České vysoké učení technické v Praze
Fakulta dopravní

Czech Technical University in Prague
Faculty of Transportation Sciences

Ing. Zuzana Schejbalová, Ph.D.

Metodologie testů pasivní bezpečnosti zranitelných účastníků nehod se zaměřením na dětskou populaci

Methodology of Testing of Vulnerable Road Users Passive Safety with Respect to Child Population

SUMMARY

This thesis deals with pedestrian passive safety with regard to child pedestrian and cyclist. Author's effort was aimed at research of methodology of passive safety testing related to vulnerable road users regarding to children population specification as a continuous research initiated in dissertation thesis. Related to fact that current legal certification procedure concerning children passive safety is based on child head form test only, several series of dynamical passive safety tests of vehicle M1 category collision with child dummy P6 were performed. The dummy was modified according to non-standard data acquisition demands related to locations.

The subject of the research described in the thesis is proposal and implementation of full-scale tests matrix, consequently the biomechanical load distribution analysis, the sensitivity analysis with regard to the variability of initial conditions and vehicle type. For the purpose of a pedestrian recognition, a vehicle response to contact with a pedestrian/cyclist was detected and the system limitation was formulated.

SOUHRN

Práce je zaměřena do oblasti pasivní bezpečnosti chodců a cyklistů, zejména dětí. Autorka navazuje na svou dizertační práci a zaměřuje se na metodiku testování úrovně pasivní bezpečnosti zranitelných účastníků dopravních nehod s přihlédnutím ke specifikům dětské populace. Vzhledem k faktu, že současná legislativa předepisuje v rámci homologačních zkoušek zaměřených na ochranu dětských chodců pouze test impaktorem dětské hlavy, bylo provedeno několik sérií dynamických zkoušek kolize vozidla kategorie M1 s dětskou figurínou typu P6 v konfiguraci chodec/cyklista upravenou pro sběr dat v požadovaných nestandardních měřících místech.
Předmětem výzkumné činnosti popsané v práci autorky je s využitím poznatků biomechaniky a pasivní bezpečnosti návrh a realizace matice full-scale testů s dětským chodcem/cyklistou, analýza distribuce biomechanické zátěže, její citlivostní analýza s ohledem na variabilitu počátečních podmínek a typ vozidla.
Pro účely rozpoznání střetu s chodcem je detekována odezva vozidla na kontakt s chodcem/cyklistou a formulována limitace systému.

Klíčová slova: pasivní bezpečnost zranitelných účastníků nehod, statistiky nehodovosti, specifika dětské populace, střetová konfigurace, postřetová kinematika chodce a cyklisty, testy impaktory, validace modelů, full-scale testy, detekce zrychlení a kontaktní síly, biomechanická kritéria

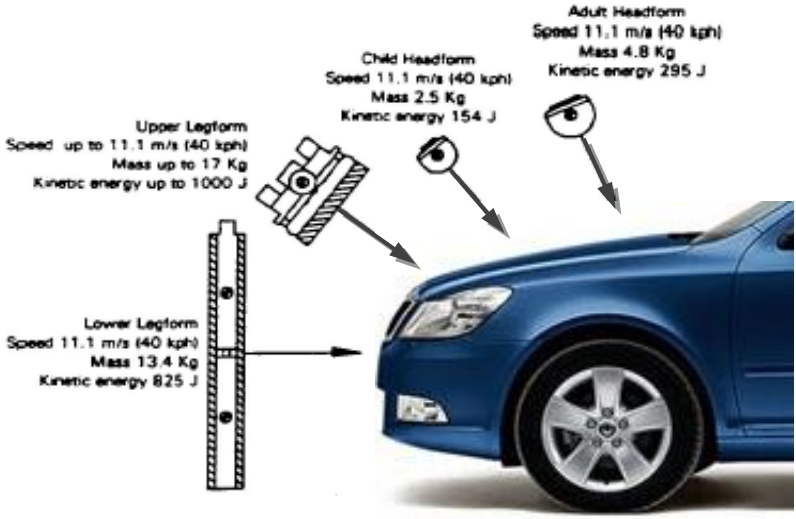
Keywords: Passive Safety of Vulnerable Road Users, Statistics of Road Traffic Accidents, Child Population Specifics, Impact Configuration, Post-Crash Kinematics in Pedestrians and Cyclists, Impactor Testing, Model Validation, Full-Scale Tests, Acceleration Detection, Contact Force Detection, Biomechanical Criteria

OBSAH

1. HISTORIE TESTŮ PASIVNÍ BEZPEČNOSTI ZRANITELNÝCH ÚČASTNÍKŮ NEHOD……6
2. METODY VÝZKUMU V PASIVNÍ BEZPEČNOSTI……....9
2.1 Stanovení biomechanických vlastností člověka včetně limitů vzniku poranění……9
2.2 Vytvoření modelu s vysokou úrovní biomechanické věrnosti a jeho validace (impaktor, dummy, matematický model)…… 11
2.2.1 Impaktory…… 11
2.2.2 Figurína typu Polar……...14
2.2.3 Matematické modely……....16
2.3 Metodiky testování úrovně ochrany při střetu s vozidlem….. 19
3. MATERIÁL A METODIKA TESTŮ S DĚTSKÝM CHODCEM A CYKLISTOU NA FD ČVUV PRAZE…… 20
3.1 Sledovaná biomechanická kritéria…….....21
3.2 Počáteční podmínky…… 24
3.3 Shrnutí hlavních markant primárního nárazu chodce……25
3.3.1 Citlivost full scale testů vozidlo-chodec na počáteční Podmínky…… 26
3.3.1.1 Primární střet…….....26
3.3.1.2 Pohyb po střetu, sekundární náraz……..…… 26
3.4 Shrnutí hlavních markant primárního nárazu cyklisty…….. 27
4. ZÁVĚR A DOPORUČENÍ……28
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY……31
CURRICULUM VITAE……..34

1. HISTORIE TESTŮ PASIVNÍ BEZPEČNOSTI ZRANITELNÝCH ÚČASTNÍKŮ NEHOD

V roce 1978 byl Evropskou komisí se zastoupením vlád jednotlivých evropských států založen výbor **EEVC** /European Enhanced Vehicle – Safety Committee/, který se začal zabývat výzkumem nehod vozidel s chodci. Tento program byl následně realizován ve výzkumných laboratořích různých evropských států.
V roce 1991 předložila pracovní skupina při EEVC /Working Group 10/ návrh metodiky testů a kritérií, která vycházejí z pravděpodobnosti vzniku závažných poranění chodce při čelním nárazu s vozidlem jedoucím rychlostí 40 km/h. Na základě tohoto návrhu byl v roce 1992 předložen koncept návrhu přizpůsobení směrnice 74/483/EHS týkající se vnějších výčnělků motorových vozidel, který byl však zamítnut Evropskou asociací výrobců automobilů ACEA z důvodu malé ekonomické efektivnosti. Následně byly vypracovány další ekonomické analýzy a roku 1996 byl Evropské komisi předložen koncept návrhu směrnice III/5021/96EN.[12]
Roku 1997 byla ustanovena další pracovní skupina při EEVC /Working Group 17/, aby testovací metodiky opět zhodnotila.
Roku 2001 předložila Evropská asociace výrobců automobilů ACEA vlastní legislativní návrh pro zlepšení ochrany chodců při střetu s automobilem, který vychází z metodik testů vytvořených pracovními skupinami **EEVC WG 10** a **17** a obsahuje mj. i návrh na zákaz výbavy automobilů předními ochrannými rámy, které byly tolik typické zejména pro terénní vozy. Evropský parlament 13. června 2002 tuto rezoluci zohledňující návrh výrobců automobilů přijal a vyzval ke vzniku právního rámce v této oblasti. Následně Evropská komise připravila návrh směrnice, která obsahuje druhy prováděných testů, limitní hodnoty, hodnocení a datum vstupu v platnost. Přijatá **směrnice 2003/102/ES** nabyla účinnosti 1. 10. 2005 a dle jejího znění musí od tohoto data všechny nové typy vozidel kategorie M1 schvalované pro provoz na pozemních komunikacích splňovat kritéria vycházející z legislativního návrhu ACEA na testování vozidel v první fázi v období let 2005 - 2010 [12].
Tato homologační metodika je založena na testování přídí vozidel impaktory, tedy nárazovými maketami, které reprezentují části těla dospělého chodce (hlava, stehno, dolní končetina) a hlavu dítěte. Tyto makety mají stanovené parametry a jsou urychlovány proti předem definovaným plochám či liniím na přídi vozidla.



