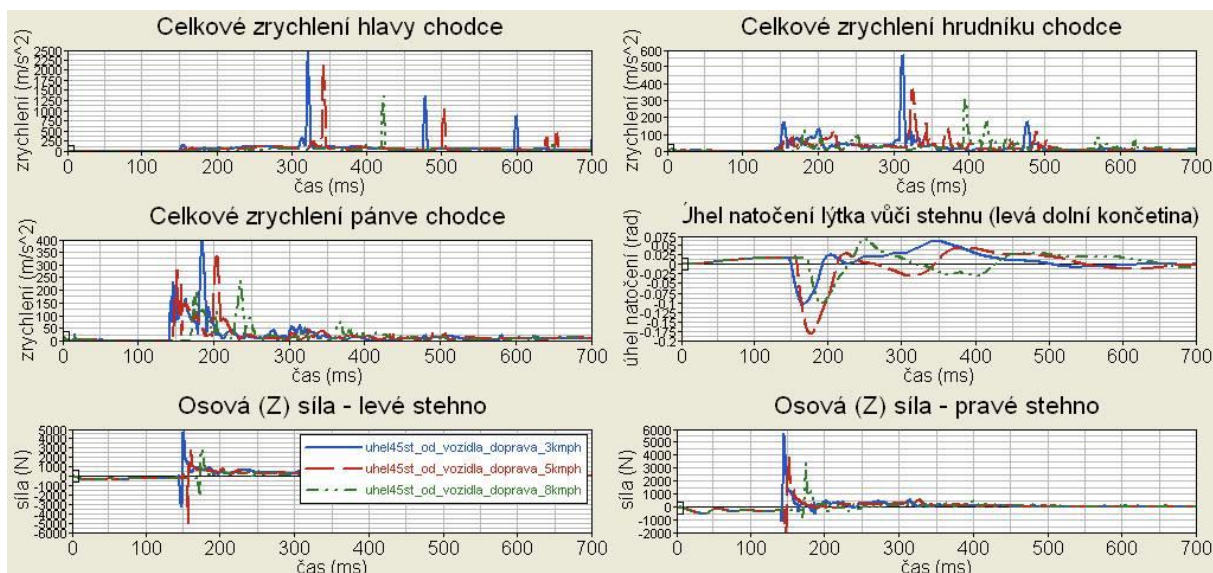
Konfigurace modelu je zde stejná s modelem v kapitole 5.10.2. jen s rozdílem směru pohybu chodce (zleva doprava od vozidla).



Obr. 5.36 Pohyb chodce pod úhlem 45° k vozovce, vpravo od vozidla

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
rychlost pohybu chodce	3 km/h	0.6080	484.96	2144.9	4.602E+03	5.667E+03	5.782E+00	6.450E+00
	5 km/h	0.4118	330.52	1591.8	5.010E+03	3.788E+03	5.460E+00	5.504E+00
	8 km/h	0.3289	263.43	443.22	2.873E+03	3.400E+03	4.421E+00	2.5827E+00

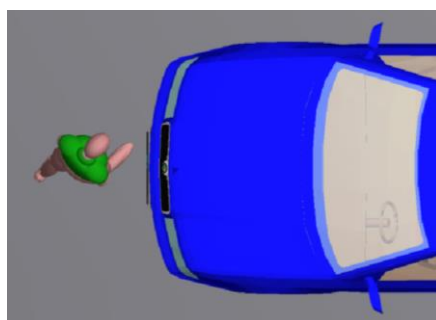
Tab. 5.12 Kritéria poranění – pohyb chodce 45° k vozovce, vpravo od vozidla



Obr. 5.37 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (chodec jde vpravo od vozidla, pod úhlem 45°)

5.10.4. Chodec jde vpravo proti vozidlu – pod úhlem 135°

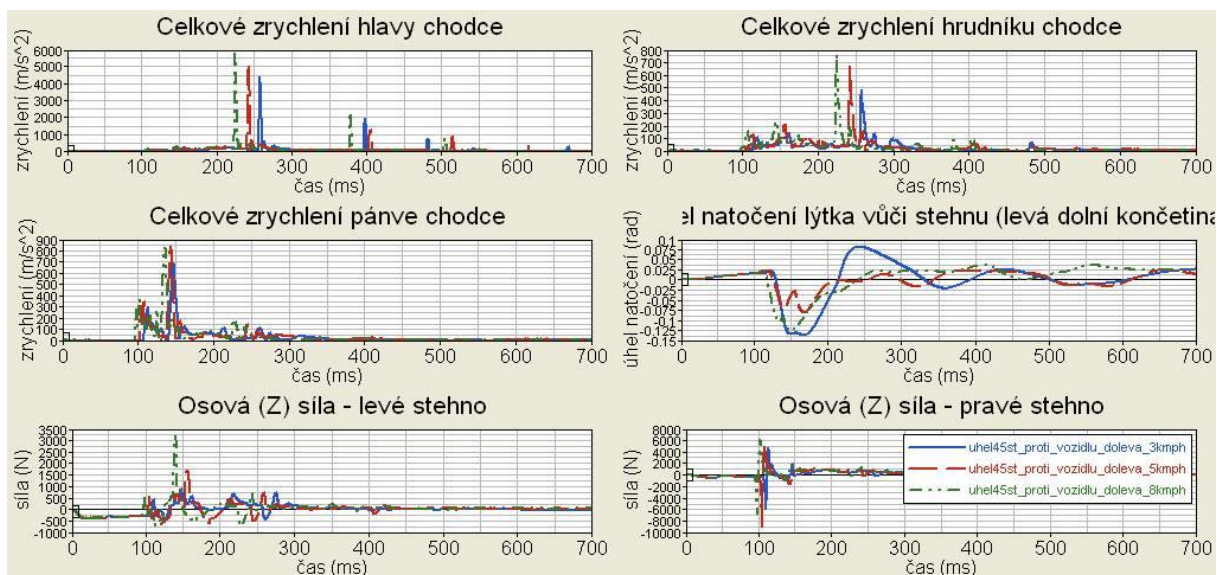
V této kapitole je nastaven model tak, že chodec jde šikmo přes vozovku směrem zleva doprava proti vozidlu. Vektor rychlosti pohybu chodce svírá s vektorem rychlosti pohybu automobilu úhel 135°.



Obr. 5.38 Pohyb chodce pod úhlem 135° k vozovce, vpravo proti vozidlu

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
rychlost pohybu chodce	3 km/h	0.4945	345.36	3604.5	2.201E+03	6.433E+03	4.130E+00	7.154E+00
	5 km/h	0.5231	343.84	7120.3	3.890E+03	6.084E+03	5.622E+00	8.803E+00
	8 km/h	0.5514	364.92	8027.9	5.967E+03	3.507E+03	7.319E+00	4.258E+00

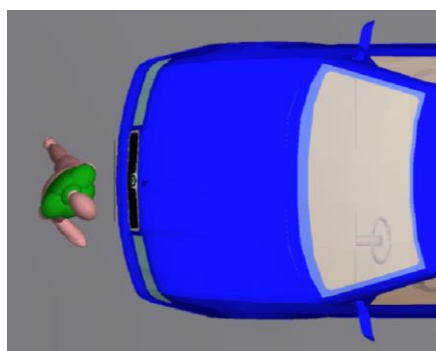
Tab. 5.13 Kritéria poranění – pohyb chodce 135° k vozovce, vlevo k vozidlu



Obr. 5.39 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (chodec jde vpravo proti vozidlu, pod úhlem 135°)

5.10.5. Chodec jde vlevo proti vozidlu – pod úhlem 135°

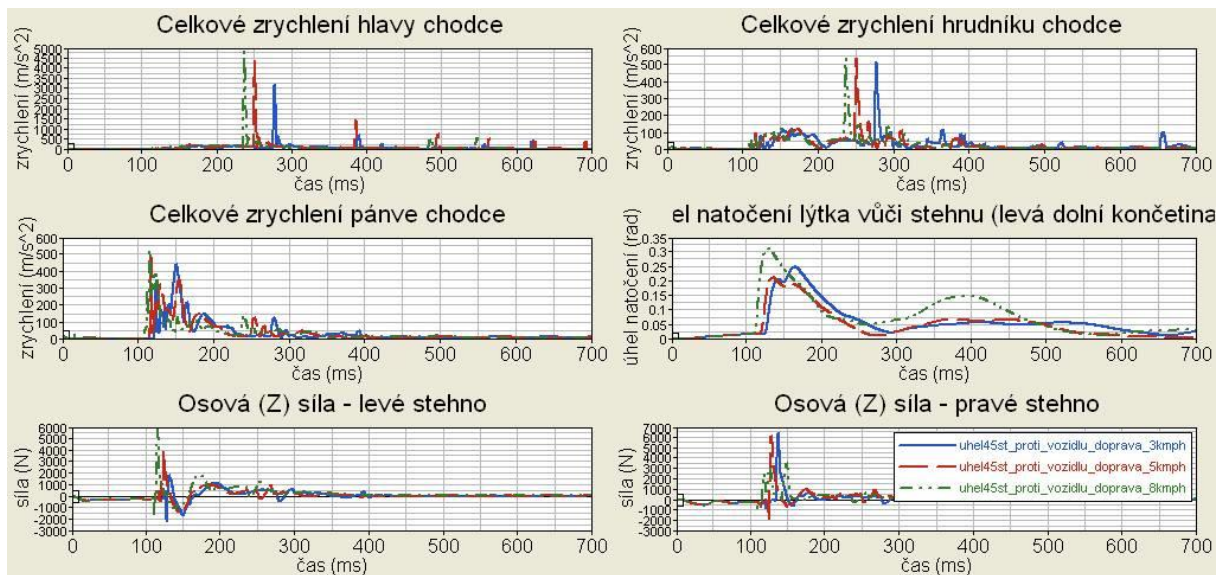
Konfigurace modelu je zde stejná s modelem v kapitole 5.10.4. jen s rozdílem směru pohybu chodce (zprava doleva proti vozidlu).



