

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ ÚSTAV
SOUDNÍHO INŽENÝRSTVÍ VUT V BRNĚ

HABILITAČNÍ PRÁCE

TEÓRIA SIGNATÚR KONTAKTOV A PORANENÍ A
MOŽNOSTI JEJ VYUŽITIA PRI ANALÝZE
PRIEBEHU DOPRAVNÝCH NEHÔD

Ing. Jan Mandelík, PhD.

Brno 2018



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



ÚSTAV SOUDNÍHO INŽENÝRSTVÍ
INSTITUTE OF FORENSIC ENGINEERING

TEÓRIA SIGNATÚR KONTAKTOV A PORANENÍ A
MOŽNOSTI JEJ VYUŽITIA PRI ANALÝZE PRIEBEHU
DOPRAVNÝCH NEHÔD

HABILITAČNÍ PRÁCE
V OBORU SOUDNÍ INŽENÝRSTVÍ

Ing. Jan Mandelík, PhD.

Brno 2018

Dovoľujem si vysloviť poďakovanie celému kolektívu Ústavu súdneho lekárstva UPJŠ Košice v čele s MUDr. Nikitom Bobrovom, CSc. za dlhoročnú a podnetnú spoluprácu, ktorej výsledky sú súčasťou tejto práce ako aj prof. Ing. Gustávovi Kasanickému, CSc., ktorý predmetnú vedeckú prácu podporoval. Moja vďaka patrí aj neb. doc. MUDr. Františkovi Longauerovi, CSc. ktorý zahájil a viedol výskum v oblasti dopravných úrazov a celému pedagogickému kolektívu VŠBM Košice za množstvo cenných praktických rád a podnetov pri spracovávaní tejto práce.

O B S A H

1. ÚVOD	1
2. CHARAKTERISTIKA PROBLEMATIKY A JEJ VÝVOJ	2
2.1 Problémová situácia	2
2.2 Formulácia problémov	2
2.3 Stručný prehľad vývoja problematiky	4
3. PREDPOKLADY, METÓDY A POSTUPY POUŽITÉ PRI RIEŠENÍ PROBLÉMU	11
3.1 Poranenia ako rozpoznateľné stopy individuálneho priebehu zrážky	11
3.2 Súdnolekársky systém FORTIS	14
3.3 Simulačný program použitý pri riešení problematiky	22
3.4 Teória signatúr poranení a kontaktov	27
4. PRÍNOS RIEŠENIA PROBLEMATIKY V SÚČASNOSTI A V BUDÚCNOSTI	31
4.1 Aplikácia riešenia v praxi	31
4.2 Prínos riešenia problematiky do pedagogického procesu	32
5. POUŽITÁ LITERATÚRA	33
6. ZOZNAM PRÁC A TEXTOV TVORIACICH PODKLAD HABILITAČNEJ PRÁCE	34
PRÍLOHY 1 - 5	

1. ÚVOD

Postupy využívané pri technickej analýze nehodového deja predstavujú výsledky dlhoročnej snahy o využitie jednotlivých poznatkov z konkrétneho nehodového deja v čo najvyššej miere a tieto sú zároveň aj predmetom neustáleho vývoja. Ich vývoj je limitovaný nielen rozširovaním poznatkov o jednotlivých prvkoch nehodového deja, ale aj vývojom technických prostriedkov využiteľných pre realizáciu vlastnej analýzy a pre demonštráciu jej výsledkov. Je zrejmé, že kvalita a komplexnosť technickej analýzy nehodového deja má významný vplyv na kvalitu a komplexnosť výsledného právneho posúdenia. V spojení so sociologickou charakteristikou dopravy, ktorá je celospoločenskou potrebou a ktorá sa bezprostredne dotýka života každého jedinca nielen svojou kvalitou, ale aj mimoriadnymi udalosťami vzniknutými v súvislosti s touto činnosťou, je potom zrejmé, že kvalita a stupeň poznania v oblasti technického posudzovania dopravných nehôd má významný dopad na spoločenskú atmosféru, dôveru k práci štátnych orgánov a k fungovaniu štátu ako takého. Z toho je možné vyvodit', že každé vedecké zdokonalenie postupov používaných pri technickej analýze nehodového deja má vysokú hodnotu nielen pre samotné súdne inžinierstvo a pre súdy, ale aj pre celú spoločnosť.

Táto habilitačná práca sa zaoberá možnosťami využitia informácií o poraneniach účastníkov dopravnej nehody pre potreby analýzy nehodového deja na základe interdisciplinárnych postupov súdneho lekárstva a súdneho inžinierstva s využitím zafinovaných zákonitostí a funkčných závislostí pôsobiacich v priebehu nehodového deja, pričom za ťažiskový prípad je považovaná dopravná nehoda resp. zrážka vozidla a chodca.

Habilitačná práca sa skladá okrem vlastného textu aj z publikovaných článkov a vybratých častí monografie s autorstvom habilitanta.

2. CHARAKTERISTIKA PROBLEMATIKY A JEJ VÝVOJ

2.1 Problémová situácia

Táto habilitačná práca si dáva za cieľ predstaviť dosiahnuté výsledky pri riešení problematiky využitia súdnolekárskych poznatkov o poraneniach účastníkov dopravnej nehody pre potreby technickej analýzy nehodového deja. Riešenie uvedenej problematiky sa dotýka spôsobu súdnolekárskeho posudzovania zistených poranení účastníkov nehodového deja, formy výstupu tohto posudzovania a jeho následného využitia pre technické posúdenie priebehu nehodového deja, s použitím moderných výpočtových prostriedkov a ostatných metód súdneho inžinierstva.

Poranenie alebo usmrtenie osôb následkom dopravných nehôd patrí do skupiny úrazov, ktoré sa vyznačujú špecifickými znakmi a tieto sa odzrkadľujú aj v procese ich dokumentovania, dokazovania, ako aj vyšetrovania a záverečného právneho posudzovania.