Obr. 1 – Test impaktory dle metodiky EEVC *(European Enhanced Vehicle Committee)* [27]

Směrnice 2003/102/ES byla vzhledem k velmi přísným limitním kritériím předepsanými v tzv. druhé fázi zrušena ke dni 24. 11. 2009 a nahrazena Nařízením **78/2009/ES**, které je zakotveno v rámcové směrnici 2007/46/ES, kterou se stanoví rámec pro schvalování motorových vozidel a jejich přípojných vozidel, jakož i systémů, konstrukčních částí a samostatných technických celků určených pro tato vozidla. Dne 7. 1. 2013 byl schválen předpis **EHK 127**, který přejímá znění směrnice 78/2009 ES a v budoucím období se pravděpodobně stane součástí globální homologace.

Pasivní bezpečnost cyklistů je v současné době v rámci EU ošetřena pouze normou **EN 1078** (Přilby pro cyklisty a pro uživatele skateboardů a kolečkových bruslí). [16] V České republice je vybavení cyklistů ochrannými pomůckami předepsáno Zákonem o provozu na pozemních komunikacích (č. **361/2000 Sb**.) a je povinné pro cyklisty do 18 let věku.

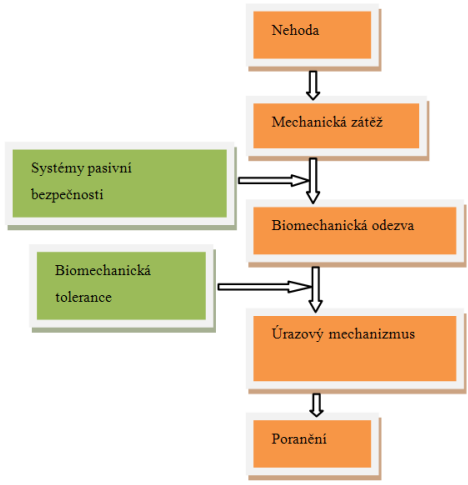
Tab. 1 - Přehled účinnosti nařízení 78/2009/ES [7, 23]

Provedení zkoušek:	Část	Limitní hodnoty u zkoušky s nárazem impaktoru					
		Dolní končetiny do nárazníku	Stehna do nárazníku	Stehna do náběžné hrany kapoty	Hlavy dítěte nebo malého dospělého do vršku kapoty	Hlavy dospělého do čelního skla	Hlavy dospělého do vršku kapoty
Na vozidlech	2.	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 35 km/hod;	v_n= 35 km/hod;	-
		max úhel dynamického ohybu kolena ≤ 21°;	okamžitý součet sil ≤ 7,5kN	okamžitý součet sil ≤5kN			
		max střižný posuv kolen. kloubu ≤ 6 mm	chybový moment ≤510Nm	ohybový moment ≤300Nm	≤ HPC 1000 na 2/3 test. plochy vršku kapoty	≤ HPC 1000 na celé test. ploše vršku kapoty	
		zrychlení horního konce holeně ≤ 200g			≤ HPC 2000 na 2/3 test. plochy vršku kapoty		
	3.	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 35 km/hod;	-	v_n= 35 km/hod;
		max úhel dynamického ohybu kolena ≤ 19°;	okamžitý součet sil ≤ 7,5kN	okamžitý součet sil ≤5kN	≤ HPC 1000 na 1/2 zkušební povrchové plochy		≤ HPC 1000 na 2/3 test. testovací plochy společně s impaktorem hlavy dítěte
		max střižný posuv kolen. kloubu ≤ 6mm	chybový moment ≤510Nm	ohybový moment ≤300Nm	≤ HPC 1000 na 2/3 test. testovací plochy společně s impaktorem hlavy dospělého		≤ HPC 1700 na zbývající části test. Plochy
		zrychlení horního konce holeně ≤ 170g			≤ HPC 1700 na zbývající části test. plochy		
Na systémech čelní ochrany	5. zkoušky dle2.	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 35 km/hod;	-	v_n= 35 km/hod;
		max úhel dynamického ohybu kolena ≤ 21°;	okamžitý součet sil ≤ 7,5kN	okamžitý součet sil ≤5kN	≤ HPC 1000 na celé test. ploše vršku kapoty		≤ HPC 1000 na celé test. ploše vršku kapoty
		max střižný posuv kolen. kloubu ≤ 6 mm	chybový moment ≤510Nm	ohybový moment ≤300Nm			
		zrychlení horního konce holeně ≤ 200g			hlava hmotnost 3,5kg;		hlava hmotnost 3,5kg;
	5. zkoušky dle 2.	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	v_n= 35 km/hod;	-	v_n= 35 km/hod;
		max úhel dynamického ohybu kolena ≤ 19°;	okamžitý součet sil ≤ 7,5kN	okamžitý součet sil ≤5kN	≤ HPC 1000 na celé test. ploše vršku kapoty		≤ HPC 1000 na celé test. ploše vršku kapoty
		max střižný posuv kolen. kloubu ≤ 6 mm	chybový moment ≤ 510 Nm	ohybový moment ≤300Nm			
		zrychlení horního konce holeně ≤ 170g			hlava hmotnost 3,5kg;		hlava hmotnost 3,5kg;
	5. (výjimky)	v_n= 40km/hod;	v_n= 40km/hod;	-	v_n= 35 km/hod;	-	
		max úhel dynamického ohybu kolena ≤ 24°;	okamžitý součet sil ≤7,5kN		≤ HPC 1000 na celé test. ploše vršku kapoty		
		max střižný posuv kolen. kloubu ≤7,5mm	chybový moment ≤510Nm				
		zrychlení horního konce holeně ≤ 215g					
		-	v_n= 40km/hod;	-	v_n= 35 km/hod;		
			okamžitý součet sil ≤9,4kN		≤ HPC 1000 na celé test. ploše vršku kapoty		
			chybový moment ≤ 640				

2. METODY VÝZKUMU V PASIVNÍ BEZPEČNOSTI

2.1 Stanovení biomechanických vlastností člověka včetně limitů vzniku poranění

Mechanizmem poranění rozumíme specifikaci fyzikálního působení vnějších vlivů na organizmus nebo jeho část. Následkem tohoto působení dochází k poranění. Kritéria poranění jsou důležitým nástrojem pro stanovení závažnosti nárazu. Kritéria poranění dávají do přímé souvislosti funkci fyzikálních parametrů (síla, zrychlení, atd.) s pravděpodobností vzniku poranění určitého tělesného segmentu. Kritéria poranění jsou ve většině případů navrhována a ověřována v rámci experimentálních studií.



Obr. 2 – Fáze vzniku poranění v důsledku dopravní nehody

Pro stanovení hodnot biomechanických kritérií se užívá řada přístupů a jejich kombinací [13]:

Testy na dobrovolnících – dobrovolníci jsou vystaveni působení akceleračního pole, popř. nárazové síle, přičemž je měřena hodnota těchto veličin na prahu bolesti a vzniku reverzibilních poranění. Výsledky mohou

být však zkresleny výběrem dobrovolníků, kteří nemusí reprezentovat průměrnou populaci, a rovněž zkreslení v podobě svalové tenze, která je přítomna při očekávání impaktnímu působení, není zcela zanedbatelné.

Testy s neživými objekty (PMHS) */Post Mortem Human Subjects/* - PMHS jsou instrumentovány a vystaveny impaktnímu násilí. Následná pitva odhalí konkrétní nastalá poranění, která jsou dávána do relace s naměřenými fyzikálními hodnotami. I tento způsob ovšem přináší úskalí v podobě zkreslení výsledků, dostupné testovací subjekty většinou fyziognomicky nereprezentují průměrnou populaci a nedisponují žádnými fyziologickými procesy. Vlastnosti subjektů závisí také na typu přípravy před vlastním testem. I když je možné různými technikami simulovat svalové napětí, efekt funkčního kosterního svalstva zde chybí.

Testy s biologickými náhradami – živé objekty ve stavu anestézie (nejčastěji primáti a prasata) suplují odezvy lidských jedinců. Tento typ testů umožňuje sledovat vliv nastalého poranění na vitální funkce. Nevýhodou je ovšem způsob přenesení anatomie a poranění náhradníků na biomechanickou odezvu člověka.

V případě **biomechanické tolerance u dětí** existují s ohledem na dosud známá fakta dvě protichůdné teorie. Na jedné straně panuje názor, že děti jsou menší a musí být tedy i zranitelnější, ale na straně druhé existuje mnoho případů např. pádů z výšky, kdy děti na rozdíl od dospělých přežily, což posiluje druhou teorii, že dětský organizmus je odolnější než dospělý. Pravda je pravděpodobně někde mezi těmito dvěma tvrzeními, záleží totiž na konkrétním typu nárazu a mechanizmu poranění [3]. Většina anatomických struktur (např. páteř, mozek, lebka) se vyvíjí s věkem. Nejedná se jen o strukturální změny, ale právě také o biomechanickou toleranci. Vývoj stanovení úrovně biomechanické tolerance dětského organizmu a bezpečnostních kritérií pro testy s dětskými figurínami je ve srovnání s dospělými stále pozadu. Ve výzkumu biomechanické tolerance existují totiž určité zejména společenské limity, které tento výzkum velmi omezují. Například není možné provádět testy s dětskými dobrovolníky. Dříve častěji prováděné testy s dětskými PMHS narazily zejména na vzniklé etické problémy, a proto je tento typ testů v současnosti spíše ojedinělý. Nabízí se tedy testování s užitím biologických náhrad, které, ačkoli je také eticky mírně kontroverzní, nabízí možnost využití biologických náhrad, jež jsou antropometricky bližší vybrané dětské populaci. Anatomické rozdíly následně vyžadují numerickou aproximaci. Optimální metodou se tedy jeví rekonstrukce reálných případů. Bohužel dětská antropometrická zařízení vykazují právě z nedostatku biomechanických dat výrazně nižší úroveň

biomechanické věrnosti než je tomu u figurín dospělých. Podobné nedostatky vykazují i softwarové modely.