Obr. 5.40 Pohyb chodce pod úhlem 135° k vozovce, vlevo proti vozidlu

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC	FFC left	FFC right	TI left	TI right
rychlost pohybu chodce	3 km/h	0.4994	331.11	6367.1	8.9154E+02	5.951E+03	8.795E-01	8.255E+00
	5 km/h	0.5644	376.58	12349	1.686E+03	8.940E+03	1.800E+00	8.116E+00
	8 km/h	0.5352	424.89	13034	3.340E+03	6.679E+03	2.582E+00	8.106E+00

Tab. 5.14 Kritéria poranění – pohyb chodce 135° k vozovce, vpravo k vozidlu



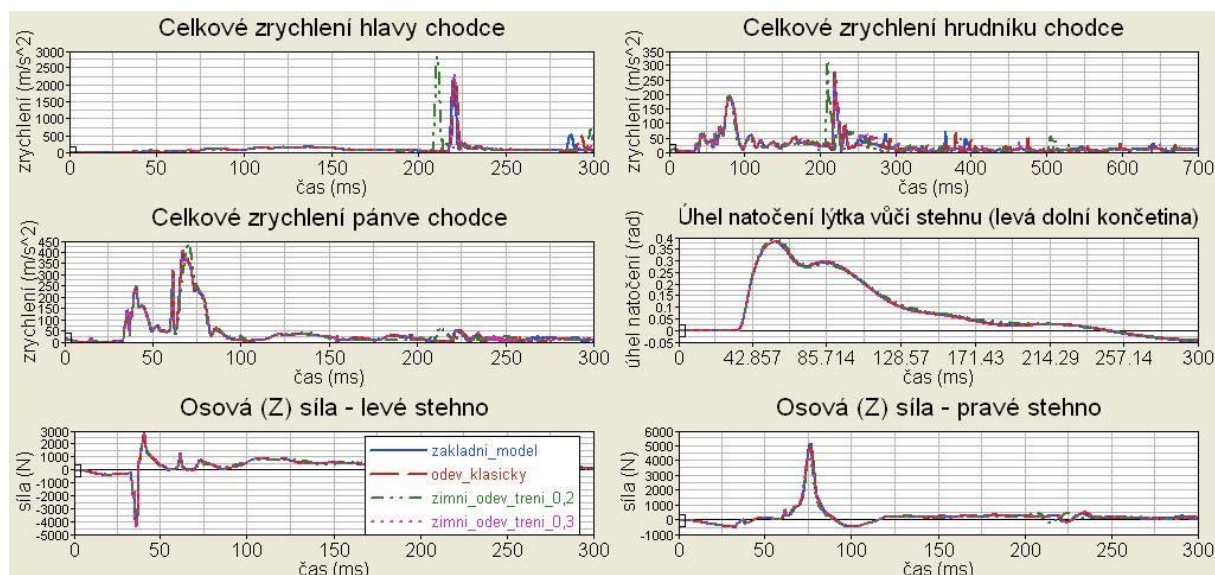
Obr. 5.41 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (chodec jde vlevo proti vozidlu, pod úhlem 135°)

5.10.6. Oděv chodce

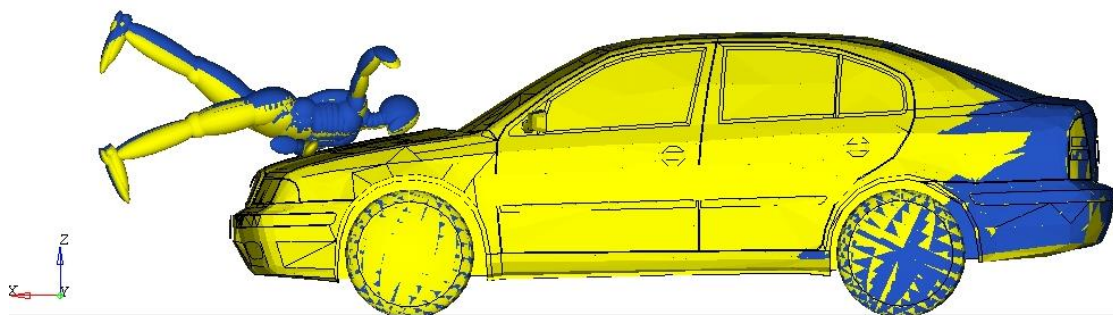
Z vypočítaných hodnot sledovaných kritérií je zřejmé, že oděv chodce nemá výrazný vliv na poranění chodce při střetu s automobilem. Vzhledem k dosahovaným zrychlením a kontaktním silám během nehodového děje je druh oděvu chodce takřka zanedbatelný. Hodnoty vypočítaných kritérií poranění jsou si vzájemně 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. 5.15 Kritéria poranění – oděv chodce



Obr. 5.42 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor oděvu chodce)



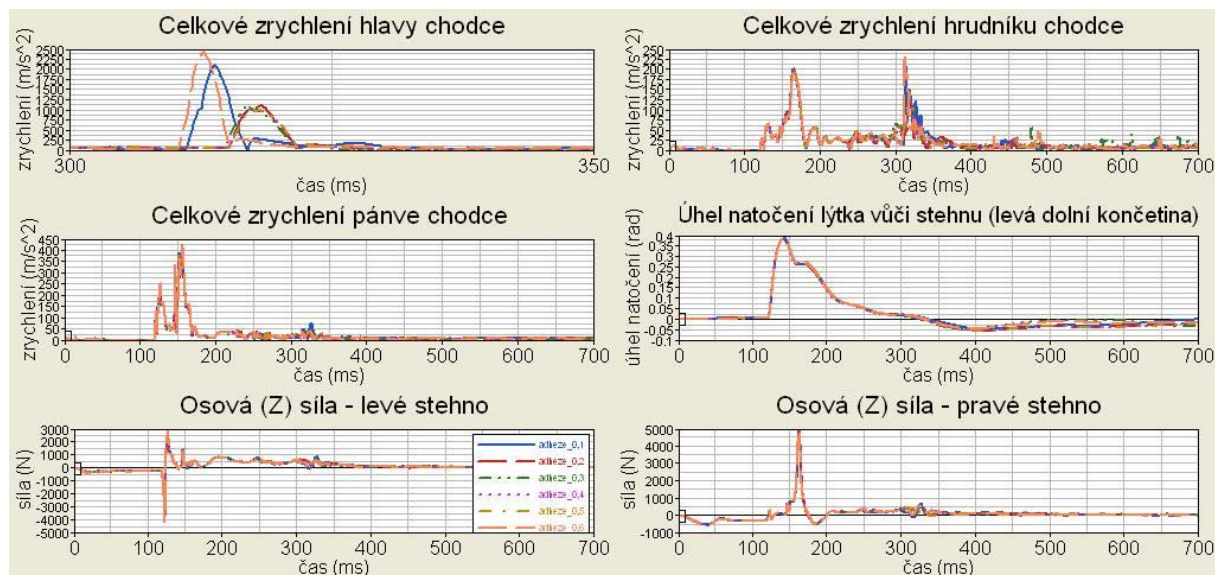
Obr. 5.43 Porovnání kolize automobilu s chodcem s klasickým (žlutý model) a zimním (modrý model) oděvem

5.10.7. 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 chodec - 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. 5.17 Kritéria poranění – adheze chodec – základna



Obr. 5.45 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor adheze chodec – základna)

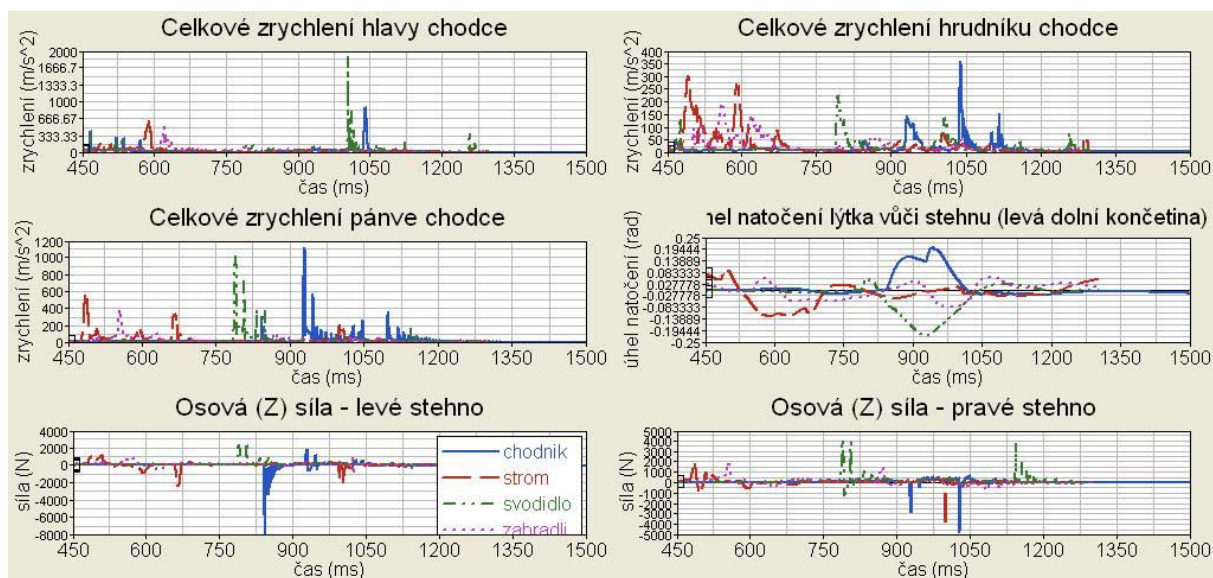
5.10.8. Tvar místa sekundárního střetu

Simulovat sekundární náraz je víceméně náhodné. I nepatrné odlišnosti ve fázi primárního nárazu se výrazně promítnou do kinematiky figuríny během sekundárního nárazu a tudíž i do hodnot kritérií poranění. Všechny modely byly vždy nastaveny tak, aby došlo ke střetu figuríny s danou překážkou. Model chodce jde přes vozovku rychlostí 5 km/h a střetává se s vozidlem, které ho bezprostředně po nárazu odhazuje směrem ke konkrétní překážce (chodník, strom, zábradlí, svodidlo). Porovnávat jednotlivé modely mezi sebou lze proto jen s určitou rezervou (počáteční nastavení modelu se často liší).

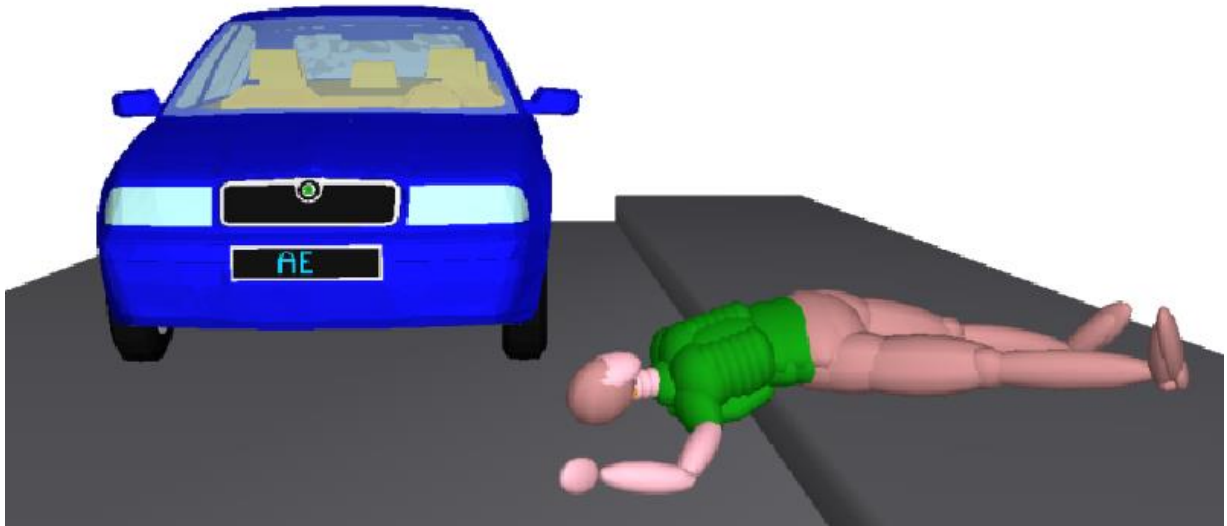
Pro vyhodnocení kritérií poranění bylo třeba počítat s křivkami jen z oblasti sekundárního nárazu, což bylo zpravidla od 450 ms dále. Primární náraz byl tudíž, co se týká poranění chodce, „zanedbán“, aby se ukázal jen samotný vliv sekundárního střetu figuríny s okolím.