Jedným zo znakov je, že vznik poranení účastníkov dopravnej nehody je obvykle priamo viazaný na pohyb vozidiel, ktoré predstavujú zložité technické zariadenia pohybujúce sa po pozemnej komunikácii (obvykle vozovke) a ktorých pohyb v plnej miere podlieha fyzikálnym zákonom. Vozidlá v priebehu svojho pohybu pri zrážke zanechávajú stopy, dochádza k ich deformáciám, zastanú v konečných polohách, ktoré veličiny sú objektívne dokumentovateľné, merateľné a zistiteľné. To znamená, že v prípadoch zrážok vozidiel, kde nedôjde k poraneniu alebo usmrteniu osôb je dokazovanie s využitím výpočtov pri zohľadnení reálnych fyzikálnych hodnôt a ostatných zistených a zadokumentovaných skutočností možné pokladať predovšetkým za problém technického charakteru.

2.2 Formulácia problémov

Súčasná metodika a postupy používané pri technickej analýze nehodového deja, ktorými sú najčastejšie simulačné programy (PC Crash, Virtual Crash), neumožňujú priame využitie informácií o poraneniach účastníkov pri riešení nehodového deja. Tiež samotné informácie o poraneniach účastníkov vykonané formou ich slovného popisu sú pre exaktné

využitie zo strany technického znalca neúplné, nevhodné a môžu byť, následkom ním vykonaného povrchného a neodborného posúdenia pre samotný konkrétny prípad, aj zavádzajúce.

Prvým problémom (I.) je, že pre potreby technických znalcov sa z uvedených dôvodov javí výhodnejšie poskytnutie informácií zo strany súdneho lekára vo forme, ktorá na základe jeho zistení a následného posúdenia stanovuje intenzitu a smer (miesto na povrchu tela) pôsobiaceho fyzikálneho násilia, ktoré viedlo k vzniku poranení. Je zrejmé, že tieto údaje je možné pokladať z hľadiska samotného cieľa znaleckého skúmania a dokazovania zo strany súdnych lekárov a súdnych inžinierov (interdisciplinárnym postupom) za prioritné. Cieľom riešenia tohto problému je vytvorenie súdnolekárskeho systému, pomocou ktorého by bolo možné parametrizovať zistené poranenia tak, aby uvedený parameter charakterizoval intenzitu fyzikálneho násilia, následkom ktorého poranenie vzniklo a zároveň aj určiť (vizualizovať) miesto na povrchu tela poranenej osoby, kde toto zraňujúce násilie pôsobilo.

Za ďalší okruh problematiky (II.) je možné pokladať spôsob preukazovania, že výpočet (v simulačnom programe vykonaná simulácia zrážky vozidla a chodca) zodpovedá súdnolekárskeým charakteristikám poranení, tak ako boli tieto zo strany súdneho lekára posúdené. Takéto preukázanie zhody intenzity kontaktov, ktoré zranenie spôsobili a intenzity kontaktov, ktoré na telo pôsobili podľa výpočtu je neoddeliteľnou súčasťou dokazovania a aj vykonaného dôkazu rovnako ako aj skutočnosť, že toto násilie pôsobilo podľa výpočtu v mieste na povrchu tela, ktoré bolo označené súdnym lekárom ako miesto zraňujúceho kontaktu. Uvedené preukazovanie predpokladá do značnej miery elimináciu alebo zdokonalenie súčasného stavu simulačných programov (PC Crash, Virtual Crash) vo veci preukazovania pre výpočet použitých zadaných hodnôt vlastností viactelesového systému predovšetkým v otázke dynamického stavu vozidla a chodca, ako aj postoja chodca (poloha končatín). Tento okruh problematiky je možné rozšíriť o postup, kedy z nedostatku iných informácií o priebehu nehodového deja (absencia stôp a výpovedí) je možné využiť ako reálne stopy poranenia chodca v ich informačnej forme danej výstupom z parametrizácie a lokalizácie za účelom zváženia a hľadania priebehu zrážky zodpovedajúcej týmto stopám. Uvedený postup je v súčasnosti reálne limitovaný možnosťami simulačného programu rýchlo, pohotovo a spoľahlivo vyhodnocovať parametre a lokality kontaktov tela

chodca s vozidlom a umožniť týmto spôsobom pri riešení skutočné reálne variovanie vstupov, čo by pri výrazne vyspelom algoritme mohlo teoreticky viesť aj k optimalizácii vstupných parametrov (napr. metódou Monte Carlo). Vlastný výpočet prebieha s využitím Kudlich – Slibardovho modelu rázu resp. na algoritmoch riešenia sústavy pohybových rovníc viac-hmotových tuhých telies (Newton-Eulerova dynamika) a je možné predpokladať, že štandardný protokol výpočtu je vzhľadom na zložitosť viactelesového systému (VTS) resp. Multi Body Systému (MBS) nereálny a preto je možné pokladať dôkaz o zhode zraňujúcich kontaktov za významný prostriedok verifikácie vykonaného výpočtu. To, že je verifikácia predloženého výpočtu potrebná, vyplýva z pomerne častých sporov, pri ktorých znalci predkladajú odlišné výsledky simulácií zrážok, o ktorých sú presvedčení, že tieto spĺňajú zadávacie kritéria (ktorými sú stopy a polohy). V prípade, ak by medzi zadávacie kritéria výpočtu boli zaradené charakteristiky poranení, možnosť nesprávnych riešení by sa pravdepodobne výrazne znížila. Vzhľadom na to, že v čase začiatku tu prezentovaného výskumu bol k dispozícii iba program PC Crash, je zrejmé, že vo využití tohto programu sa pokračovalo až do súčasnosti.

Nasledujúci okruh problematiky (III.) sa dotýka riešenia situácie, kedy je potrebné stanoviť predpokladaný rozsah poranení. Takáto potreba sa obvykle objavuje v prípade napr. nepripútaných spolujazdcov resp. pasažierov, kde je potrebné odlíšiť rozsah nevyhnutných poranení vzniknutých následkom nehodového deja od rozsahu poranení vzniknutých nad rozsah nevyhnutných následkov v dôsledku nepripútania sa a pod. Uvedená problematika zahŕňa aj napr. vyhodnotenie poranení po zrážke pre prípad nižšej nárazovej rýchlosti a ostatné špecifické otázky vyplývajúce z konkrétnych prípadov.