Rekonstrukce reálných případů – pokud jsou dobře zaznamenány podmínky nehody a její následky ve smyslu poranění účastníků, lze ji rekonstruovat s využitím antropometrických zařízení. Tato technika je spíše než pro stanovení biomechanických limitů užitečná pro stanovení bezpečnostních kritérií. Výsledky měření se posléze dávají do souvislostí s vznikem reálných poranění. Nevýhodou tohoto postupu je většinou náročnost reprodukce reálných podmínek nehody, která je navíc ve velké míře ovlivněna subjektivitou. Další problém představuje úroveň biomechanické věrnosti antropometrických zařízení, proto jejich odezva reprezentuje pouze aproximaci a není totožná s odezvou reálných účastníků nehod.

Obdobu techniky rekonstrukce představuje rovněž užití softwarových modelů. Spolehlivost této metody je i v tomto případě limitována zejména věrností modelové reprezentace konkrétního lidského jedince. Přesto však tento způsob dovoluje přiblížit se lépe antropometrii konkrétního jedince, než je tomu při testech s antropometrickými zařízeními.

2.2 Vytvoření modelu s vysokou úrovní biomechanické věrnosti a jeho validace (impaktor, dummy, matematický model)

2.2.1 Impaktory

Při testování vozidel s ohledem na bezpečnost chodců se používají impaktory, které reprezentují jednotlivé části lidského těla. V testech dle metodiky EEVC WG 17 představují impaktory hlavu dospělého člověka, hlavu dítěte, stehno a dolní končetinu.

- **Impaktory hlavy**

Impaktor hlavy dospělého člověka má hmotnost 4,8 kg s tolerancí 0,1 kg, vnitřní část – koule je vyrobena z hliníku a vykazuje homogenní strukturu. Tato koule je kryta „syntetickou kůží“ tloušťky 13,9 ± 0,5 mm, která pokrývá více než polovinu hliníkové „hlavy“. Impaktor dětské hlavy má hmotnost 2,5 kg s tolerancí 0,05 kg a stejně jako impaktor hlavy dospělého člověka se skládá z pěti částí. Rozdíl je kromě hmotnosti již jen v průměru koule, který činí 130 mm s tolerancí 1 mm, rovněž syntetická „kůže“ má odlišnou tloušťku 11,0 ± 0,5 mm. [27]

Obr. 3 – Impaktory hlavy [17]

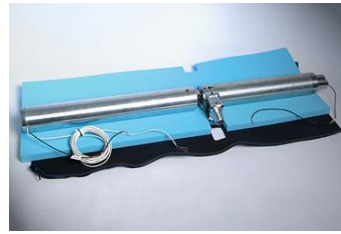
- **Impaktor stehna**

Třetí impaktor představuje stehno dospělého člověka. Impaktor se skládá z trubky obalené elastomerovou pěnou simulující lidskou tkáň. Při testech nemá tento impaktor jako jediný pevně stanovenou hmotnost. V závislosti na tvaru přídě testovaného vozidla se jeho hmotnost pohybuje od 10 do 17 kg.
Celková hmotnost impaktoru stehna zahrnuje části propulzního systému a vodících komponent, které tvoří efektivní část impaktoru během nárazu včetně přídavných závaží. [29]

Obr. 4 – Impaktor stehna [29]

- **Impaktor dolní končetiny (TRL)**

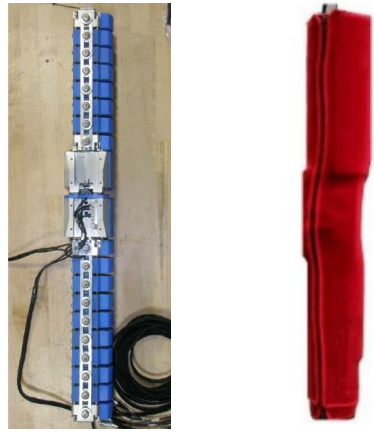
Poslední z řady impaktorů reprezentuje dolní končetinu dospělého člověka. Impaktor se skládá ze dvou válců reprezentujících femur a tibii o průměru 70 ± 1 mm, které jsou obaleny 25 mm vrstvou pěny Confor™ typu CF-45, „kůže“ je tvořena neoprenovou pěnou oboustranně překrytou 0,5 mm silnou nylonovou tkaninou. Celková tloušťka „kůže“ činí 6 mm. [29]



Obr. 5 - Impaktor dolní končetiny [29]

- **Impaktor dolní končetiny (Flex-Pli) [9]**

V roce 2000 iniciovala Japonská asociace automobilových výrobců. (JAMA) a Japonský výzkumný automobilový institut (JARI) vývoj flexibilního impaktoru dolní končetiny Flex-PLI /Flexible Pedestrian Legform Impactor/. První návrh impaktoru byl hotov v roce 2002, následná verze, tzv. model Flex-GT v roce 2006. Technická hodnotící komise (Flex-TEG), která sdružuje jak subjekty na straně zákonodárné tak i výrobce, v současné době hodnotí možnost použití tohoto impaktoru v rámci tzv. Global Regulation on Pedestrian Safety (PS-GTR). [19] Po revizi designu navrženého impaktoru byl tento akceptován v následující podobě (viz Obr.6).



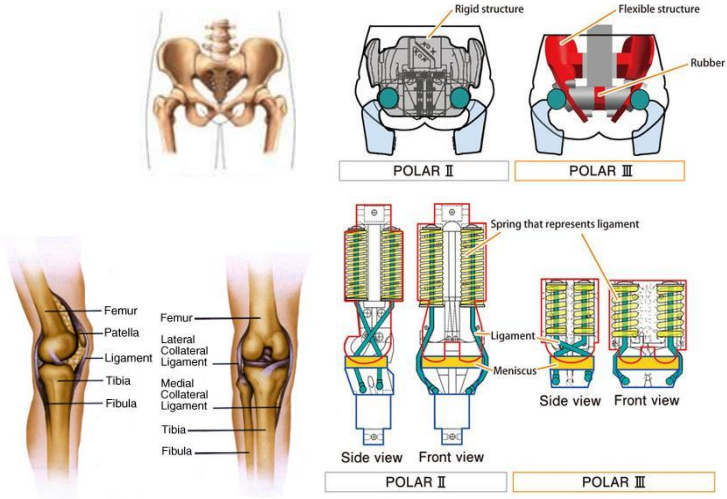
Obr. 6 - Impaktor dolní končetiny Flex –Pli, vlevo bez obalu, vpravo komplet pro test [9, 11]

2.2.2 Figurína typu Polar [20,21]

I když schválená legislativa předepisuje metodiku testování přídí vozidel pomocí impaktorů, jsou z nutnosti sledování vzájemné interakce jednotlivých částí těla chodce pro účely maximalizace biofidelity prováděny testy s figurínami. Za tímto účelem byla v roce 1998 vyvinuta firmou Honda Motor Co., Ltd. speciální figurína Polar, nyní používaná s označením Polar III. (již 3. generace). Figurína je vysoká 175 cm a má hmotnost 75 kg. První verze figuríny Polar byla vyvinuta v roce 1998 jako kombinace modifikovaných komponent figurín Hybrid III a THOR, která měla posloužit k demonstraci kinematiky chodce při kolizi s vozidlem.