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC
faktor tvaru místa sekundárního střetu	chodník	0.65	28.92	237.10
	strom	1.06	29.15	199.23
	svodidlo	0.56	20.48	639.24
	zábradlí	0.97	18.87	79.57

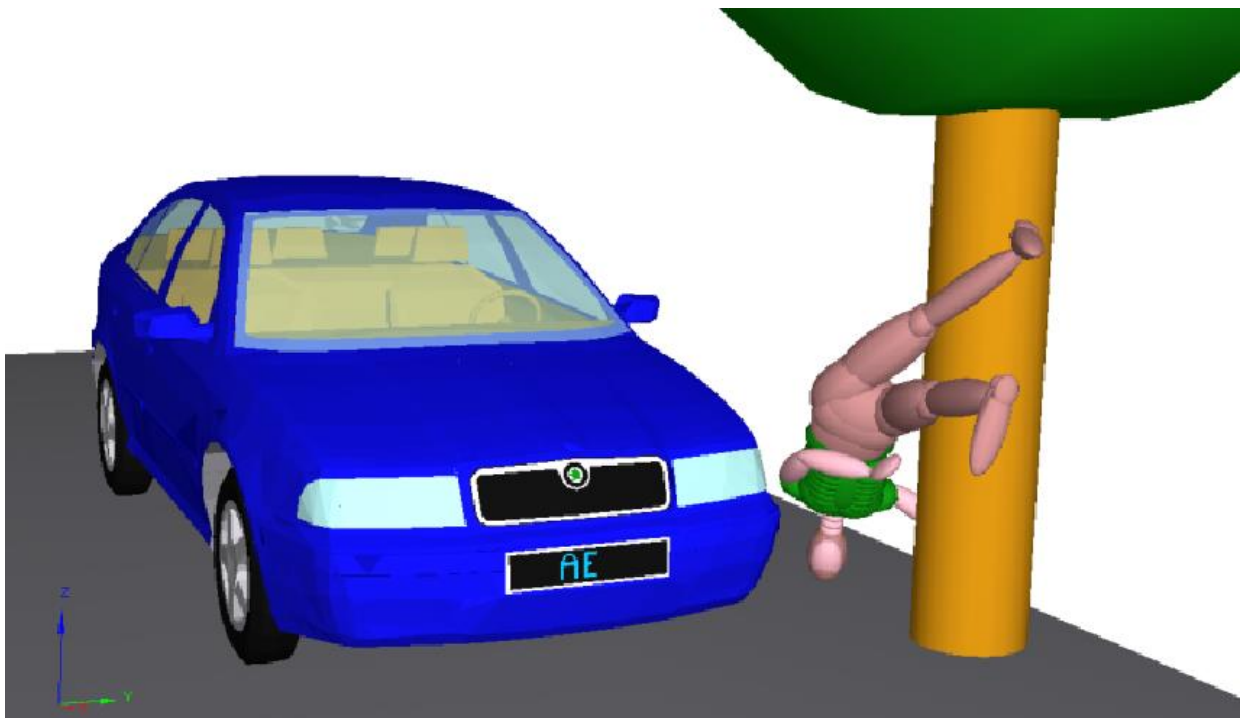
Tab. 5.17 Kritéria poranění – tvar místa sekundárního střetu



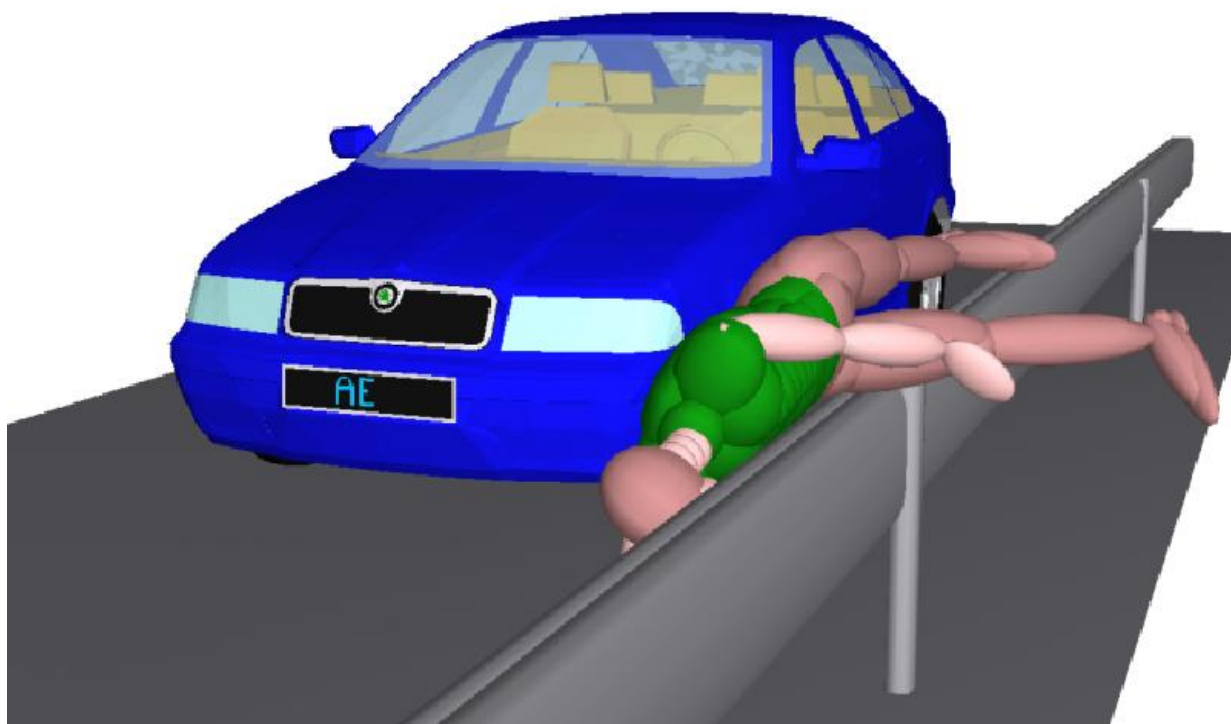
Obr. 5.46 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a zatížení nohou (faktor tvaru místa sekundárního střetu)



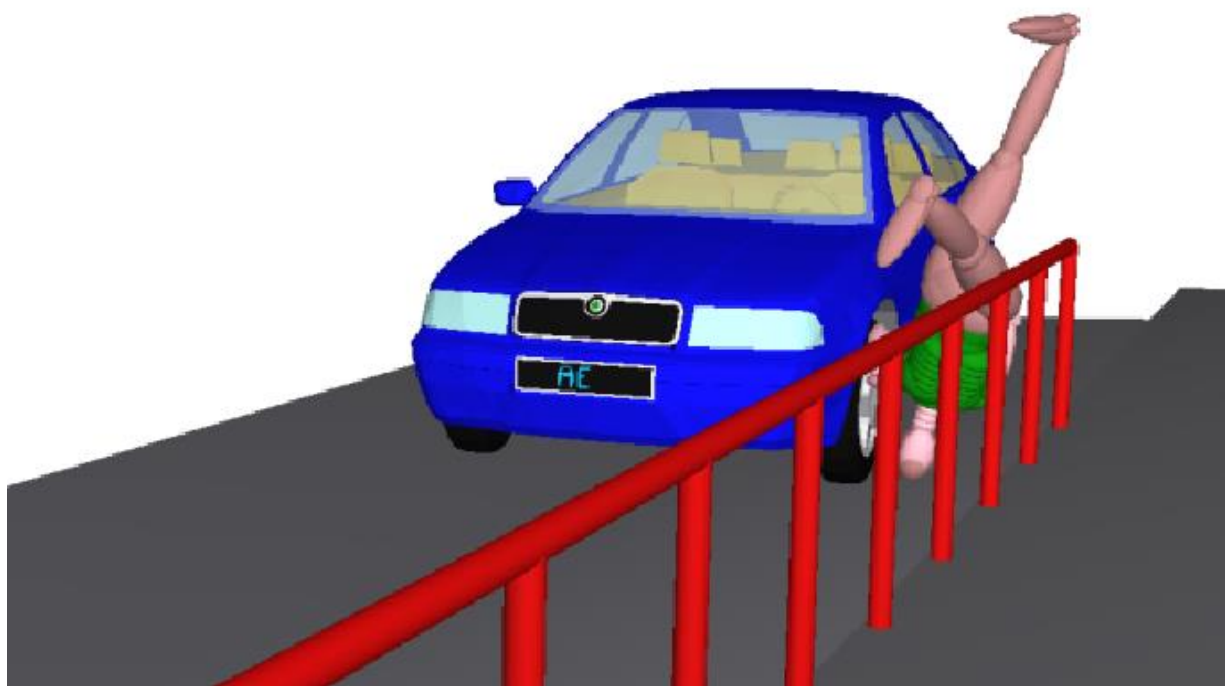
Obr. 5.47 Sekundární střet chodec – chodník



Obr. 5.48 Sekundární střet chodec – strom



Obr. 5.49 Sekundární střet chodec – svodidlo



Obr. 5.50 Sekundární střet chodec – zábradlí

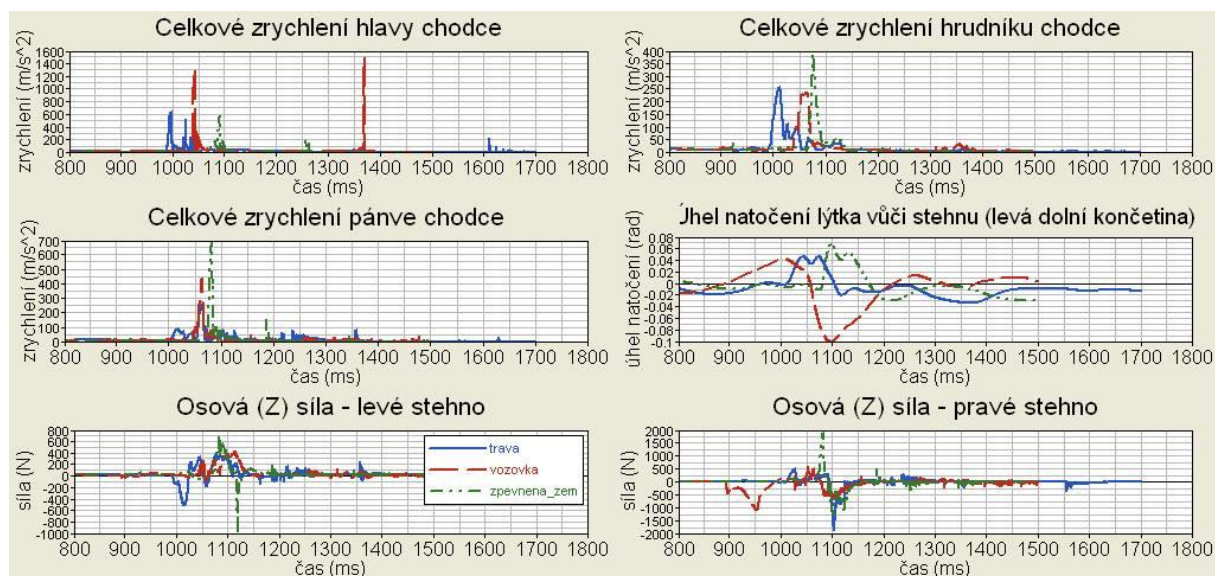
5.10.9. Tuhost místa sekundárního střetu

Pro analýzu faktoru tuhosti místa sekundárního střetu byla ve výchozím modelu modifikována vozovka, kdy vždy pro každý ze tří případů byla zvolena jiná kontaktní charakteristika pro rovinu představující vozovku. Změna její tuhosti, stejně jako ve skutečnosti, se pak projevila nejen v interakci s chodcem, ale i s automobilem. Stejně jako v případě adheze vozovky se tento faktor výrazněji projevuje až během sekundárního nárazu.