2.3 Stručný prehľad vývoja problematiky

Pri skúmaní súčasného stavu problematiky bolo zistené, že uvedenou problematikou sa v minulosti zaoberali niektoré pracoviská a aj v súčasnosti je možné registrovať snahu o riešení podobnej problematiky.

Jednotlivé prístupy je možné v zásade rozdeliť podľa autorov do dvoch skupín:

- súdni inžinieri
- súdni lekári

Zo strany súdno-inžinierskych postupov je možné pokladať za najsystematickejšie spracovanie problematiky, ktoré vykonal Ing. Pavel Pustina, Ph.D.. Menovaný autor vo svojej dizertačnej práci „Možnosti určení štetové rýchlosti vozidla pri znalecké analýze nehod s chodci“ [1] sústredil pozornosť na rozsah a spôsob poškodenia vozidiel po ich kolíziách s chodcami a vypracoval metodiku pre výpočet nárazových rýchlostí pri zrážkach vozidiel s chodcami na základe určenia množstva deformačnej energie potrebnej k vzniku zistených deformácií vozidla. Pri riešení vychádzal autor zo skutočných nehôd, kde boli bezprostredne po nehode komplexne zaistené stopy a deformácie, s pomocou ktorých údajov následne dospel k dostatočne presným záverom vo veci nárazovej rýchlosti vozidla v rámci analýzy dopravnej nehody. Toto mu následne umožnilo vykonať katagolizáciu zisteného poškodenia vozidiel (54 resp. 52 prípadov) vzniknutých výlučne pri zrážke vozidla s chodcom tzn. v tomto prípade išlo o takto modifikovaný katalóg EES resp. o jeho obdobu – vid’ zoznam prípadov v tabuľke 1:

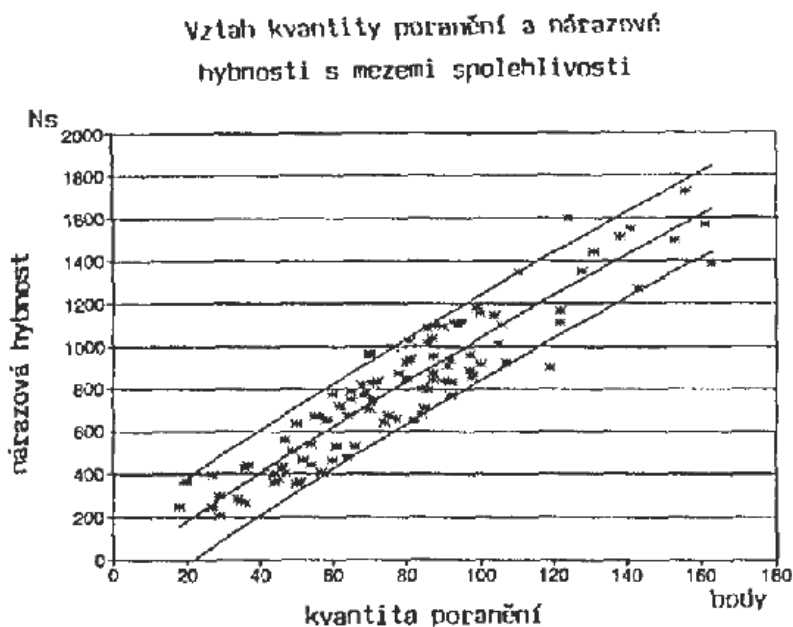
Tabuľka 1: Zoznam prípadov katalogizovaných podľa lit. [1]