Obr. 7 – Validace figuríny typu Polar testem s PMHS [6]

Modifikace zahrnovaly úpravu kolenních kloubů v podobě simulace měkké tkáně, pružnou část tibie a začlenění dvou kloubů do hrudní a bederní oblasti páteře ke zlepšení bočního ohybu. Po ověření počítačovými simulacemi a četných experimentech byly provedeny ještě požadované modifikace femuru, kolenního kloubu a změn modelace měkkých tkání dolních končetin. Tato nová verze poskytovala lepší biomechanickou odezvu, ale dodatečné úpravy byly koncipovány pro simulaci kinematiky nárazu v rychlosti 32 km/h, tudíž bylo nutné vyvinout novou verzi, zvanou Polar II, představenou v roce 2000, u níž došlo k dalším konstrukčním úpravám. Byl užit nový kolenní kloub kopírující lidskou geometrii a nová pružná tibie. Ramenní kloub byl rovněž upraven z důvodu zlepšení exkurzibility v rámci fyziologického rozsahu. Také instrumentační osazení bylo rozšířeno, a to jak v případě dolních končetin tak i hrudní a bederní oblasti páteře k monitoringu pohyblivosti páteře. [20, 21]



Obr. 8 – Porovnání konstrukce pánve a kolena figurín Polar II a Polar III s reálnou předlohou [20]

V roce 2008 představila Honda Motor Co., Ltd. již třetí generaci figuríny POLAR III. Tentokrát se konstrukční vylepšení týkala oblasti pánve, stehna a kolena, protože právě tyto oblasti jsou nejvíce ohroženy při kolizi se stále více rozšířenými vozidly typu SUV a minivanů. Při návrhu konstrukce jednotlivých substruktur byly použity nové materiály a uplatněné

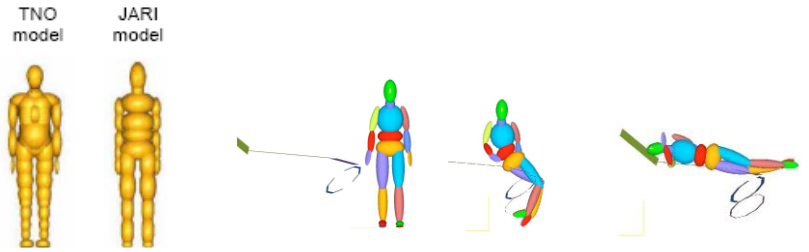
konstrukční prvky jsou tvarově modifikovány za účelem přiblížení biomechanické odezvy reálné předloze, tedy člověku.[21]

2.2.3 Matematické modely

Vzhledem k faktu, že testování vozidel pomocí reálných zkoušek s impaktory či zkušebními figurínami vykazuje vysoké náklady na realizaci, zvolily výzkumné laboratoře aplikaci doplňující metody, a sice matematického modelování. Tyto metody doposud nejsou náhradou reálných zkoušek, ale budoucí výzkumné vize považují tuto substituci za realistickou. Matematické modely by se měly stát snadným prostředkem k získání informací o odezvách lidského organizmu na jednotlivé konstrukční změny ještě ve fázi vývoje. Na rozdíl od fyzických modelů jsou matematické modely mnohem více variabilní, ať už v možnostech nastavení fyzických parametrů modelu nebo ve variantnosti počátečních podmínek simulovaného střetu. Nevýhoda virtuálních modelů spočívá v kvalitě aproximace reálného děje, podmíněná implementací poznatků v oblasti biomechaniky, analýzy reálných dopravních nehod či rozvoje simulačních softwarů.

Simulační modely v oblasti úrazové biomechaniky využívají principiálně dva přístupy.

První z metod je sestavení matematického modelu z tuhých těles navzájem spojených kinematickými dvojicemi a silovými prvky. Pro řešení takovéto dynamické úlohy je použit simulační program s přístupem **MBS** ***/Multi-Body System/*** a je popsán soustavou diferenciálních rovnic druhého řádu.

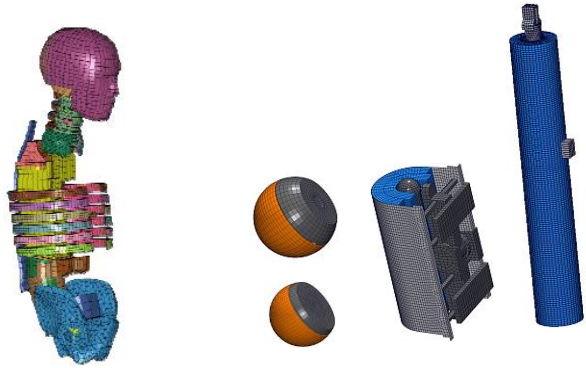


Obr. 9 – MBS modely 50% figurín [2]

Druhou metodou je vytvoření soustavy jako poddajné struktury diskretizované přístupem dle **FEM** ***/Finite element method/.*** Tento princip

se využívá při řešení deformačních struktur vozidel nebo deformací biologických struktur.

Principem FEM je rozdělení skutečné konstrukce na prvky, které vyplňují její objem, plochu a délku. Metodou FEM se modelují kromě impaktorů i tzv. **„human-based“** a **„dummy-based“** modely.



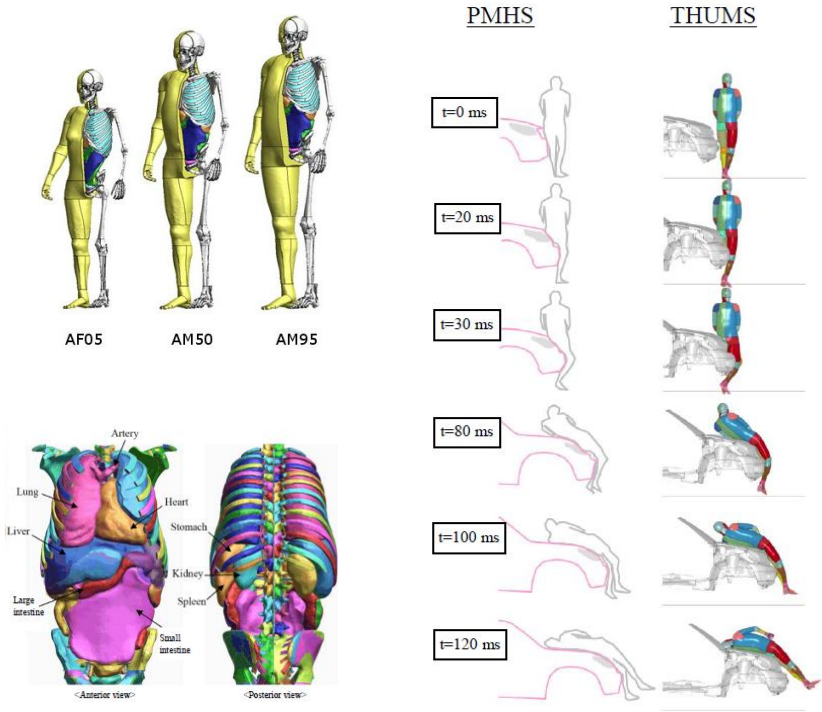
Obr. 10 – FE model figuríny Hybrid III [4], FE modely impaktorů [24]

Tzv. Dummy-based modely reprezentují chování jednotlivých substruktur zkušebních figurín (např. Hybrid III, viz obr. 10) Testovací figuríny jsou konstruovány s ohledem na fakt, aby byly při nárazových testech použitelné opakovaně. Z tohoto důvodu vykazují jednotlivé konstrukční podskupiny ve srovnání s lidským tělem jednoduchou geometrii a jsou použity materiály s jasně definovanými parametry. Korelaci naměřených hodnot impaktního násilí s možným vznikem a rozvojem poranění u lidského jedince je proto možné provést pouze pomocí kritérií poranění, která vycházejí převážně ze statistických výzkumů. Z výše uvedeného tedy vyplývá, že optimalizace konstrukce vozidel se děje de facto převážně na základě testů s těmito antropometrickými zařízeními. Nedostatky reálných figurín a jejich matematických FEM modelů spočívají hlavně v posuzování možnosti vzniku poranění krku, speciálně poranění „Whiplash“ pouze z hodnot zrychlení, sil a momentů a dále pak v případě poranění hrudních a břišních orgánů pouze z deformací, jejich rychlosti a sil. Dalšími nedostatky jsou nemožnost simulace fraktur kostí či mechanického porušení měkkých tkání, popř. demonstrace větších deformací vnitřních orgánů.

Zejména tato výše uvedená fakta vedla k vytvoření virtuálního „Human-based“ modelu **THUMS** ***/Total HUman Model for Safety/.*** [5, 26, 28]Tento model vyvinutý firmou Toyota umožňuje simulovat následky impaktního

působení nad rámec měřených veličin na testovacích figurínách. Model dovoluje pozorovat distribuci a rozsah poranění v různých částech těla vzniklých následkem kolize.

THUMS model je v současné době používán převážně pro analýzu a zmírnění následků „Whiplash“ poranění a také ve stojící pozici jako chodec. Model chodce byl získán modifikací sedícího a to v oblasti kolen, kyčelních kloubů, loktů, ramen a páteřních kloubů.



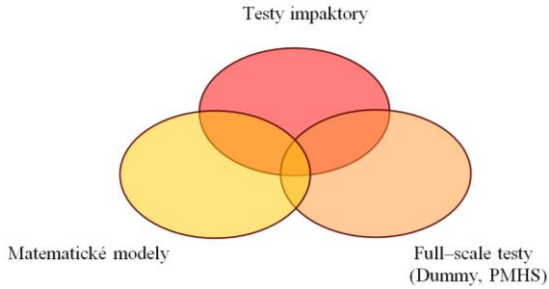
Obr. 11 – FE model THUMS [8, 14, 30]

V současné době již existuje „rodina“ modelů THUMS, a sice 95% muž, 50% muž (AM50), 5% žena (AF05), šestileté a tříleté dítě.