Stejně jako v předchozí kapitole byla kritéria poranění počítána až pro sekundární náraz. Primární náraz s automobilem byl, co se týká kritérií poranění, zanedbán.

kritéria poranění		CTI	3MS	HIC
faktor tuhosti místa sekundárního střetu	tráva	0.633	26.26	134.04
	vozovka	0.571	23.82	490.65
	zpevněná zem	0.606	39.32	77.02

Tab. 5.18 Kritéria poranění – tuhost místa sekundárního střetu



Obr. 5.51 Vyhodnocení průběhů zrychlení hlavy, hrudníku, pánve a parametrů poranění kolene (faktor tuhosti místa sekundárního střetu)

5.10.10. Shrnutí simulovaných případů

Vyhodnocení analýzy střetu chodce s různými vozidly prokázalo, že druh vozidla, se kterým chodec koliduje, má významný vliv na utrpená poranění. Rozhodujícími faktory jsou hmotnost vozidla, 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 60 km/h je téměř dvakrát vyšší než kinetická energie vozidla jedoucího 45 km/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 této práce.

6 Simulace bočního nárazu

6.1. 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.

Předlohou pro tuto simulaci je reálný test provedený společností Dekra a.s (obr. 6.1).

Zásadní změnou je matematický formalismus využitý k řešení. V kapitole 5 šlo o výpočty dynamiky soustav tuhých těles (MBS), v tomto případě jde o aplikaci metody konečných prvků (FEM).



Obr. 6.1 Reálný test s figurínou

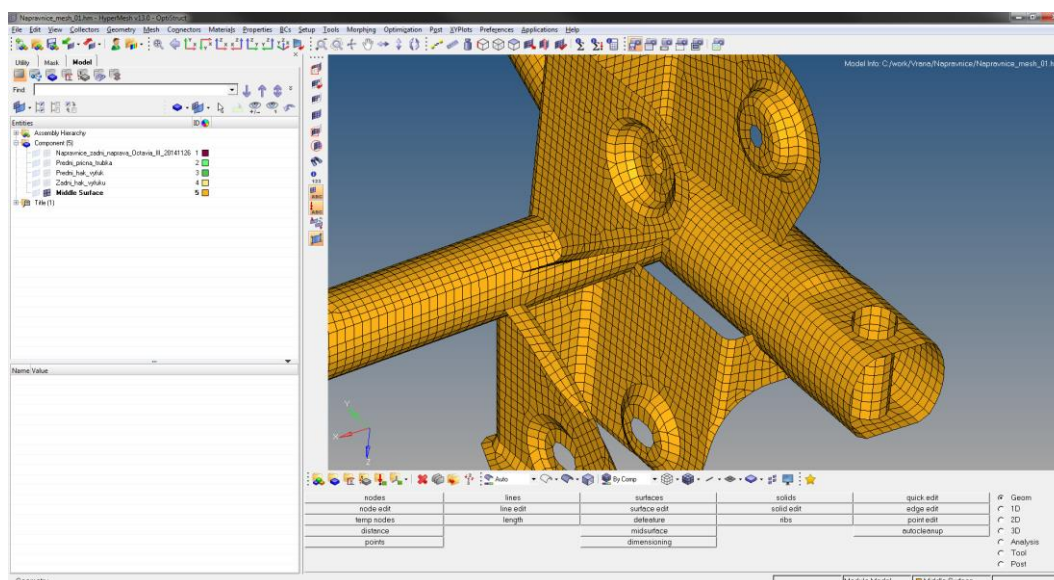
6.2. Popis použitého software

K řešení zadaného projektu jsou využity nástroje z balíku HyperWorks [39] od společnosti Altair, jež svým rozsahem pokrývají celý postup práce na zadaném projektu, od stavby modelu až po vyhodnocení výsledků.

Tyto nástroje se uplatňují v různých odvětvích, a to od automobilového průmyslu, přes letecký průmysl, až po výrobu strojních zařízení apod. Příkladem jsou projekty na letadlech Boeing 787 a Airbus A380.

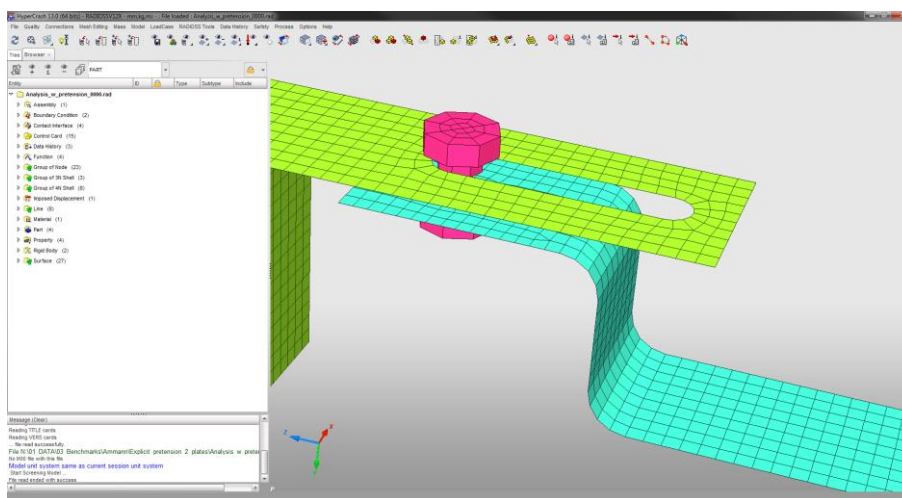
Řešení daného problému je rozděleno do tří fází: pre-processing, výpočet (analýza), post-processing. Pre-processing je fáze tvorby simulačního modelu, ve kterém se definují konečně prvkové struktury, okrajové podmínky, kontakty a další parametry (např. výstupy). Pro tuto fázi procesu slouží 3 nástroje z balíku HyperWorks: HyperMesh především pro tvorbu konečně prvkové sítě a nastavování statických analýz, HyperCrash pro tvorbu dynamických analýz a MotionView pro nastavení multibody analýz.

Nejrozšířenější a nejpoužívanější nástroj HyperMesh, ve kterém je uživatel schopen, za pomoci mnoha uživatelských profilů, vytvářet konečně-prvkové modely pro většinu celosvětově využívaných řešičů (Radioss, OptiStruct, Madymo, PamCrash, LS-Dyna, Abaqus, Nastran, Ansys a dalších). Mezi nejsilnější stránky nástroje HyperMesh patří možnost načtení mnoha typů CAD geometrií (např. IGES, Step, Parasolid, aj., příp. i vlastní formáty jednotlivých CAD systémů), její částečnou, případně větší úpravu (např. odstranění malých radiusů, korekce ploch, aj.) a následně velmi rychlá, intuitivní a rozmanitá tvorba konečně-prvkové sítě. Tyto sítě je poté možné velmi jednoduše upravovat dle požadavků uživatele, a to v modelech pro jiné řešiče. Následně je v programu HyperMesh možné nastavit materiálové vlastnosti jednotlivých částí modelu, okrajové podmínky aj., především pro statickou, kvazistatickou a dynamickou analýzu.



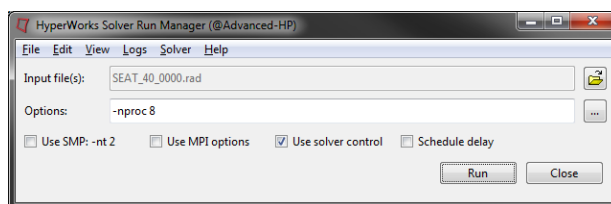
Obr. 6.2 Prostředí nástroje HyperMesh

Pro nastavování dynamických analýz je také využíváno uživatelsky přívětivé prostředí nástroje HyperCrash. Tento nástroj je ryze explicitním pre-procesorem s možností nastavení velkého množství nelineárních materiálů, průběhů zatížení v závislosti na čase apod.



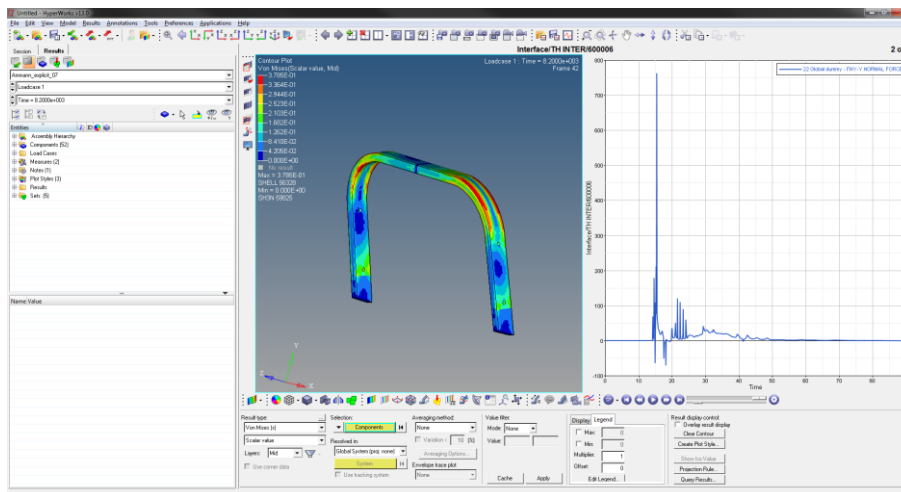
Obr. 6.3 Prostředí nástroje HyperCrash

Pro fázi výpočtu lze použít jeden z několika řešičů obsažených v programovém balíčku HyperWorks, především tyto tři: OptiStruct, MotionSolve, Radioss. OptiStruct je určený pro řešení analýz pomocí implicitního schématu (statické a kvazistatické úlohy) a optimalizace. MotionSolve se používá v multibody analýzách a Radioss pro výpočty dynamických dějů pomocí explicitního schématu (crashové analýzy apod.).