Poř.číslo	Číslo posudku	Značka vozidla	Typ vozidla	Pohlaví	Stáří	Štetová rychlost	Poř.číslo	Číslo posudku	Značka vozidla	Typ vozidla	Pohlaví	Stáří	Štetová rychlost
1	U 573-p-128801	Volkswagen	Jetta	ženské	79	50-60 km/h	28	U-01075034	Opel	Kadett D	ženské	73	50 km/h
2	Up-21722079	Renault	Renault 18 K	mužské	5	70-75 km/h	29	U-01229094	Ford	Scorpio	mužské	11	37-47 km/h
3	Up-21762099	Volkswagen	Jetta GLS	mužské	18	45-50 km/h	30	U-01445128	Opel	Vectra 1,8 16V	mužské	67	70 km/h
4	Up-21650049	Volkswagen	Passat CL Diesel	ženské	86	25-30 km/h	31	U-01277038	Renault	Clio	ženské	7	50-55 km/h
5	Up-21600019	Ford	Taurus 2.0 GL	mužské	8	40-50 km/h	32	U-01257028	Volkswagen	Golf CL	mužské	20	60-70 km/h
6	Up-21634039	Opel	Manta B	mužské	74	40-50 km/h	33	U-01212127	Nissan	Micra	mužské	79	40-45 km/h
7	U 581-p-128801	Ford	Fiesta L (GFBT)	mužské	19	40-50 km/h	34	U-01921116	BMW	525i	mužské	54	ca. 50 km/h
8	U 584-p-128802	Volkswagen	Golf	ženské	81	40-50 km/h	35	U-01918116	Volkswagen	Golf GTI	mužské	74	63-66 km/h
9	031-p-096610	Ford	Fiesta XR 2	ženské	66	40-45 km/h	36	U-01603105	Volkswagen	Golf CL Diesel	mužské	6	40-45 km/h
10	042-p-108611	Volkswagen	Passat GLS	mužské	83	40 km/h	37	U-01411035	Volkswagen	255-Caravelle C	mužské	7	37 km/h
11	U 202-p-088710	Opel	Kadett D	mužské	24	55-60 km/h	38	U-01512075	Volvo (NL)	340 GL	ženské	3	35 km/h
12	U 185-p-078708	Volkswagen	Passat	mužské	0	80-85 km/h	39	U-01011123	Nissan	Sunny 1,6 SLX	ženské	57	40-50 km/h
13	078-p-128601	Ford	Escort GL	mužské	57	50-55 km/h	40	U-01010123	Opel	Kadett E-CC (1,3)	mužské	52	50-65 km/h
14	077-p-128601	Ford	Fiesta L (GFBT)	mužské	36	55-60 km/h	41	U-14662112	Ford	Fiesta L	mužské	45	55 km/h
15	U 324-p-018802	Audi	44 (Audi 100)	mužské	41	50-60 km/h	42	U-01893083	Volkswagen	Golf GL 1HXO	ženské	25	45-50 km/h
16	U 326-p-018802	Ford	Escort Kombi	ženské	38	70-80 km/h	43	Up-21203051	Mazda	323	ženské	46	58 km/h
17	U 504-p-098810	Austin	Metro	mužské	39	40-50 km/h	44	Up-21212051	Mitsubishi	A 120-Galant	mužské	4	40-62 km/h
18	U 289-p-118701	Ford	Ford (D) Capri	ženské	62	60-80 km/h	45	Up-13285081	Audi	Audi 80	mužské	27	70-75 km/h
19	U 269-p-108711	Renault	R 5	mužské	11	50-60 km/h	46	Up-21292061	Nissan	812	ženské	4	25-30 km/h
20	U 421-p-058806	Volkswagen	Derby GL	mužské	30	40 km/h	47	Up-13323091	Ford	Orion CLX	mužské	5	35-45 km/h
21	U 391-p-038804	Opel	Rekord 2 Luxus DL	mužské	21	65-70 km/h	48	Up-21372111	Daimler Benz	250 D	mužské	20	70 km/h
22	U 491-p-088809	Opel	Rekord E (Diesel)	mužské	74	50-60 km/h	49	Up-21445012	Nissan	Terrano	mužské	54	100 km/h
23	U 414-p-048806	Ford	Granada GL	mužské	5	40-45 km/h	50	U-14603092	Opel	Kadett D	mužské	78	50-60 km/h
24	U 386-p-038805	Citroen	2 CV 6 (AZ)	mužské	89	40-45 km/h	51	Up-13451022	Peugeot	505 GR Injektion	ženské	67	70-75 km/h
25	U 288-p-118712	Volkswagen	Passat L	mužské	17	45-55 km/h	52	Up-13466022	BMW	5.Reihe	ženské	30	77 km/h
26	U 365-p-028804	Volkswagen	Passat D	mužské	45	36-40 km/h	53	Up-13529062	Talbot	Matra	mužské	55	70 km/h
27	U 359-p-028804	Opel	Manta B	ženské	33	45-50 km/h	54	Up-21573062	Daimler Benz	190 E (201)	mužské	4	62 km/h

a príklady spracovania jednotlivých katalógových listov podľa obr. 1, kde sa nachádzajú tri prípady.

Pri hodnotení uvedeného postupu je možné pokladať za jeho prednosť, že ide o technické riešenie vykonané s využitím inžinierskych metód t.j. výpočtu a komparatívneho porovnávania deformácií.

Zo strany súdnolekárskeho postupu je možné uviesť výsledky výskumu, ktorý realizoval MUDr. František Vorel a ktorý publikoval v r. 1993 [2]. Na základe analýzy 101 smrteľných dopravných nehôd kvantifikoval poranenie chodcov a zisťoval závislosť kvantity poranení od nárazovej hybnosti vozidla.



Graf 1: Diagram závislosti nárazovej hybnosti a kvantity poranění podľa lit. [2]

Autor metódy o.i. uvádza: cit. „K prvému odhadu možnej závislosti kvantity poranenia na nárazovej rýchlosti resp. nárazovej hybnosti boli zostrojené grafy. Z týchto vyplýva, že jednoduchý vzťah medzi nárazovou rýchlosťou a kvantitou poranění prakticky neexistuje. Rozdiely v kvantite poranění pri rovnakej nárazovej rýchlosti sú značné. Naopak pri analýze vzťahu medzi nárazovou rýchlosťou a kvantitou poranění graf ukazoval pomerne tesnú závislosť “. [2]

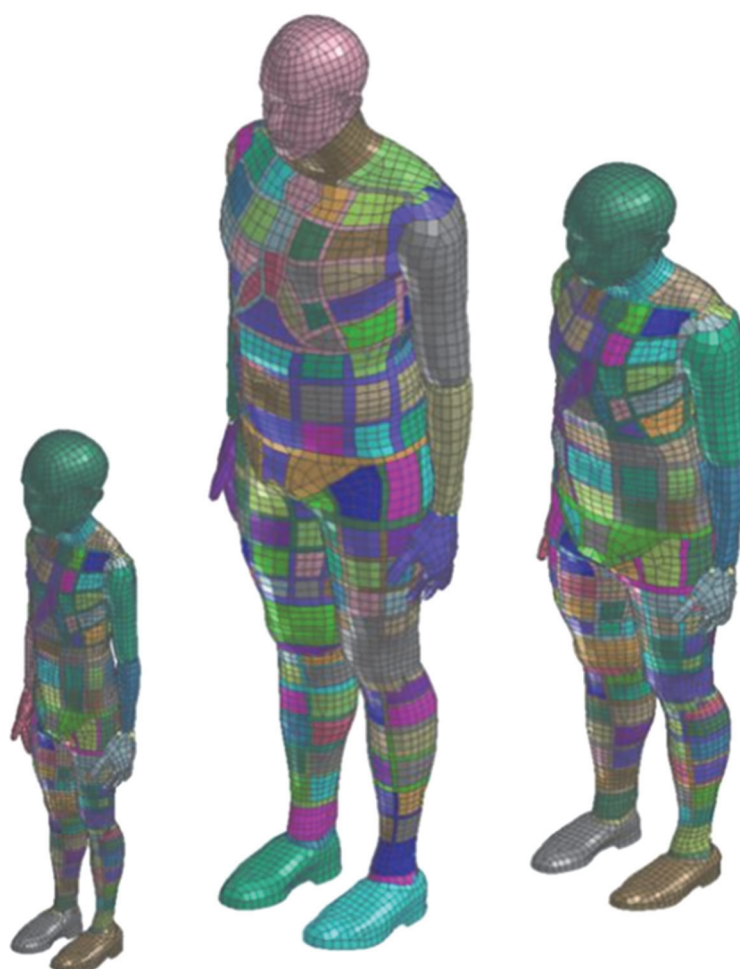
Korelačná krivka závislosti hybnosti na kvantite poranění má tvar:

$$H = -52,5028 + 11,77057 \cdot x - 0,00849 \cdot x^2$$

x – suma bodov jednotlivých poranění [2]

Pozn. Uvádzaná metóda nemá s prezentovaným systémom FORTIS žiaden vzťah a s týmto nijako nesúvisí ani obsahovo ani metodicky.