Celý model byl validován na základě testů s PMHS a umožňuje provádět virtuální rekonstrukce reálných případů včetně simulace biomechanické zátěže konkrétních vnitřních orgánů. U chodce je tedy možné například

sledovat zatížení krční páteře, mozku, srdce a dalších vnitřních orgánů, stejně tak jako fraktur žeber či dlouhých kostí končetin.

2.3 Metodiky testování úrovně ochrany při střetu s vozidlem

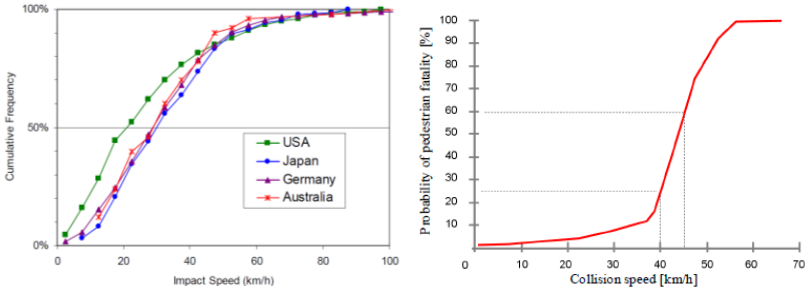


Obr. 12 – Testovací objekty pro výzkum pasivní bezpečnosti

Homologační metodika i spotřebitelské testy Euro NCAP jsou založeny na testování přídi vozidel impaktory, viz kapitola 1. Pro potřeby homologace s maximální unifikací počátečních podmínek testů se jeví optimálně, ovšem pro další výzkum je nutné i nadále využívat full scale testy, které ať již v reálné či virtuální podobě umožní rekonstruovat kinematiku chodce či cyklisty včetně vzájemného ovlivnění jednotlivých tělesných segmentů a časového odvíjení jejich kontaktů s vozidlem.

Obr. 13 – Full-scale testy s chodcem a cyklistou [31, 32]

Jak homologační metodika, tak i výzkumné aktivity jsou zaměřeny na kolize vozidel s chodci a cyklisty při rychlostech okolo 40km/h. Právě tato střetová rychlost je rychlostí, do níž se odehraje zhruba 80% všech střetů s chodci a zároveň výrazně stoupá riziko úmrtí chodce v důsledku nehody (viz obr.14).



Obr. 14 – Distribuční funkce vlevo: závislost celkového počtu nehod s chodci na střetové rychlosti [22], vpravo vznik smrtelného zranění chodce na střetové rychlosti [1]

3. MATERIÁL A METODIKA TESTŮ S DĚTSKÝM CHODCEM A CYKLISTOU NA FD ČVUT V PRAZE

Záměrem experimentální části práce byla realizace matice testů přídí různých typů vozidel jinou, než impaktorovou metodikou dle 78/2009 ES, tj. s celou figurínou, která je zástupcem šestileté dětské populace, která byla shledána rizikovou z hlediska participační četnosti v roli chodce, resp.cyklisty. (viz dizertační práce autorky) Homologační metodika 78/2009 se vztahuje na schvalování typu motorových vozidel s ohledem na ochranu chodců a ostatních nechráněných účastníků silničního provozu, tedy i cyklistů. Z hlediska okrajových podmínek byl testován mezní případ střetu dětského chodce (výška 117 cm, hmotnost 22 kg) a dětského cyklisty s osobním vozidlem.

Sestavena byla následující matice testů:

Tab. 2 – Matice realizovaných dynamických zkoušek

	Škoda Roomster	**Škoda Octavia**	**Škoda Yeti**	**Škoda Yeti**
	Realizace 2009	Realizace 2010	Realizace 2011	Realizace 2012
Dětský chodec (celkem 13 testů)	Nárazová rychlost 10, 20, 30 km/h, 2 testy	Nárazová rychlost 10, 20, 30 km/h	Nárazová rychlost 10, 20, 30 km/h	Nárazová rychlost 20 km/h, 3 testy
Dětský cyklista (celkem 4 testy)	x	x	Konfigurace 1: s/bez helmy zboku, 20km/h, 2testy	x
			Konfigurace 2: zezadu, 30km/h	Konfigurace 2: zezadu, 30km/h

3.1 Sledovaná biomechanická kritéria

Pro evaluaci provedených testů byla jako východisko zvolena vybraná biomechanická kritéria užívaná při posouzení míry biomechanické zátěže při testech pasivní bezpečnosti vozidel. [6,10,15,18,26]

- **Kritérium poranění hlavy HPC**

V současnosti nejčastěji používaným kritériem je HPC */Head Performance Criterion/*, kde vstupní hodnotou jsou zrychlení měřená v těžišti hlavy. Výpočet hodnoty kritéria má následující podobu:

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

kde a = výsledné zrychlení [g], t_1 a t_2 = časové okamžiky v průběhu nárazu, určující počátek a konec intervalu, pro nějž je hodnota HPC nejvyšší. Pro „tvrdý“ náraz se pro výpočet max. hodnoty uvažuje časový interval 15 ms

(HPC_{15}). Limitní hodnota kritéria HPC je 1000 – limit udává 50% pravděpodobnost vzniku závažného poranění hlavy AIS2+, k poranění závažnosti AIS 4+ dojde s pravděpodobností menší než 20 %.
Pozn.: Dle amerického standardu FMVSS 208 „Occupant crash protection“ je limitní hodnota kritéria HPC_{15} pro šestileté dítě 700.

- **Kritérium 3 ms**

Používá se rovněž pro hodnocení biomechanického zatížení hlavy a jeho limitní hodnota 80g je definována pro časové působení o délce 3 ms. Limitní hodnota tohoto kritéria v případě poranění hrudníku je 60 g (55 g pro šestileté dítě dle EHK 44).
Pozn.: Dle amerického standardu FMVSS 208 „Occupant crash protection“ je limitní hodnota kritéria 3ms pro hlavu šestiletého dítěte 60 g.

- **Kritérium a_{max} pro pánev**

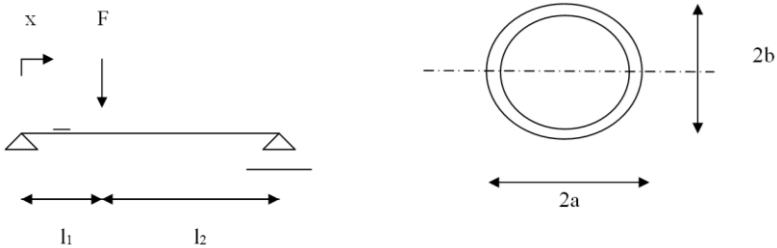
Maximální hodnota výsledného zrychlení pánve nesmí přesáhnout 130g. (dle FMVSS 214)

- **Kritérium a_{max} pro koleno**

Maximální hodnota výsledného zrychlení kolena nesmí přesáhnout 170g. (dle EC 78/2009)

- **Kritérium max. síly na ohyb stehenní kosti**

Limit této síly není přesně definován, v případě dospělého femuru se dle publikovaných studií limitní hodnoty pohybují od 1,5 do 4kN. Levine [10] publikoval následující limitní hodnoty rezistence vůči fraktuře: 3,92kN pro mužský femur a 2,58kN pro ženský femur. Pro případ posouzení velikosti limitní síly při namáhání diafýzy dětského femuru na ohyb je možné provést následující numerické přiblížení:



Obr. 15 - Femur jako statický nosník(vlevo), příčný řez femurem (vpravo)

Pokud známe vlastnosti kortikální kosti femuru dítěte [15]

$$\sigma_m = 160\ MPa$$

a budeme-li považovat diafýzu za kortikální trubku eliptického průřezu s rozměry:

$$a = 0{,}015\ m$$
$$b = 0{,}014\ m$$

Pak pro moment setrvačnosti k vyznačené ose y platí:

$$I_y = \frac{\pi}{4}\left[ab^3 - (a-t)(b-t)^3\right],$$

kde *t* je tloušťka kortikální kosti (stěny trubky)

$$I_y = 1{,}8696 \cdot 10^{-8}\, m^4$$

Ohybový moment v místě působení síly F je definován vztahem:

$$M_{\max} = \frac{F_m l_1 l_2}{l_1 + l_2}$$

a v tomto případě platí, že

$$M_{\max} = 0{,}0588 \cdot F_m$$

Pak je možné mezní hodnotu napětí formulovat jako:

$$\sigma_m = \frac{M_{\max}}{I_y} b = \frac{0{,}0588 \cdot F_m}{I_y} b$$

a odtud

$$F_m = 3634N$$

Při výpočtu této hodnoty byla použita řada aproximačních zjednodušení, kdy uvažujeme zatížení statickou silou a struktura stehenní kosti je reprezentována trubkou tvořenou kortikální kostí eliptického průřezu, který je konstantní po celé délce diafýzy. Ve skutečnosti ovšem průřez konstantní není a tloušťka kortikální kosti je rovněž různá (je tenčí v oblasti metafýz).