Obr. 6.4 Rozhraní pro spuštění řešiče

Pro fázi post-procesingu programový balíček HyperWorks nabízí tyto programy: HyperView, HyperGraph a volně dostupný HyperView Player. HyperView a HyperGraph slouží jako komplexní nástroje pro vyhodnocování výsledků. Program HyperView slouží především k zobrazení animace průběhu deformace, k vykreslování míst s kritickým napětím a k tvorbě videosnímků. Pro zobrazení průběhů jednotlivých veličin, jejich matematických úprav a vyhodnocení se využívá nástroj HyperGraph.



Obr. 6.5 Prostředí HyperView a HyperGraph

6.3. Popis modelu

Pro model bočního nárazu figuríny 10letého dítěte, usazené na sedačce opatřené podsedákem a speciální hlavovou opěrkou, je použit model rigid (pevné) figuríny.

Model této figuríny je vytvořen z 2D (SHELL) prvků o průměrné velikosti 25 mm, které tvoří obálku jednotlivých částí těla. Pro každou část těla je vytvořena jednotlivá rigid body (pevná spojení uzlů konečně prvkové sítě), kterým je přiřazena odpovídající hmotnost dané části. Celková hmotnost všech rigid body přibližně odpovídá průměrné hmotnosti zkoumané figuríny, a to 36 kg. Jednotlivé části těla jsou spojeny pružinami v oblasti kloubů. Aby byla zajištěna lepší reprezentace, jsou obálky částí těla spojeny řadou 2D prvků. Tento typ modelu tedy nepovoluje deformace částí těla, pouze rotační pohyb v kloubech.

Všem prvkům je nutné přiřadit jejich specifické vlastnosti. Prvkům 2D je přiřazena vlastnost (property) typu SHELL, ve které jsou nastaveny 3 důležité parametry: tloušťka, počet integračních bodů a parametr Ishell (obr. 6.6). Tento poslední parametr definuje formulaci elementu. Tloušťka vždy odpovídá tenkostěnné struktuře, která je reprezentována 2D prvky. Pro případ figuríny je nastavena tloušťka 1mm, a to z důvodu použití pevných vazeb v částech těla. Počet integračních bodů přes tloušťku zpřesňuje výpočet v případě ohybu prvků. Dle zkušeností výpočtářů je zvoleno 5 integračních bodů. Parametr Ishell je nastaven na typ QEPH. Prvky s parametrem Ishell = QEPH jsou mnohem stabilnější pro elastické a elasto-plastické výpočty, jsou odolnější proti samovolnému kmitání (hourglass effect) a snižují nároky na využití výpočtového stroje. Prvky s touto vlastností jsou podintegrované a mají jeden integrační bod.

SHELL	
ID	400052
Title	NECK
Local Unit System	None
[ismstr] Flag for shell small strain formulation	0: Use value in /DEF_SHELL
[lshell] Flag for 4 node shell element formulation	24: QEPH shell formulation
[lsh3n] Flag for 3 node shell element formulation	0: use value in /DEF_SHELL
[ldrill] Flag for drilling degree of freedom stiffness	0: default set to 2
[hm] Shell membrane hourglass coefficient	0
[hf] Shell out of plane hourglass	0
[hr] Shell rotation hourglass coefficient	0
[dm] Shell membrane damping	0
[dn] Shell numerical damping	0
[N] Number of integration points through the thickness	5
[lstrain] Flag to compute strains for post-processing	0: Use value in /DEF_SHELL
[Thick] Shell thickness*	1
[Ashear] Shear factor	0
[lthick] Flag for shell resultant stresses calculation	0: Default set to value defined with /DEF_SHELL
[lplas] Flag for shell plane stress plasticity	0: Default set to value defined with /DEF_SHELL

Obr. 6.6 Výpis z property SHELL

Pružinám, které reprezentují klouby, je přiřazena property typu GENERAL_SPRING. Jedná se o základní typ vlastnosti používané pro definici pružin, s možností zadat parametry tuhosti a tlumení pro jednotlivé osy, a to pro tenzi i torzi. Např. vlastnosti ramenního kloubu jsou zvoleny následovně: tuhost ve všech osách 10 kN/mm, tlumení 8,5 kN.ms/mm, torzní tuhost 500 kN.mm/rad a torzní tlumení 4000 kN.mm.ms/rad (obr. 6.7).

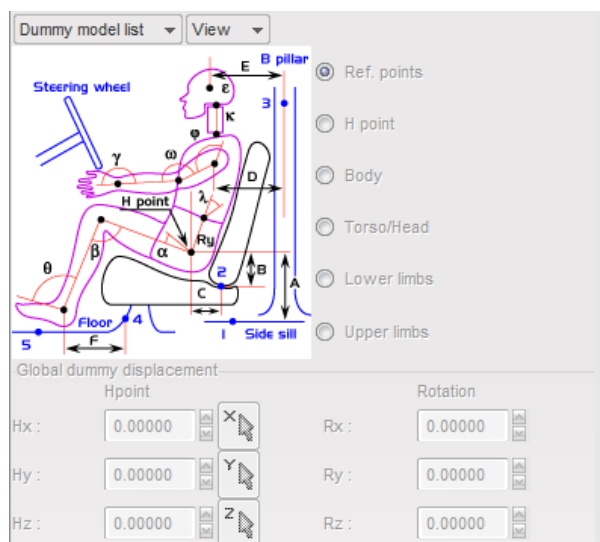
RX DOF (rot.): Torsion X	
[K1] Stiffness or unloading stiffness - 1*	500
[C1] Damping - 1	4000
[A1] A coefficient - 1	0
[B1] B coefficient - 1	0
[D1] D coefficient - 1	0
[theta_min1] Negative rupture rotation - 1	0
[theta_max1] Positive rupture rotation - 1	0
[F1] F X-scale factor of g(dr/dt) - 1	0
[E1] E Coefficient - 1	0
[Ascaletens1] Scale factor for abscissa of function f	0
[H1] Rotation hardening flags - 1	0: Non lin. elas.
[N1] f(r) - 1	[700041] LEFT_SHOULDER_FUN_VX
[N21] g(dr/dt) - 1	None
[N31] f3 - 1	None

Obr. 6.7 Výpis z karty SPR_GENE

Všem částím těla je přiřazen materiál TYPE1, s Youngovým modulem pružnosti 2,07 GPa, hustotou $7,8e^{-26}$ kg/mm³ a Poissonovým číslem 0,28. Jedná se o isotropický, lineárně-elastický

materiál využívající Hookův zákon. Tento zákon reprezentuje lineární vztah mezi napětím a deformací.

Pro umístění figuríny do sedící pozice je použit nástroj Dummy Positioner (obr. 6.8), ve kterém je možné zadávat přesnou polohu jednotlivých částí těla, např. pokrčení nohou, pozice rukou apod.

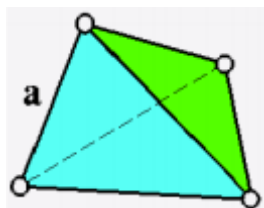


Obr. 6.8 Náhled do nástroje Dummy positioner

Bariéry, polstrování sedačky a podsedačku jsou tvořeny z 3D HEXA prvků o průměrné velikosti 20 mm. Na vnějším povrchu těchto prvků je vytvořena obálka z tenkých 2D prvků, a to z důvodu lepšího chování kontaktu mezi figurínou a polštářem. Tloušťka těchto 2D prvků je nastavena na 0,7 mm. Rám sedačky je modelován 2D prvky. Polstrování sedačky a podsedačku je spojeno s rámem sedačky pomocí TIED kontaktu, který reprezentuje „lepený“ spoj. U tohoto kontaktu dojde k pomyslnému spojení uzlů, které jsou vzájemně v kontaktu, a při pohybu jednoho dojde ke stejnému pohybu u druhého.

Geometrie opěrky hlavy je vysítována 3D prvky typu TETRA s průměrnou velikostí 15mm. Zvolený 4 uzlový TETRA element má jeden integrační bod a lineární tvarovou funkci. Tento element nemá hourglass efekt. Vizualizaci elementu je možné vidět na obr. 6.9. Tento typ prvků je použit z důvodu komplikovanější geometrie opěrky oproti polštářům sedačky.

Objemová síť opěrky hlavy je potažena tenkou vrstvou 2D prvky o tloušťce 0.7 mm.



Obr. 6.9 TETRA prvek

Vlastnosti pro 3D (solid) elementy jsou definovány pomocí karty property Type14 (obr. 6.10). Parametr Isolid určuje formulaci elementů, která stanovuje metodu a způsob výpočtu. Pro tento konkrétní příklad byla zvolena formulace 24, která definuje použití tzv. HEPH elementů. Jedná se o 8 uzlový 3D element, který je podintegrovaný, tzn. má 1 integrační bod. Tato formulace také obsahuje fyzickou stabilizaci proti hourglassingu. Ostatní parametry této karty property jsou ponechány v defaultních hodnotách.

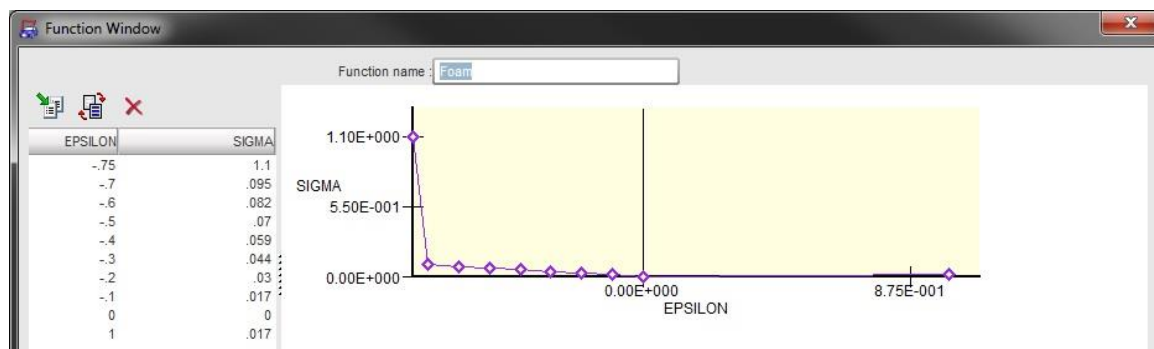
SOLID	
ID	200001
Title	Foam
Local Unit System	None
[Isolid] Flag for solid elements formulation	24: HEPH 8-node solid element. Co-rotational, und
[ismstr] Flag for small strain formulation	0: Set to value defined in /DEF_SOLID
[lcpre] Constant pressure integration	0: No reduced press. integ.
[tetra] Flag for tetra 4 formulation	0: Linear tetra 4 formulation with one integration p
[dn] Numerical damping for stabilization	0
[q_a] Quadratic bulk viscosity	0
[q_b] Linear bulk viscosity	0
[h] Hourglass viscosity coefficient	0
[LAMBDA_V] Numerical Navier-stokes viscosity	0
[MU_V] Numerical Navier-stokes viscosity	0
[dt_min] Minimum time step	0
[istrain] Flag to compute strain post-processing	0: Use value defined in /DEF_SOLID
[IHKT] Hourglass tangent modulus flag	0: default set to 1

Obr. 6.10 Karta property 3D prvků

Pro polstrování sedačky, podsedáku a opěrky hlavy byl na základě předešlých zkušeností práce s pěnou zvolen materiál TYPE 33 (obr. 6.11). Tento materiál má hustotou $1e^{-6}$ kg/mm³ a Youngův modul pružnosti 1 GPa. Jedná se o vysoce elasticko-plastický pěnový materiál, který se běžně používá pro modelování bloků tlumičů dopadu z polyuretanové pěny s nízkou hustotou. Parametr Ka slouží pro výběr definice chování před mezí kluzu. V tomto případě je použita defaultní definice, kde chování je bráno jako elastické. Parametr Func_IDf definuje ID křivky, která popisuje závislost napětí materiálu na objemové deformaci. Tato definice je použita i pro tento případ. Křivka popisující tuto závislost je zobrazena na obr. 6.12.