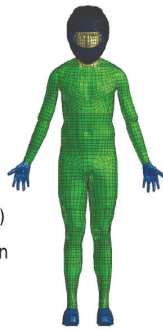
Ďalším smerom riešenia problematiky je využitie najmodernejšieho software, ktorý využíva ako výpočtový model veľmi sofistikovaný škálovateľný virtuálny model človeka **Virtualhuman** vyvinutý najmä pre analýzu poranení napr. pri simuláciách zrážky vozidla s chodcom. Jedným z takýchto software je PAM-Crash, ktorý s využitím metódy konečných prvkov (MKP) dokáže riešiť nelineárne dynamické úlohy s plne deformovateľnými modelmi, ktorých mechanické vlastnosti sú určované aj cestou laboratórnych skúšok a meraní. Uvedené postupy nie sú štandardne využívané v znaleckej praxi, nakoľko náročnosť takýchto simulácií a vysoké náklady na používaný software/hardware presahujú reálne nielen možnosti znalcov, ale aj zadávateľov, predovšetkým štátnych orgánov [3].



Obr. 2 VIRTHUMAN. 6-ročný muž, 110 cm, 17 kg (vľavo); 40-ročný muž, 190 cm, 104 kg (stredné); 70-ročný muž, 150 cm, 90 kg (vpravo) [4]

VIRTUAL HUMAN MODELS

- ▶ Lumped mass based on MBS
 - ▶ Rigid bodies connected via joints
 - ▶ Easy manipulation, fast computation
 - ▶ Over-simplistic
- ▶ Deformable based on FEM
 - ▶ Fully deformable body (parts)
 - ▶ Biofidelity, predictability (injury criteria)
 - ▶ Computational cost, difficult to position
- ▶ Hybrid approach coupling MBS to FEM
- ▶ Scaling and personalization



REFERENCE MODEL

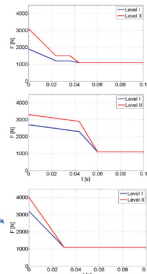
- ▶ Reference model Virthuman
- ▶ European database CAESAR (close to Hybrid III a Eurosid II)
- ▶ Fully validated (SAE Technical Papers)
 - ▶ 2014-01-0534, DOI:10.4271/2014-01-0534
 - ▶ 2016-01-1511, DOI:10.4271/2016-01-1511
 - ▶ 2017-01-1451, DOI:10.4271/2017-01-1451
- ▶ Scaling for age, gender, height and mass
- ▶ Personalization in preparation



INJURY RISK

- ▶ Critical values of HIC and neck moments (levels I and II)

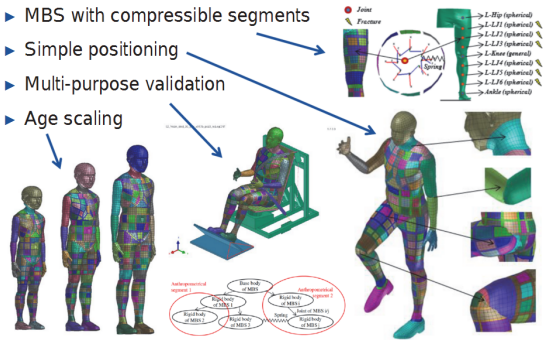
Segment	Criterion	Severity level	Limit	
Head	HIC ₁₆	I	650	
		II	1000	
Neck	Shear	I	Next slides	
		II		
	Tension	I		
		II		
	Compression	I		
		II		
	Lateral flexion	I		134 Nm
		II		134 Nm
Extension	I	42 Nm		
	II	57 Nm		
Flexion	I	190 Nm		
	II	190 Nm		



6 Figures

VIRTHUMAN

- ▶ MBS with compressible segments
- ▶ Simple positioning
- ▶ Multi-purpose validation
- ▶ Age scaling



IMPACT STUDY

- ▶ Based on Moto GP accident in Jerez, Spain (2014), 86 km/h
- ▶ Karel Abraham, 24 years, 182 cm, 75 kg
- ▶ Personal protective equipment (PPE)
 - ▶ Helmet, added mass representing gloves and boots



INJURY ASSESSMENT

Segment	Criterion	Severity level	Limit	Rigid	Thin	Thick	
Head	HIC ₁₆	I	650	2418	2420	2447	
		II	1000				
Neck	Shear	I	Next slides	260	254	257	
		II					
	Tension	I					
		II					
	Compression	I					
		II					
	Lateral flexion	I					134 Nm
		II					134 Nm
Extension	I	42 Nm	109	180	111		
	II	57 Nm					
Flexion	I	190 Nm	197	191	196		
	II	190 Nm					

Obr. 3 Popis vlastností modelu, možnosti, spôsobu voľby, priebeh výpočtu, získané hodnoty a ich posúdenie pri využití výpočtového modelu Virtualhuman [5]

Komentár k prezentácii súčasného stavu:

Metodika, ktorú využil Ing. Pustina, Ph.D. t.j. vyhodnocovanie zrážky na základe poškodenia vozidla zodpovedá metodologicky špecializácii a kvalifikácii autora a v plnej miere zachováva zásadu bezprostrednosti a kvalifikovanosti vykonávaného hodnotenia. Metóda komparatívneho porovnávania rozsahu a lokalizácie deformácií na vozidle sa javí

ako zodpovedajúca, ale je možné predpokladať, že vzhľadom na hodnotené tvarové zmeny materiálov (poškodených častí vozidiel) je posudzovaná iba tá časť kontaktov ktoré boli vyvolané pôsobením vysokých energií. Z hľadiska problematiky tejto habilitačnej práce sa javí uvedená metodika ako vhodná k doplneniu celého posudzovania priebehu zrážky z hľadiska kontaktných miest ako aj z hľadiska kontaktov o vysokej intenzite s tým, že nie je možné vylúčiť kontakty o intenzite, ktorá nespôsobí rozpoznateľné deformácie. Preto by bolo účelné zahrnúť do hodnotenia kontaktných miest aj zistené otery a tým doplniť rozloženie kontaktných miest na vozidle.