3.2 Počáteční podmínky

a) **Pozice figuríny - chodce** - čelem ke kolidujícímu vozidlu, stoj spatný v prodloužení podélné osy vozidla (viz obr. 16)

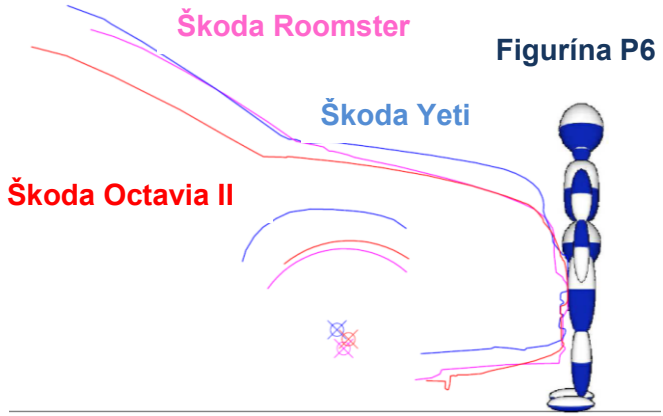
Obr. 16 – Pozice figuríny vzhledem ke kolidujícímu vozidlu

b) Pozice figuríny - cyklisty

- **konfigurace 1** (obr. 17 vlevo): čelo osobního automobilu – levý bok cyklisty (představuje náhlé vjetí cyklisty do vozovky, nedání přednosti…), provedeny 2 testy v konfiguraci 1: s cyklistickou přilbou a bez ní
- **konfigurace 2** (obr. 17 vpravo): čelo osobního automobilu – záď cyklisty (představuje nedobrzdění, nedokonaný vyhýbací manévr…)

Obr. 17 – konfigurace nárazu – konfigurace 1 (vlevo), konfigurace 2 (vpravo).

3.3 Shrnutí hlavních markant primárního nárazu chodce



Obr. 18 – vzájemné porovnání konfigurace střetu vozidel Škoda Roomster, Škoda Octavia II, Škoda Yeti vs. figurína P6.

- **hlava:** nejnižší hodnoty kritéria HPC i a 3ms při testu s vozidlem Škoda Roomster, nejrychlejší náběh zrychlení i nejvyšší hodnoty biomechanických kritérií zjištěny při testech s vozidlem Škoda Octavia II. Nutno dodat, že se jedná o dosažení podlimitních hodnot, které by v případě reálné kolize znamenaly ohrožení hlavy dětského chodce zhruba z 35 % lehkým poraněním (odřeniny, pohmožděniny), ze 14 % středně těžkým (např. zlomenina čelisti) a ve 45 % případů by ke zranění nedošlo.

- **hrudník:** se vzrůstající BLEH (výška náběžné hrany kapoty) potvrzeno zvyšující se zatížení hrudníku při primárním nárazu (příznivější průběh u střetu s vozidlem Škoda Roomster, nejméně příznivý byl střet s vozidlem Škoda Yeti). U testů při kolizních rychlostech okolo 30 km/h byly u Škody Yeti zjištěny cca dvojnásobné hodnoty kritéria 3ms ve srovnání s ostatními testovanými vozidly. Což by znamenalo cca v 85 % zhmoždění plic, srdce, popř. i natržení aorty, zatímco u testů z let 2009 a 2010 je toto riziko jen cca 25 %.

- **pánev:** zejména pro vyšší kolizní rychlosti (nad 20 km/h) se hodnota maximálního zrychlení působícího na pánev při primárním nárazu zvyšuje s ohledem na rostoucí výšku prvotního kontaktu – to je dáno zejména geometrií přídě vozidla.

- **koleno:** limitní hodnota 170 g byla překračována již při rychlostech nárazu 20km/h (Škoda Octavia a Yeti) lze tedy předpokládat poranění kolenního kloubu, popřípadě frakturu bérce v oblasti metafýzy či epifýzy. Při rychlostech okolo 30 km/h, dosahují hodnoty zrychlení až 260g (Škoda Yeti).

- **síla na stehenní kost:** při rychlostech okolo 30km/h dosahují hodnoty síly působící na stehenní kost hodnot okolo 3,5 kN, kterou lze s ohledem na provedené numerické přiblížení již považovat za limitní. U dvou ze čtyř provedených testů při nominální nárazové rychlosti 30km/h byla limitní hodnota výrazněji překročena. Důvodem byla výška prvotního kontaktu (Škoda Yeti - 3816N) a vyšší okamžitá nárazová rychlost 31,9 km/h (Škody Roomster - 4750N) a počáteční pozice figuríny viz následující kapitola.

3.3.1 Citlivost full scale testů vozidlo-chodec na počáteční podmínky

3.3.1.1 Primární střet

Ustavení figuríny - silná souvislost výsledků naměřených hodnot s přesností ustavení figuríny – poloha dolních končetin, horních končetin, úhly mezi segmenty/klouby (např. úhel mezi pánevním a stehenním segmentem).

Okamžik ztráty kontaktu s vozovkou - výslednice zrychlení jsou ovlivněny zejména okamžikem, kdy dojde ke ztrátě kontaktu figuríny s vozovkou – a polohou místa převládajícího kontaktu,

Vzájemná provázanost segmentů figuríny => vzájemný přenos sil/momentů mezi jednotlivými segmenty a tedy vzájemné provázání signálů

3.3.1.2 Pohyb po střetu, sekundární náraz

Faktory (dle závažnosti vlivu):

- **přesnost zkoušky** – excentricita nárazu – figuríně je udělena rotace kolem její podélné osy z
- **ovlivnění kabeláží** – v případě kolize s dolní končetinou zapříčiňuje stočení figuríny (udělení rotace), dále možnost

ovlivnění postřetového pohybu „pohlcením“ smyčky kabelu přídí automobilu

- **zadržení nohou** – např. u zkoušky 203 došlo k zadržení/zaseknutí špiček nohou o spodní hranu krytu nárazníku
- **variace nárazové rychlosti**

3.4 Shrnutí hlavních markant primárního nárazu cyklisty

- **hlava:** hlava figuríny P6 v pozici cyklisty dopadá na kapotu automobilu (Škoda Yeti) přibližně na úrovni WAD1200 (v závislosti na výšce sedla jízdního kola).

Provedenými testy v konfiguraci 1 byl znázorněn přínos ochranných pomůcek pro cyklisty, konkrétně ochranné přilby, což se projevilo zejména během sekundární kolize. Při testu bez ochranné přilby by byl dětský cyklista v důsledku sekundární kolize významně ohrožen na životě, a to cca ze 16 %, s pravděpodobností 38 % by nastalo poranění závažnosti AIS 5, ve 28 % poranění hlavy závažnosti AIS 4. V důsledku sekundárního nárazu při testu s použitím ochranné přilby pro cyklisty by v reálném případě v 89 % dětský cyklista vyvázl bez zranění a pouze v 8 % by utrpěl zranění lehké, jako jsou odřeniny a pohmožděniny. [26]

Primární kolize by v obou testech ve svém důsledku neznamenala pro cyklistu žádné ohrožení na zdraví ve smyslu poranění hlavy.

Pozn: Rozdíl vypočtených hodnot kritéria poranění hlavy HPC15 nemůžeme spatřovat pouze v použití či absenci cyklistické přilby. Jak vyplynulo z již provedených kolizí s chodci, je sekundární náraz jevem s vysokým stupněm neurčitosti. Na obrazových záznamech je patrná u obou testů konfigurace 1 odlišnost sekundární kolize v podobě většího podílu tečné síly ve 2. z testů, tedy sunutí, které zmenšuje výslednou biomechanickou zátěž. Počáteční podmínky obou testů byly zvoleny s ohledem na maximální porovnatelnost.

U provedeného testu v konfiguraci 2, při němž byl naměřen časový průběh zrychlení, bylo překročeno biomechanické kritérium 3ms působící na hlavu figuríny, kritérium HPC překročeno nebylo. K překročení limitu došlo během kontaktu hlavy (resp. hlavy opatřené cyklistickou přilbou) s kapotou automobilu. Tento výsledek znovu poukazuje na fakt, že kritérium HPC

není vhodným komplexním kritériem pro vyhodnocení závažnosti poranění hlavy. (viz závěr)

- **hrudník:** limitní hodnota kritéria 3ms pro poranění šestiletého dítěte (55 g dle EHK 44) u zkoušek v konfiguraci 1 byla při sekundárním nárazu lehce překročena. Tato zjištěná hodnota by pro potenciálního cyklistu měla za následek v 58% vznik minimálně závažného poranění AIS 3+ (kontuze plic, popř. srdce s hemothoraxem či pneumothoraxem). [26]

Zkouška v konfiguraci 2 by pro reálného dětského cyklistu měla za následek vznik poranění závažnosti AIS 3+ zhruba v 46% (tedy při vyšší střetové rychlosti nižší biomechanická zátěž než při konfiguraci 1).