FOAM_PLAS	
ID	200001
Title	Foam
Local Unit System	None
[RHO_0] Initial density*	1E-6
[E] Young's modulus*	1
[Ka] Analysis type flag: skeletal behavior*	<input type="checkbox"/>
[P0] Initial air pressure	0
[Phi] Ratio of foam to polymer density	0
[Gamma_0] Initial volumetric strain	0
[A] A yield parameter	0
[B] B yield parameter	0
[C] C yield parameter	0
[func_IDf] Function for yield stress vs. volumetric strain curve	[200001] Foam
[Fscalecurv] Y-Scale factor for stress in yield curve	.001

Obr. 6.11 Výpis karty materiálu TYPE 33

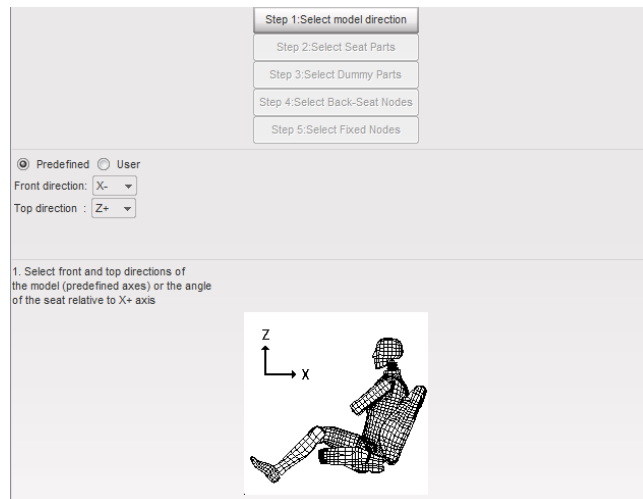


Obr. 6.12 Materiálová funkce pro TYPE 33

Pro polštář bariéry je zvolen stejný typ materiálu, TYPE 33, ale s vyšším Youngovým modulem pružnosti 5GPa.

Obálkám polštářů je přiřazen lineárně elasticko-ortotropický materiál s hustotou $2e^{-6} \text{kg/mm}^3$, Youngovým modulem 2GPa v obou směrech, Poissonovým číslem 0,2, modulem pružnosti ve smyku 0,5 ve všech směrech a redukčním faktorem 0,001.

Za pomoci nástroje Seat deformer v prostředí HyperCrash je figurína usazena do připraveného modelu sedačky s podsedákem tak, aby byla reprezentována deformace polštáře podsedáku a sedačky. Tento nástroj umožňuje úpravu finálního tvaru části modelu na základě definovaného směru, vzdálenosti a vlačovaného tvaru tak, aby byl výsledek co nejvíce odpovídající realitě.



Obr. 6.13 Nástroj Seat deformer

Pro vygenerování bezpečnostních pásů a jejich přesné umístění na figurínu je použit nástroj Belt generator, který je součástí programu HyperCrash. Konečně-prvkovou síť pásů tvoří 2D prvky o tloušťce 1,2mm.

Materiál pásů je typ Johnson-Cook, definovaný materiálovou kartou MAT/LAW2 (obr. 6.14). Johnson-Cook materiálový model popisuje isotropní elasto - plastický materiál. Tento materiálový model vyjadřuje napětí v materiálu jako funkci deformace, rychlosti deformace a teploty, viz vztah níže.

$$\sigma = \left(a + b \varepsilon_p^n \right) \left(1 + c \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right) \left(1 - (T^*)^m \right)$$

Kde, ε_p je plastická deformace, $\dot{\varepsilon}$ je rychlost deformace a T je teplota. V této simulaci je vliv teploty zanedbán a složka teploty se do dalších výpočtů neuvažuje. Součástí modelu Johnson-Cook je také kritérium porušení, které je založené na hodnotě maximální plastické deformace. Pro zjednodušení není v tomto příkladu uvažován. Materiál pásů je definován s hustotou $2e^{-6} \text{ kg/mm}^3$, Youngovým modulem 10 GPa, Poissonovým číslem 0,1 a mezí kluzu $1e^{27} \text{ GPa}$.

ID	400002
Title	Belt
Local Unit System	None
[RHO_0] Initial density*	2E-6
[RHO_0] Reference density	0
[E] Young's modulus*	10
[Nu] Poisson's ratio	.1
[a] Plasticity yield stress*	1E27
[b] Plasticity hardening parameter	0
[n] Plasticity hardening exponent	0
[EPS_max] Failure plastic strain	0
[SIG_max0] Plasticity maximum stress	0
[c] Strain rate coefficient	0
[EPS_DOT_0] Reference strain rate	0
[Fsmooth] Strain rate Smoothing	<input type="checkbox"/>
[F_cut] Cutoff frequency for strain rate filtering	0
[m] Temperature exponent	0
[T_melt] Melting temperature	0
[rhoC_p] Specific heat per unit of volume	0
[T_r] Room temperature	0
Heat	<input type="checkbox"/>
[ICC] Strain rate computation	0: Default set to 1
ALE	<input type="checkbox"/>

Obr. 6.14 Karta materiálu Johnson-Cook

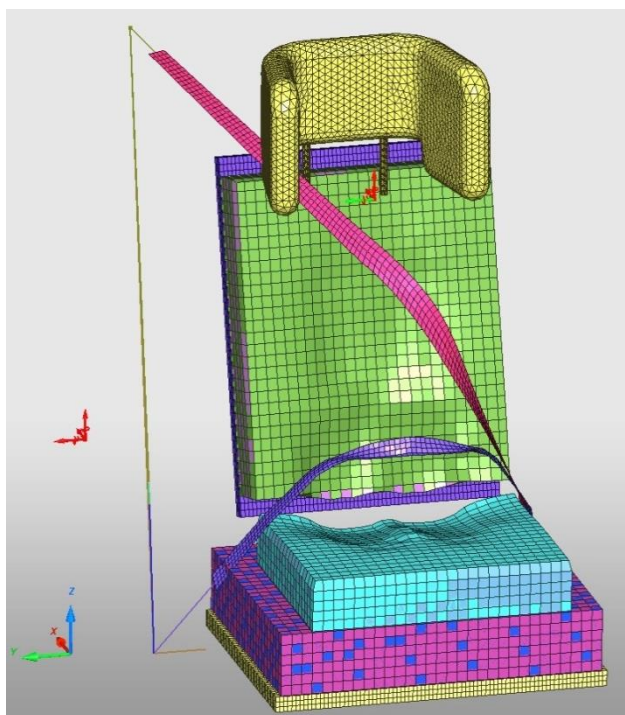
Uzly sítě zadní stěny bariéry, která nepřichází do kontaktu s figurínou, jsou svázány jednou vazbou rigid body. Do Master uzlu této vazby je zavedena okrajová podmínka definující zamezení všech posuvů a rotací tohoto uzlu, čímž je omezen pohyb celé bariéry. Vlevo na obr. 6.15 je červená šipka, která reprezentuje zamezení pohybu bariéry ve všech směrech.

Rám sedačky, zadní stěna opěrky a konce bezpečnostních pásů jsou také svázány vazbou rigid body. Master uzlu tohoto rigid body je povolen pouze jeden stupeň volnosti odpovídající posuvu v ose y. Ve středu obr. 6.15 je šipka pro pohyb sedačky, která umožňuje pouze pohyb ve směru osy Y.

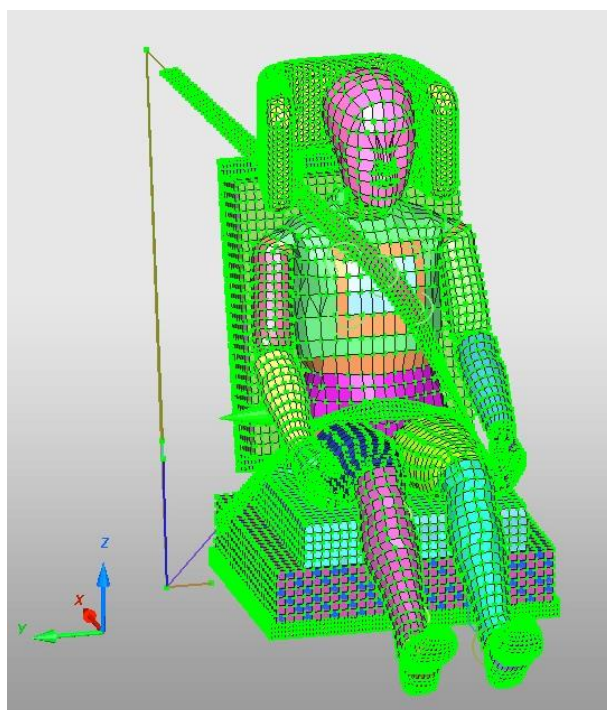
Mezi sousedícími součástmi (např. figurína - podsedák, podsedák - sedačka, atd.) jsou vytvořeny jednotlivé kontakty TYPE 7, Multi usage.

Soustavě sedačky s figurínou je nejdříve udělena počáteční rychlost 8,67 m/s, která směřuje ve směru osy Y (obr. 6.16). Následně je sedačka zpomalena pomocí vynuceného zpomalení definovaného křivkou (obr. 6.17), naměřenou v průběhu reálného testu provedeného společností Dekra. Zpomalení je v jednotkách mm/mm².