Hodnotenie kontaktov z pohľadu poranení sa javí z hľadiska materiálových vlastností kontaktných častí ako perspektívnejšie s tým, že je možné predpokladať, že stopy po kontaktoch budú zreteľnejšie, ľahšie zistiteľné a budú lepšie vyhodnotiteľné, aj keď toto nie je možné vykonať v rámci technickej expertízy, ale bezprostredne a nevyhnutne toto musia vykonať iba súdni lekári.

Tiež je možné uviesť, že aj v prípade, ak vyhodnotenie a kvantifikáciu vykonajú súdni lekári je nevyhnutné, aby vlastnú analýzu resp. výpočet nárazovej rýchlosti vykonali technickí znalci, nakoľko je tým vylúčené, aby výsledok vykonaného výpočtu bol v rozpore s inou skutočnosťou zistenou pri dokumentovaní miesta vzniku dopravnej nehody.

Využívanie náročnejších výpočtových modelov (Virtualhuman) je nesporne vyššou kategóriou v prípade využitia v dokazovaní priebehu zrážky napr. vozidla a chodca. Avšak aj pri dokonalejšom výpočte zrážky, pri ktorej vznikli zistené poranenia stále ostáva otvorená otázka verifikácie výpočtu cestou zhody „vypočítaných“ poranení a poranení zistených. Tiež otázka za akých okolností by došlo k tým poraneniám, ktoré boli zistené súdnymi lekármi so všetkými ich charakteristikami t.j. rozsah, kontaktné miesto, prvotné poškodenie zdravia, prípadné druhotné poškodenie zdravia, smeruje k variovaniu vstupov výpočtov a porovnávaní so zisteným lekárskeho nálezom. Je možné dospieť k názoru, že najvhodnejšou a najkomplexnejšou metódou k verifikácii „správnosti“ výpočtu sa aj v tomto prípade javí metóda porovnania signatúr kontaktov a poranení s využitím súdnolekárskeho systému FORTIS pre vytvorenie signatúry poranení, ktorú by bolo možné rozšíriť o metódu, ktorú vyvinul Ing. Pustina, Ph.D. Pomocou nej je možné spresniť deformačnú energiu kontaktov doplnenú o univerzálny topologický systém povrchu vozidla určený k lokalizácii kontaktov tela s vozidlom.

3. PREDPOKLADY, METÓDY A POSTUPY POUŽITÉ PRI RIEŠENÍ PROBLÉMU

3.1 Poranenia ako rozpoznateľné stopy individuálneho priebehu zrážky

Skutočnosť, že problematika určenia priebehu zrážky vozidla a chodca má pri vyhodnocovaní poranení interdisciplinárny charakter, sa premieta aj do spôsobu jej riešenia v plnom rozsahu.

Ak sa stopou rozumie každá zmena v materiálnom prostredí alebo vo vedomí človeka, ktorá je zistiteľná, zaistiteľná a využiteľná súčasnými metódami, prostriedkami a postupmi a ktorá je v príčinnej priestorovej alebo časovej súvislosti s kriminalisticko-relevantnou udalosťou (napr. dopravnou nehodou) a dôkazom sa rozumie priamy poznatok o predmete dôkazu, ktorý je získaný v rámci trestného konania v priebehu procesného dokazovania [6], je možné zahrnúť poranenie do kategórie stôp zistených v súvislosti s nehodovým dejom. Podmienkou ich využitia pre potreby technického dokazovania je po ich dodatočnom zadokumentovaní (zaistení) zo strany lekárov následné vyhodnotenie ich charakteristík, ktoré je možné vykonať slovne, alebo s využitím k tomu určených prostriedkov (napr. systém FORTIS). Napriek tomu je poranenie chodca možné zaradiť medzi stopy vzniknuté v dôsledku zrážky, tzn., že tieto sú materiálového charakteru, aj keď nie sú predmetom a výsledkom priamej obhliadky miesta vzniku dopravnej nehody.

Jednou zo základných otázok pre riešenie danej problematiky je určenie miery individuality skúmaných javov a ich následkov a rozpoznateľnosti individuality ich znakov či jednotlivo alebo v ich súbore. Za skúmané javy sa pokladajú parametre pohybu vozidla, ako aj parametre pohybu tela chodca v priebehu zrážky a z toho vyplývajúcich pohybov jeho tela a končatín následkom kontaktov, prostredníctvom ktorých dochádza k výmene kinetickej energie. Je možné predpokladať, že každé vozidlo má osobité vlastnosti (tvar kontaktných plôch, hmotnosť, smer a dynamiku pohybu) rovnako ako má osobité vlastnosti každý chodec (výška, hmotnosť, jeho geometrické tvary t.j. rozloženie hmotnosti, smer a dynamiku pohybu). Vzhľadom na tento predpoklad je možné chápať ako axiómu tvrdenie, že priebeh konkrétnej zrážky vozidla s chodcom má vždy individuálny priebeh a predstavuje systém skladajúci sa z prvkov majúcich vzájomné vzťahy.