- **pánevní oblast:** limit maximálního zrychlení a_{max} 130 g nebyl překročen při žádné z provedených zkoušek. Nejvyšší hodnota 64,2 g byla v rámci série testů zjištěna u testu konfigurace 2 při primárním nárazu, kdy lze očekávat vznik lehkých poranění typu zhmoždění dané lokality.

- **koleno:** limit maximálního zrychlení pro koleno a_{max} 170 g nebyl překročen při žádné z provedených zkoušek. U konfigurace 1 lze očekávat lehčí zhmoždění kloubu. U konfigurace 2 ke kontaktu kolenního kloubu s vozidlem nedochází, hodnota maximálního zrychlení 34,3g nepředstavuje podstatné riziko vzniku poranění.

4. ZÁVĚR A DOPORUČENÍ

Kritérium pasivní bezpečnosti chodců při střetu s vozidlem se stalo jedním z hodnotících kritérií pro bezpečnost osobních vozidel. Testování vozidel v rámci homologace je založeno na impaktorových zkouškách přídí vozidel s přesně stanovenými parametry (geometrie kontaktních zón, hmotnost impaktoru, rychlost, úhel dopadu, atd.)
Četné studie prokázaly, že nejčastější poranění chodců bez rozdílu věku je poranění hlavy a v případě dětských chodců není v rámci homologačních zkoušek brán ohled na žádný jiný tělesný region. **Na základě sledovaného souboru dětských pacientů byla stanovena riziková věková skupina, která nejčastěji participuje na dopravních nehodách s chodci.** Jedná se o děti na počátku povinné školní docházky ve věku okolo šesti let, přičemž

právě tato významná sociální změna v životě dítěte je hlavním predikátorem pro toto prvenství.
Byla navržena matice testů střetu osobních vozidel různých typů s dětským chodcem a cyklistou včetně metodiky provedení, pořízení dat a dokumentace. V průběhu realizace testů (2009 – 2012) byly implementovány nové technologie např. pro postřetovou dokumentaci objektů (3D skenování).
Realizací těchto testů bylo zjištěno, že samotný střet s vozidlem při rychlostech do 30 km/h není svými následky tak závažný, jako kontakt s vozovkou. Dětský chodec je při střetu obecně vystaven vyšší biomechanické zátěži v porovnání s dětským cyklistou, dochází u něj totiž k přímému kontaktu s čelní maskou vozidla v oblasti koleno – hrudník, u cyklisty vzhledem k vyšší poloze těžiště se projevuje větší podíl smýkání po kapotě.
Hlava dětského chodce i cyklisty dopadá při testovaných konfiguracích do testovací oblasti dle metodiky 78/2009 ES. Kritérium hodnocení úrovně biomechanické zátěže hlavy HPC, které je založeno na výpočtu na základě časového průběhu výsledného lineárního zrychlení, se několikrát ukázalo jako neobjektivní, zejména v konfrontaci s vysokorychlostním záznamem postřetového pohybu figuríny. **Pro komplexní posouzení biomechanické zátěže je nutné detekovat i úhlové zrychlení hlavy, zejména pro případ sekundárního nárazu**, stejně tak jako síly a momenty v krční páteři.
Geometrie přídě vozidla má znatelný vliv zejména na biomechanickou zátěž hrudníku a pánve, což se v případě testu s kompaktním SUV Škoda Yeti prokázalo při rychlosti okolo 30km/h dvojnásobnými hodnotami biomechanické zátěže hrudníku a o třetinu vyšší zátěží pánve. V případě zátěže dolních končetin, je limit zrychlení kolena překračován již při rychlostech kolem 20km/h bez zřetelné vazby na typ kolizního partnera.
Měření kontaktní síly působící na ohyb stehenní kosti přesahuje numericky stanovený limit při kolizních rychlostech okolo 30km/h.
Testy s cyklisty konfigurace 1 potvrdily jednoznačný pozitivní vliv cyklistické přilby. Ze zjištěného výsledku jednoznačně plyne nutnost použití cyklistické přilby zejména s ohledem na její účinek při sekundárním nárazu. Biomechanická zátěž cyklistovy hlavy (v konfiguraci 1) je řádově shodná se zátěží hlavy chodce, zátěž ostatních segmentů je ve srovnání s chodcem cca poloviční.
Citlivostní analýzou byly zjištěny vlivy jednotlivých faktorů na průběh testu včetně průběhu výsledných zrychlení na jednotlivých segmentech a jejich vzájemné ovlivnění. Z těchto poznatků vyplývá velmi obtížná unifikace počátečních podmínek v případě full-scale testů, a tedy i zavedení

impaktorové testovací metodiky pro účel homologace vozidel. **Jak se ale ukázalo, v případě vozidel SUV je biomechanická zátěž hrudníku a pánve dítěte kritická již při nižších rychlostech střetu, což metodika testů impaktory nezohledňuje.**

Současný vývoj směřuje k rozšiřování systémů, jež jsou schopny v rámci prevence vzniku nehod či minimalizaci jejich následků, aktivně zasáhnout do podélné dynamiky vozidla, či do jeho směrového vedení. **Systémy aktivní kapoty, popř. airbagů pro chodce jsou principiálně založeny na detekci překážky (chodce) a okamžité aktivaci systému. Instrumentací vozidla s cílem detekovat odezvu na náraz s chodcem a cyklistou byla zjištěna silná závislost na přesnosti slícování jednotlivých otvíratelných a odnímatelných částí karosérie, což může mít značně negativní vliv na funkčnost systému po neodborných zásazích do konstrukce vozidla**, např. po opravách.

Z výsledků práce vyplývá nezbytnost realizace full-scale testů na úrovni základního výzkumu jak pro potřeby výrobců automobilů, tak pro tvorbu homologační metodiky. Budoucí vývoj v oblasti homologace spěje k implementaci vysoce biomechanicky věrných nárazových maket a virtuálních modelů, na základě výsledků této práce se nabízí návrh na zvážení rozšíření stávající metodiky o test impaktorem dětského hrudníku pro vozidla s vyšší řídící hranou kapoty (detekce zrychlení a deformace) alespoň za účelem monitorování. Vzhledem k omezeným fyzikálním možnostem na straně vozidla je prvek aktivní kapoty a airbagu pro chodce bezesporu významným zlepšením úrovně pasivní bezpečnosti chodců, pokud bychom však požadovali zavedení co nejefektivnějšího opatření na ochranu chodců, dostáváme se již do oblasti systémů pro prevenci střetů, které aktivně ovlivňují parametr rychlosti nárazu, jenž je pro následky těchto nekompatibilních nárazů klíčový. Tato vývojová tendence je po vyčerpání možností na straně opatření pasivní bezpečnosti zcela logickou a přirozenou, která při plošném rozšíření bezesporu přinese výrazné snížení následků nehod se zranitelnými účastníky provozu.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

[1] ANDERSON, R. W. G., MCLEAN, A. J., FARMER, M. J. B., LEE, B. H.: Vehicle Travel Speeds and the Incidence of Fatal Pedestrian Crashes: International Research Council on the Biomechanics of Impacts (IRCOBI), 1995, 107-117.

[2] ANDERSON, R. W. G., STREETER, L. D., PONTE, G., MCLEAN, A. J.: Pedestrian Reconstruction Using Multibody Madymo Simulation And The Polar-II Dummy: A Comparison Of Head Kinematics Centre for Automotive Safety Research, University of Adelaide. Paper number 07-0273

[3] DE SANTIS KLINICH, K., SAUL, R. A., AUGUSTE, G., BACKAITIS, S., KLEINBERGER, M.: Techniques for Developing Child Dummy Protection Reference Values, Event report, 1996

[4] GOHNER, U.: Virtual Human Modeling for Improved Passenger Safety, Dynamore GmbH

[5] IWAMOTO, M., OMORI, K., KIMPARA, H., NAKAHIRA,Y., TAMURA, A., WATANABE, I., MIKI, K., HASEGAWA, J., OSHITA, F.: Recent Advances in THUMS: Development of Individual Internal Organs, Brain, Small Female and Pedestrian Model, 4th European LS-DYNA Users Conference

[6] KERRIGAN, J. R., DRINKWATER, D. C., MURPHY, D. B., KAM, C. Y., CRANDALL, J. R.: Comparison of Full Scale Pedestrian Impact Tests with PMHS and a Pedestrian Dummy, The Ohio State´s University Injury Biomechanics Symposium, 2005

[7] KRPEŠOVÁ, K.: Pasivní bezpečnost dětských chodců, Diplomová práce, ČVUT, 2009, Praha