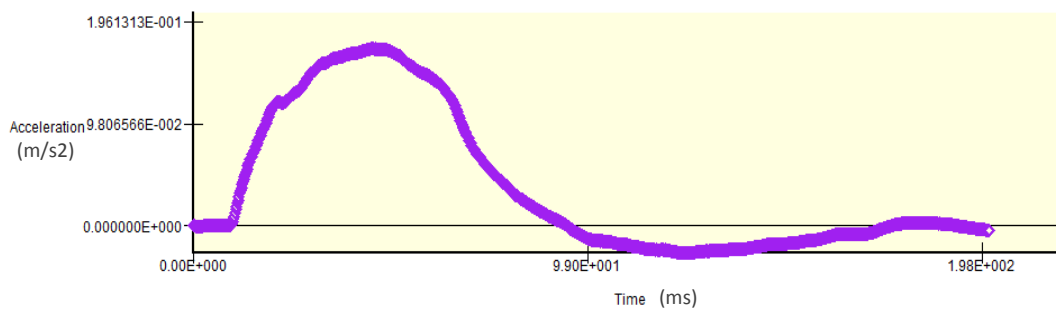
Pro měření zpomalení jsou na figurínu umístěny 3 akcelerometry, a to na hlavu, hrudník a oblast pánve.



Obr. 6.15 Pohled na sedačku a krajové podmínky



Obr. 6.16 Počáteční rychlost soustavy



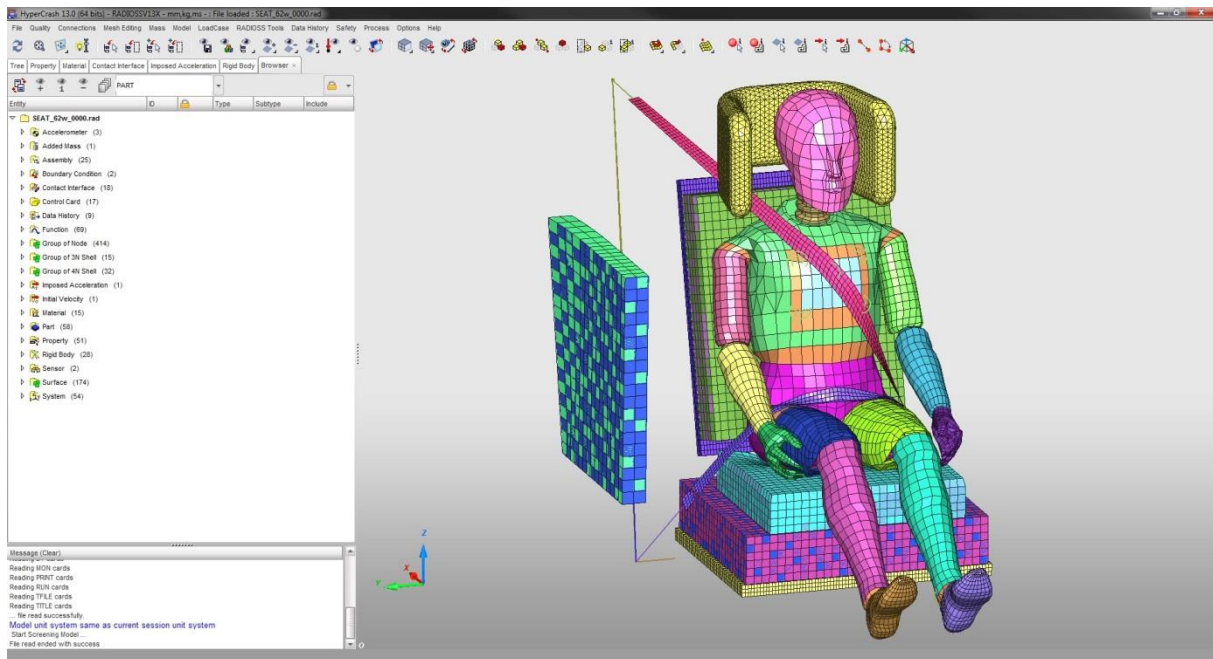
Obr. 6.17 křivka zpomalení

Sumarizace výsledného modelu, která udává počet a typ elementů a počet uzlů, je zobrazena v tab. 6.1.

Entita	Počet
Uzly	43 377
Elementy celkem	81 157
Rigid	29
Spring	27
1D	7
2D tria	12 843
2D quad	32 106
3D tetra	25 050
3D penta	11 095
Material	15
Property	51

Tab. 6.1. Sumarizace modelu

Výsledný obrázek modelu pro simulaci bočního nárazu a jeho nastavení je možné vidět na následujícím obr. 6.18.



Obr. 6.18 Výsledný model simulace bočního nárazu v prostředí programu HyperCrash

6.4. Výpočet

Výpočet definovaného modelu je proveden v explicitním řešiči Radioss. Vstupními daty pro tento řešič jsou dva datové soubory: Input deck a engine file. V souboru Input deck se definuje konečně prvkový model včetně nastavení počátečních a okrajových podmínek (viz kapitola 6.3 Popis modelu). Dále se v tomto souboru definují proměnné, které mají být v simulaci vypočteny. V neposlední řadě se zde definují jednotky, ve kterých je analýza nastavena. V tomto případě se jedná o soubor jednotek *mm*, *kN*, *kg*, *ms*.

Soubor engine file se používá pro řízení samotného výpočtu. Definují se zde například počáteční a koncový čas simulace, časový krok a parametry řídicí vytváření animace a zaznamenávání vypočtených veličin.

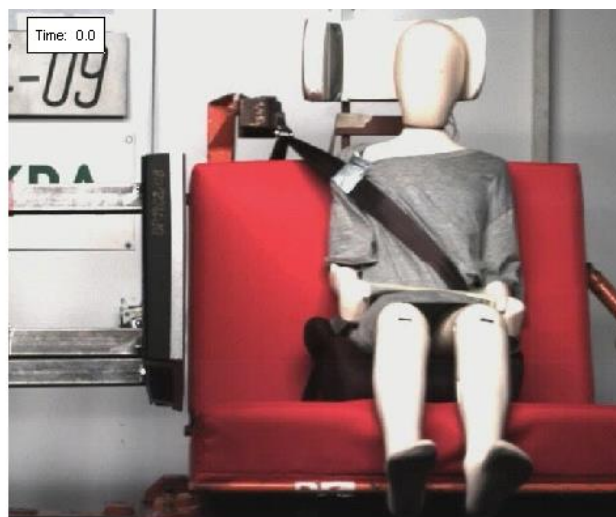
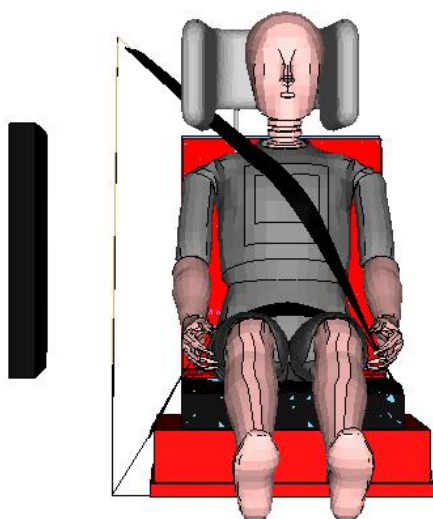
V tomto případě bylo simulováno prvních 130 ms nárazového děje. Aby se přesněji postihlo materiálové chování pěny, je časový krok pro tuto simulaci nastaven na 5E-10 ms.

Výsledky simulace jsou ukládány do animačních souborů, které jsou vytvářeny každou ms. Celkově se během simulace generuje 130 animačních snímků.

Výpočet je proveden s využitím 4 jádrového procesoru Intel Core i7. Celkový výpočetní čas pro tuto simulaci je 2 h 58 min.

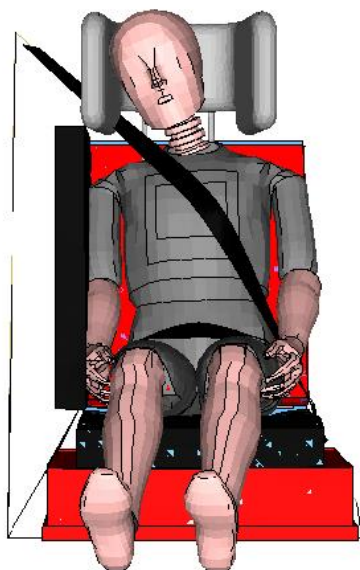
6.5. Vyhodnocení

Pro vyhodnocení simulace je vždy nutné analyzovat výsledkové soubory. K vyhodnocení chování simulačního modelu lze přistoupit ze dvou pohledů. Nejprve se porovnávají výsledné animace s videozáznamem fyzického testu. K tomuto je využit nástroj HyperView, ve kterém je možné vytvořit 2 stejná okna a do každého načíst jiný typ souborů (obr. 6.19). Další možností je v jednom okně překrýt animaci ze simulace a video pořízené rychlokamerou.



Obr. 6.19. Porovnání simulace a záznamu – počátek

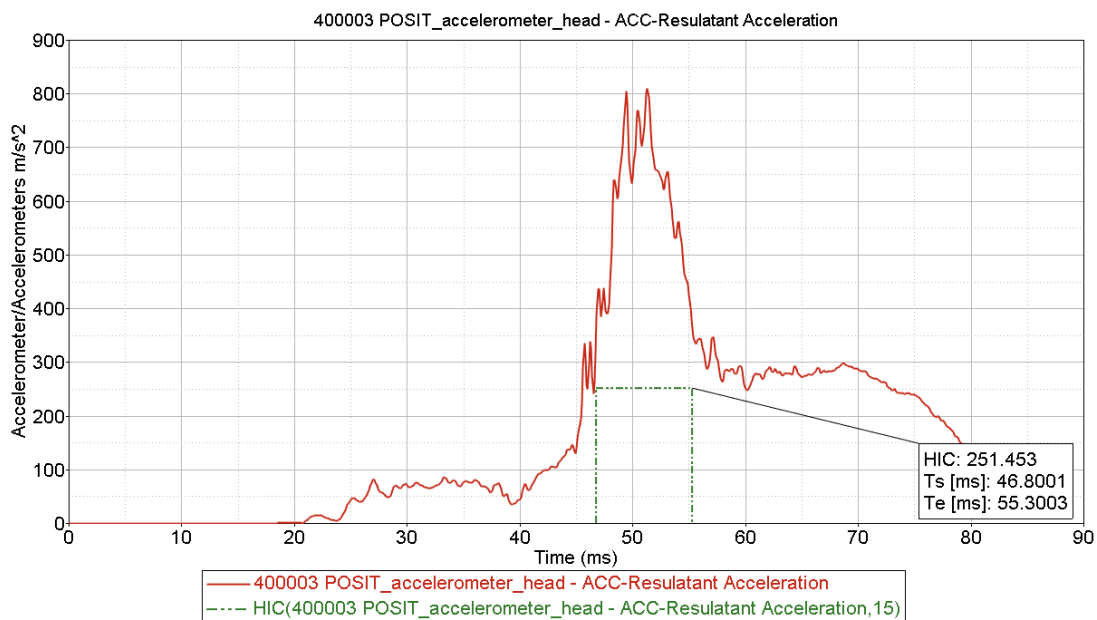
Kinematika výsledné simulace se až na drobné odchylky shoduje s kinematikou fyzického modelu. V důsledku brzdícího účinku dochází nejdříve ke kontaktu figuríny s postranní bariérou, poté následuje kontakt hlavy s hlavovou opěrkou. V této fázi dochází k největšímu zrychlení hlavy a tudíž ke vzniku nejvyššího 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. 6.20 Porovnání simulace a záznamu – náraz v čase 50 ms

Jistá odchylka kinematiky simulačního modelu od jeho fyzického protějšku je zapříčiněna architekturou simulačního modelu figuríny, která je konstruována jako ideálně tuhá, viz popis výše.