Potom je možné pokladať za súčasť riešenia problematiky výrok:

„Každá zrážka konkrétneho vozidla s konkrétnym chodcom je jedinečný priebeh kontaktov medzi vozidlom a telom chodca a nie je zhodná so žiadnou inou zrážkou iného vozidla s iným chodcom za inej situácie“.

Pri vzájomných interakciách v systéme sa tieto vzťahy prejavujú na stave jeho prvkov; pôsobenie jedného prvku na druhý sa na druhom odráža a tento prvok sa mení (pričom sa mení aj prvok prvý). Na základe zmien spôsobených odrazom môžeme potom usudzovať na spôsob, akým na prvok iný prvok systému pôsobil, na druh, intenzitu a dĺžku trvania tejto interakcie [7].

Individualita skúmaného súboru javov, za ktorý je možné zrážku vozidla s chodcom pokladať, sa odráža v charaktere a rozsahu stôp. V prípade stôp zanechaných na vozovke alebo na vozidle priamo v mieste vzniku dopravnej nehody tieto predstavujú súbor poznatkov, z ktorých je možné do určitej miery s využitím technických prostriedkov stanoviť pravdepodobný priebeh zrážky resp. aj nehodového deja. Pritom miera pravdepodobnosti takto vykonaného dôkazu je závislá na úplnosti a kvalite zadokumentovania stôp, na ich rozpoznateľnosti, nezameniteľnosti a na metodike použitých výpočtov, pričom platí, že stopy zahrnuté do výpočtu sú rozpoznateľné svojimi parametrami a ich použitie má na vykonávaný výpočet alebo na jeho výsledné vyhodnotenie vplyv.

Na základe uvedenej úvahy bolo pri riešení problematiky pokladané za významné vyhodnotenie kontaktov tela chodca s vozidlom z hľadiska rozpoznateľnosti ich individuality. Za týmto účelom bol vykonaný experiment s využitím prostriedku umelej inteligencie - neurónovej siete (NS) (**Príloha 1**).

Z vyššie uvedených dôvodov boli vstupné podmienky experimentu určené tak, aby viedli k vylúčeniu vplyvu tvarových odlišností vozidla (taktiež hmotnosti, dynamického stavu) ako aj vlastností tela chodca (výška, hmotnosť, rozloženie hmotnosti) a odstránili tým možnosť vzniku rozdielov následkom týchto individuálnych znakov.

Výsledky dosiahnuté pomocou NS s učením typu Backpropagation naznačili, že rozloženie poranení na tele chodca je funkčne závislé od typu zrážky, pri ktorej chodec tieto zranenia utrpel a že ich signatúra (v tomto prípade rozloženia energie), ale pri analýze reálnej zrážky kvantifikácia a lokalizácia zistených poranení je použiteľná pri identifikácii

typu zrážky. Presnosť 78.18 % je nad hranicou náhodnej závislosti. Avšak v prípade, kedy presnosť klasifikácie na tréningovej množine bola 100%, presnosť klasifikácie na testovacej množine poklesla až na úroveň náhodného javu. Toto naznačuje, že príznaky jednotlivých typov nehôd tvoria v 16-rozmernom (16 koeficientov poranení podľa častí modelu chodca) príznakovom priestore zhluky, ktoré sa navzájom prelínajú. Na tento jav v prípade vykonaného experimentu však môže mať vplyv úplná zhoda vozidla a chodca použitých vo všetkých výpočtoch, k čomu v reálnej situácii nemôže dôjsť. Tiež úmyselné zanedbanie absolútnych hodnôt pôsobiacej energie nepochybne malo na toto svoj vplyv. Toto zistenie zodpovedá princípu nehodového deja, ktorý môže byť výrazne ovplyvnený malými a ťažko určiteľnými zmenami počiatkových podmienok, takže navonok pôsobí ako ovplyvňovaný náhodnými veličinami. Pri podmienkach realizácie experimentu nie je možné jednoznačne v oblastiach prieniku určiť, do ktorej triedy príznaky patria. Je však možné vyjadriť pravdepodobnosť ich príslušnosti k niektorej triede, alebo mieru ich príslušnosti (fuzzy množiny), pričom táto informácia môže mať pre technického znalca, ktorý vykonáva analýzu nehodového deja významnú informačnú hodnotu, ktorú je možné pokladať za charakteristickú pre určitý konkrétny typ zrážky. Pritom typom je možné rozumieť parametre zrážky, tvarovú charakteristiku prednej (alebo kontaktnej) časti vozidla a ostatné využiteľné fyzikálne merateľné hodnoty resp. hodnotiteľné faktory súvisiace s nehodovým dejom (vzdialenosť odhododenia tela chodca, dráha pohybu vozidla po zrážke a pod.). Tento výskum bol kvôli kapacitným, výpočtovým a časovým obmedzeniam vykonaný na relatívne nízkom počte vzoriek (255), pričom je zrejmé, že čím vyšší je počet vzoriek, tým spoľahlivejšie sú výsledky. Napriek tomu bola v zásade potvrdená hypotéza o individualite kontaktov a o reálnej možnosti rozpoznania tejto individuality aj za maximálne unifikovaných podmienok zrážok a ďalších postupov, čo bolo aj prvotným účelom výskumu. Pre budúci výskum by bolo vhodné získať čo najvyšší počet vzoriek (10000-20000), zastupujúcich čo najširšiu škálu nehodových dejov a fyziognomických typov chodcov. Záverom je možné konštatovať, že výsledky experimentu dosiahnuté na tejto vzorke potvrdili zmyslupnosť ďalšieho výskumu závislosti lokalizácie a typu poranení chodca na nehodovom deji na simulovaných, ale najmä na reálnych dátach získaných zo súdnolekárskych výstupov hodnotiacich parametre poranenia a lokalizáciu kontaktných miest na tele poraneného chodca vytvorených systémom FORTIS. Preto potvrdenie

hypotézy o jedinečnosti a rozpoznateľnosti znakov zrážky vozidla s chodcom za uvedených podmienok je možné pokladať za vysoko hodnotnú informáciu pre riešenie problematiky súdnolekárskeho hodnotenia poranení chodca a možnosti jeho využitia pre analýzu priebehu nehodového deja.