[8] MAENO, T., HASEGAWA, J.: Development of a Finite Element Model of the Total Human Model for Safety (THUMS) and Application to Car-Pedestrian Impacts, NHTSA, Paper No.494

[9] MIYAZAKI, H., KITAGAWA, Y., YASUKI, T., KUWAHARA, M., MATSUOKA, F.: Development of Flexible Pedestrian Legform Impactor FE Model and Comparative Study with Leg Behavior of Human FE Model THUMS, NHTSA, Paper No. 09-0112

[10] NAHUM, A. M., MELVIN, J. W.: Accidental Injury – Biomechanics and prevention, Springer, 2002

[11] SHAH, Ch., HARN, W., ZHOU, H., KLEESSEN, CH., ZHU, F., KANT, R.: A New Advancement in Pedestrian Safety: Finite Element (FE) Modeling on the Flex-Pli GTR, NHTSA, Paper No. 11-0237

[12] SCHEJBALOVÁ, Z.: Biomechanické aspekty kolize chodec- vozidlo se zaměřením na dětskou populaci, Dizertační práce, ČVUT, 2010, Praha
[13] SCHMITT, K. U., NIEDERER, P., WALZ, F.: Trauma biomechanics – Introduction to Accidental Injury. Springer, 2004
[14] WATANABE, R., MIYAZAKI, H., KITAGAWA, Y., YASUKI, T.: Research of Collision Speed Dependency of Pedestrian Head and Chest Injuries Using Human FE Model (THUMS VERSION 4), NHTSA, Paper No. 11-0043
[15] YAMADA, H., Strength of Biological Materials, Williams & Wilkins Co., 1970.

---

[16] EN 1078
[17] First Technology Safety Systems: www.ftss.com
[18] FMVSS Regulations http://www.crash-network.com/Regulations/FMVSS/fmvss.html
[19] Global technical regulation No. 9 PEDESTRIAN SAFETY (Established in the Global Registry on 12 November 2008) http://www.unece.org/trans/main/wp29/wp29wgs/wp29gen/wp29registry/ECE-TRANS-180a9e.pdf
[20] Honda POLAR III third generation pedestrian dummy http://www.electronicsinfoline.com/News/New_Gadgets/Automobile/honda-polar-iii-third-generation-pedestrian-dummy.html
[21] Honda to Begin Using Third Generation Pedestrian Dummy in Crash Tests to Enable Evaluation of Injuries to the Lower Back and Upper Leg http://world.honda.com/news/2008/4080918POLAR-III/
[22] IHRA/PS-WG Pedestrian traffic accident data http://www.unece.org/trans/doc/2003/wp29grsp/ps-31.doc
[23] NAŘÍZENÍ EVROPSKÉHO PARLAMENTU A RADY (ES) č. 78/2009 ze dne 14. ledna 2009 o schvalování typu motorových vozidel s ohledem na ochranu chodců a ostatních nechráněných účastníků silničního provozu, o změně směrnice 2007/46/ES a o zrušení směrnic 2003/102/ES a 2005/66/ES
[24] Pedestrian impactor models http://www.dynamore.de/models/pedestrian-impactors

[26] Proposed Dummies, Injury Criteria, And Other Changes - proposed changes for FMVSS 213 - PRASAD/ MERTZ Injury risk curves http://www.nhtsa.dot.gov/Cars/rules/rulings/CPSUpgrade/CPSRevise/PRE/chapter3.html

[27] SMĚRNICE EVROPSKÉHO PARLAMENTU A RADY 2003/102/ES ze dne 17. listopadu 2003 o ochraně chodců a ostatních nechráněných účastníků silničního provozu před střetem a v případě střetu s motorovým vozidlem a o změně směrnice Rady 70/156/EHS http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=DD:13:32:32003L0102:CS:PDF

[28] Toyota - Sustainability report 2009 http://www.toyota.co.jp/en/csr/report/09/highlights_soc/02.html

[29] Transport Research Laboratory: www.trl.com

[30] http://www.lstc.com/thums

[31] http://blogs.automotive.com/nhtsa-study-shows-greater-fatalities-among-elderly-city-dwellers-105853.html

[32] http://theamazing39stonecyclist.files.wordpress.com/2011/04/profimedia-0084783678.jpg

Ing. ZUZANA SCHEJBALOVÁ, Ph.D.

Vzdělání:

- 2010 Ph.D. (doktor); ČVUT v Praze Fakulta dopravní; Praha *(obor „Dopravní systémy a technika")*
- 2003 Ing. (dopravní inženýr); ČVUT v Praze Fakulta dopravní; Praha *(obor „Dopravní infrastruktura v území")*

Stáže:

- 2/04 – 6/04 Fh Steyr - School of Management,
  University of Applied Sciences, Austria

Zaměstnání:

- 7/08 → Ústav soudního znalectví v dopravě FD, ČVUT v Praze
  odborný asistent se zaměřením na prevenci nehod a pasivní bezpečnost
  manažer projektů
- 3/03 - 6/08 Ústav dopravní techniky FD, ČVUT v Praze
  odborný asistent se zaměřením na pasivní bezpečnost a konstrukci vozidel
  tajemník ústavu
  manažer pro pedagogickou činnost

Vědecké zaměření:

Bezpečnost provozu na pozemních komunikacích, prevence silničních nehod, pasivní bezpečnost vozidel, biomechanika poranění, dopravní psychologie.

Znalost cizích jazyků:

Anglický (B2)

- 2/07 FCE
  Německý (vysokoškolská zkouška, B1)

Pedagogické aktivity:

- přednášky z předmětů Úvod do nehod v dopravě, Prevence silničních nehod, Praktická měření v dopravě – výcvikový kurz,
- přednášky předmětu „Prevence silničních nehod"; vzdělávací program Master of Public Administrations – Managenement veřejné dopravy, jež je programem celoživotního vzdělávání vysoké školy CEVRO Institut, o.p.s, Praha 2011

- přednášky z předmětu Analýza a prevence silničních nehod *(Analysis and Prevention of Traffic Accidents),* ČVUT v Praze, Fakulta dopravní
- cvičení z předmětu Aplikované měřící metody v dopravě, Prevence silničních nehod, ČVUT v Praze, Fakulta dopravní
- zavedení nového předmětu Úvod do nehod v dopravě a Prevence silničních nehod, ČVUT v Praze, Fakulta dopravní
- vedení projektu Analýza dopravních nehod, ČVUT v Praze, Fakulta dopravní
- školitel specialista 2 studentů doktorského studia

Účast na projektech a grantech:
- Projekt OPVK Inovace výuky bakalářského studia v regionech, příjemce ČVUT (Inova centrum ČVUT a FD) 2012-2013
- MSM6840770043 - Rozvoj metod návrhu a provozu dopravních sítí z hlediska jejich optimalizace, 2007-2013
- 1F44I/091/050 – Pasivní bezpečnost chodce při kolizi s vozidlem, biomechanika a vliv informačních technologií, 2004-2008

Publikační činnost, recenze:
- 1 zahraniční monografie v AJ
- 1 článek v impaktovaném časopise PROMET (IF = 0.3)
- 1 článek přijatý do tisku impaktovaného časopisu PROMET
- 2 udělené patenty
- 2 udělené užitné vzory
- 2 články v mezinárodním recenzovaném časopise
- 7 příspěvků ve sborníku na mezinárodních konferencích
- 13 příspěvků ve sborníku na konferencích v České republice
- 4 články v recenzovaném českém odborném časopise
- 3 citace v ČR
- 1 publikovaná recenze zahraniční monografie

Jiné aktivity:
- Účast v grantové soutěži GAČR, podaná přihláška návrhu Standardního projektu: „Analysis of the dynamic response of the human body when striking the cyclist with a passenger car“, odpovědný řešitel. 6/2012
- Podaná přihláška Rozvojového projektu ČVUT na rok 2011, Program na podporu personálního rozvoje vysokých škol, Název projektu:

Podpora rozvoje expertního týmu analytiků dopravních nehod, role odb. řešitele

- Prezentace aktivit K 622 na Transport Research Info Days – Brokerage Workshop 18. - 19.7.2011 (burza mezinárodních projektů), Brusel
- Účast ve výroční soutěži disertačních prací pořádaná Výborem regionů, ročník 2011
- Odborný konzultant pro bezpečnost dopravy, pořad Autosalon, TV Prima, 2/2008
- Člen hodnotitelské komise v soutěži Cena Děkana Fakulty dopravní ČVUT v Praze
- Člen hodnotitelské komise studentských projektů ČVUT v Praze
- Člen komise pro státní závěrečné zkoušky bakalářského studia v oboru „Dopravní systémy a technika“ ČVUT v Praze Fakulty dopravní – Praha
- Člen komise pro státní závěrečné zkoušky magisterského studia v oboru „Dopravní systémy a technika“ ČVUT v Praze Fakulty dopravní – Praha