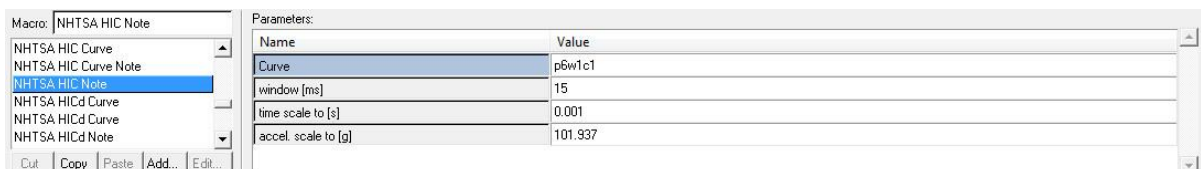
Druhým přístupem zpracování výsledků je vyhodnocení průběhu zpomalení hlavy a vypočtení kritéria poranění HIC. Pro tuto část analýzy byl využit nástroj HyperGraph, který umožňuje vykreslení průběhu zpomalení, jeho matematické úpravy jako je například převod jednotek a rovněž kalkulaci kritéria HIC.



Obr. 6.21 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.

V programu HyperGraph existuje předdefinovaná funkce, která dokáže vypočítat HIC kritérium z naměřeného průběhu zpomalení. Rozhraní funkce pro výpočet HIC kritéria je zobrazena na obr. 6.22.



Obr. 6.22 Rozhraní funkce pro výpočet HIC kritéria

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.

Je nutné brát v potaz vždy existující nepřesnost simulačního modelu, zapříčiněnou například výše zmíněnou definicí figuríny.

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 možnosti modelování dějů metodou konečných prvků, při nichž 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.

7 Zhodnocení zatížení z hlediska poranění typu whiplash

7.1. 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, tedy:

- tah a tlak ve směru osy z
- ohyb kolem os x, y
- krut kolem osy z
- smyk ve směrech os x, y

Otázkou je i analýza ztráty stability, zde by však přicházela v úvahu celá páteř.

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 fyzikálního modelu. Fyzikální model je zadán jako vstup do vhodného simulačního programu, který bude schopen analyzovat 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.

7.2. Anatomie krční páteře.

Páteř (columna vertebralis) tvoří základní oporu centrálního podpůrného systému lidského těla a podílí se na většině našich pohybů. Je tvořena z obratlů, které jsou odděleny měkkými chrupavčitými meziobratlovými ploténkami. Dvojitě esovité prohnutí zajišťuje ohebnost a pružnost celé páteře.

Jednotlivé obratle se dělí do ucelených skupin, odpovídajících části páteře. Uspořádání krční páteře a svalstva umožňuje hlavovému spojení pohyb ve čtyřech základních pohybech a následně jejich kombinaci. Ohyb směrem vpřed (flexe), ohyb směrem vzad (extenze), laterální ohyb do strany a rotaci.

7.3. Náhradní mechanický model krční páteře

7.3.1. 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 (obr. 2.11).

Tělesa systému:

- lebka
- obratle C1 – C7

Typy kinematických vazeb:

- vazba sférická (s omezením pohyblivosti)
- vazba rotační

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 (obr. 2.12)

Spojení C(j) s C(j-1) budeme pro $j = \langle 3, 7 \rangle$ považovat za sférickou vazbu

Spojení C2 – C1 budeme považovat za rotační s osou vodorovnou příčnou

Spojení C1 – Lebka (CR) za rotační s osou svislou

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

Počet stupňů volnosti soustavy tedy je $i = 17$

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.

7.3.2. 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:

sférické vazby nahradit Hookeovým kloubem, který umožňuje nastavení torsní tuhosti pro každou rotační dvojici.

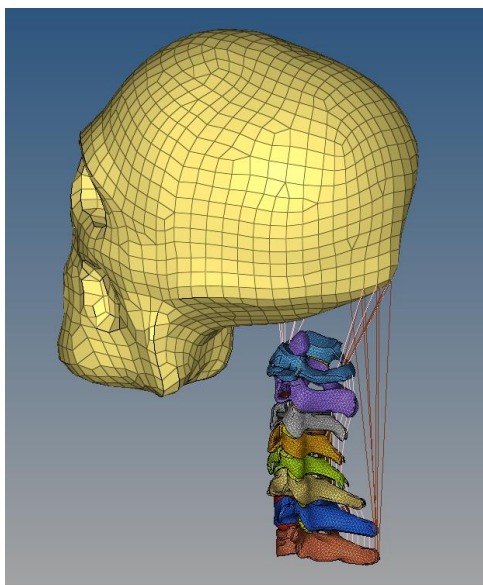
Výpočet počtu stupňů volnosti pak je:

- počet těles: 7 obratlů (C7 je rámem), lebka, 5 křížů Hookeových kloubů
- počet vazeb: 12 vazeb rotačních
- počet stupňů volnosti: 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 tyto základní prvky:

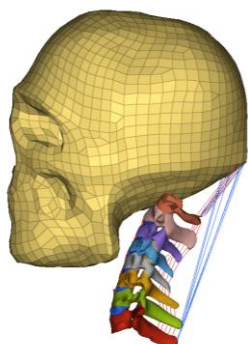
- vazy
- svaly
- omezení pohyblivosti dané změnou stupňů volnosti (ankylóza) v důsledku dosednutí těles, případně v důsledku tření mezi tělesy (v případě tohoto modelu zřejmě nepřichází v úvahu).



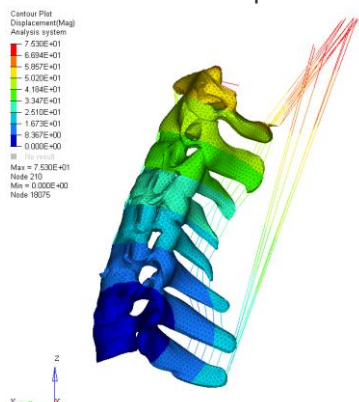
Obr. 7.1 Model hlavy, krční páteře C1 – C7, hrudního obratle Th1 a nositelek tahových sil svalů

7.3.3. Poranění krční páteře při dopravních nehodách.

U dopravních nehod vzniká poranění krční páteře nejčastěji setrvačnými účinky relativního pohybu hlavy a trupu. Tyto setrvačné účinky působí při velké akceleraci (deceleraci) vozidla při a během nárazového děje. Další velmi častou příčinou je poranění krční páteře vzniklé při nárazech a pohybech nepřipoutaného pasažéra během převrácení vozidla. Z hlediska mechanismu poranění jsou významné úrazy v podélné rovině symetrie vozidla. Statisticky bylo změřeno, že při setrvačném zatížení hlavy 16–25 g dochází v 46 % ke zranění, při zatížení 34–38 g dochází k separaci v oblasti prvního krčního obratle (atlas). Při pohybu hlavy dozadu dochází k výše popsaným typickým poraněním, jako je rozlomení těla obratlů, zlomeninám oblouku obratle, k porušení spojujících vazů a následně k poškození míchy. To pak může vést k ochrnutí částí těla (quadriplegie, paraplegie).



Obr. 7.2 Simulovaná pozice hlavy a krční páteře 120 ms po impulsu v oblasti hlavy

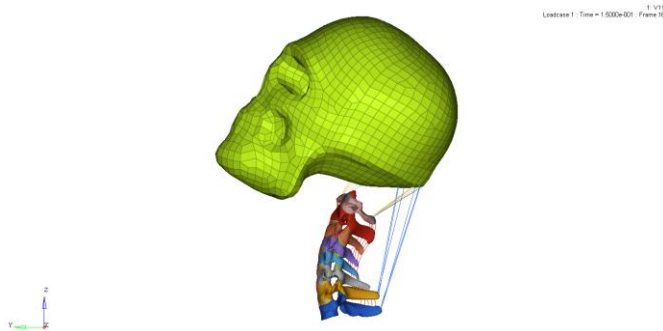


Obr. 7.3 Pozice krční páteře C1 – C7 + Th1 a silových prvků

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 (obr. 7.2) 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. 7.3). Při změně vstupních parametrů (působiště budící síly) je výsledná dynamika děje identická s předpokládanou hyperextenzí hlavy (obr. 7.4), tedy předpokládanými mechanismy poranění.



Obr. 7.4 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.

7.3.4. Prevence proti poranění v dopravě

Účinným nástrojem jsou opěrky hlavy, nejlépe aktivní a samozřejmostí je jejich povinné zavedení do výbavy vozidel.

Výsledky ukazují, že energii absorbující konstrukce opěrky a opěradla skutečně snižuje poranění krční páteře při zkouškách IIWPG (standardní impuls). Poranění krční páteře je častým následkem nehod v silničním provozu. Termín „whiplash“, tedy poranění krční páteře, se používá k popisu těchto zranění nebo poruch, ve kterých náhlý pohyb mezi hlavou a trupem vede k poškození měkkých tkání v krku.

I když zlepšení opěrky hlavy geometrie je prvním krokem ke snížení rizika zranění v případě nárazu zezadu, výzkum ukázal, že sedadla s dobrou geometrií opěrky hlavy ne vždy nabízejí dynamicky dobrou ochranu. Pokud sedadlo není správně navrženo, může figurína nepříznivě ztratit kontakt od opěradla a opěrky hlavy. Tyto problémy mohou být překonány vytvořením oblastí, které poskytují dobrou absorpci energie nebo včasné opření hlavy podle doporučení International Insurance Whiplash Prevention Group.

7.4. 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.

8 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 jejích 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 post-procesory 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.

9 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

[26] Stavba a funkce lidského mozku, [online]. Dostupné z www: <http://pfyziolfup.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>

[28] Kraniocerebrální traumata, [online]. Dostupné z www: 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

[30] Atlas anatomie, [online]. Dostupné z www: 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>

- [32] Soudní lékařství, [online]. Dostupné z www:
<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>
- [34] Anatomie člověka, [online]. Dostupné z www: <http://gb3c.wz.cz/vyuka/biologie/biologie.htm>
- [35] Vnitřní orgány lidského těla, [online]. Dostupné z www:
http://marta-l3.wbs.cz/Vnitрни_organу.jpg
- [36] Opěrná soustava, [online]. Dostupné z www:
<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 AQJC) + 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. Jason 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