3.2 Súdnolekársky systém FORTIS

Ďalším krokom riešenia problematiky bolo postupné vytvorenie súdnolekárskeho systému FORTIS k parametrizácii poranení a následne aj programu PC FORTIS určeného k parametrizácii poranení a zároveň aj k ich lokalizácii. K predmetnému riešeniu bolo pristúpené na základe zásady, že posúdenie poranení je nezastupiteľnou úlohou súdneho lekára, ktorý pri tomto využíva medicínske metódy a postupy a na základe jeho poznania je jediný schopný a kvalifikovaný vykonať parametrizáciu poranení ako aj lokalizáciu miest zraňujúcich kontaktov (**Príloha 2**).

Pre technických znalcov je dôležité chápať pre súdnych lekárov známe veci t.j., že k určitým poraneniam (napr. k dvom zlomeninám) môže dôjsť a pravdepodobne dôjde vždy pri pôsobení odlišných síl. To znamená, že v systéme, kde hľadáme intenzitu kontaktov prostredníctvom vyhodnocovania poranení, je nevyhnutné vychádzať z predpokladu, že aj poranenia majú svoje individuálne charakteristiky a tieto je potrebné do určitej zvolenej škály zaradiť na základe bezprostredného hodnotenia lekára, ktorý jediný je oprávnený posúdiť na základe uhlov, smerov, lokalizácie, napr. presnej lokalizácie zlomeniny, kde pri tvare kosti môže aj posunutie niekoľkých milimetrov znamenať výrazne inú silu, ktorá vedie k vzniku takéhoto poranenia. A znovu je potrebné zdôrazniť, že toto môžu posudzovať iba súdni lekári na základe dlhoročnej praxe a vysokého poznania materiálu, alebo javu, ktorý skúmajú. Samozrejme, že sa ideálny javí smer, ktorý sa ukazuje najnovšie ako perspektívny a to je to, že v prípade u pacientov, alebo v prípadoch pitvy odoberať vzorky na referenčnú kalibráciu biomechanických vlastností konkrétneho tela a na základe toho potom aj vykonať korekciu hodnotenia všetkých poranení. Aj bez toho je možné, aby lekár z charakteristiky zlomenín z určitých znakov pokiaľ je možné uviesť, že lekár vie približne prinajmenšom vylúčiť extrémnu zmenu vlastností skúmaných tkanív.

Pre ozrejmienie spôsobu zmeny formy informácií a tým pre technického znalca aj ich hodnoty je možné uviesť pre porovnanie vývoj informácie od slovného popisu až k vykonaniu parametrizácie a lokalizácie poranení – **pre medicínsky text je pre odlišenie použitá kurzíva typu písma Arial:**

*„Na základe analýzy vyšetrených okolností a zdravotnej dokumentácie k prípadu dopravnej nehody je možné **ustáliť poranenia a pourazové stavy, ktoré boli zistené u poškodeného chodca BB, ktoré utrpel ako chodec v priebehu posudzovanej dopravnej nehody.***

Ako vyplýva z lekárskeho správ (Prijímacia správa ambulancie KÚCH zo dňa XX, Prepúšťacia správa Oddelenia anesteziológie a intenzívnej medicíny zo dňa YY, pacient bol prijatý k liečbe v bezvedomí, zrenice izokorické, deviované doprava, supraorbitálne pomliaždenie, vpravo okcipitálne pomliaždenie, stav po krvácaní z nosa, drobné kožné odreniny na tvári, odreniny na obidvoch kolenách, končatiny bez skrútenia, tkanivo obidvoch pľúc pri CT vyšetrení bez traumatických zmien, prítomná atelektáza (splasnutie) horného laloka pravých pľúc“.

Ide o slovný popis poranení, ktorý neuvádza ani intenzitu násillia, následkom ktorého došlo k vzniku poranení, ani lokalizáciu miesta na povrchu tela, kde uvedené násillie pôsobilo. Preto sú textom odovzdané informácie relatívne málo využiteľné pre potreby technickej analýzy, nakoľko pri ich interpretácii technickým znalcom môže dôjsť (a väčšinou aj dochádza) iba k povrchnému a v podstate len schematickému posúdeniu (údaj, že na tele sa nachádzala zlomenina bez akýchkoľvek detailnejších charakteristík je potrebné pokladať za viac menej iba orientačný).

„Na základe objektívneho lekárskeho vyšetrenia doplneného výsledkami CT-vyšetrenia boli stanovené nasledovné diagnózy:

- *S 06.6 Subarachnoidálne krvácanie po úraze. Subarachnoidálna hemorágia F bilat. [krvný výron pod pavúčnicou v čelovej oblasti mozgu obojstranne].*
- *Drobné petechiálne prekrvácenie v bielej hmote čelového laloka mozgu.*

- *Atelectasis lobi superioris pulmonis l. dx. [splasnutie horného laloka pravých pľúc].*
- *Fissura baseos orbitae l. sin. [štrbinovitá zlomenina spodiny ľavej očnice]*
- *Contusio reg. periorcularis l. sin et capitis reg. occipitalis l. dx et reg. temporalis l. sin [pomliaždenia hlavy v okolí ľavej očnice, v záhlavnej oblasti vpravo a v spánkovej oblasti vľavo]*
- *Excoriationes genus bilat. [kožné odreniny na kolenách obojstranne]*
- *St. p. epistaxim [stav po krvácaní z nosa]*
- *Distorsio columnae vertebralis partis cervicalis [podvrtnutie krčnej chrbtice].“*

Následne bola, vychádzajúc z uvedených diagnóz, vypracovaná nasledovná štruktúrovaná súdnolekárska diagnóza.

„Základné porušenie zdravia (ZPZ):

Polytrauma: pomliaždenia hlavy v okolí ľavej očnice, v záhlavnej oblasti vpravo a v spánkovej oblasti vľavo, kožné odreniny na kolenách obojstranne, štrbinovitá zlomenina spodiny ľavej očnice, ložiskové pomliaždenie bielej hmoty čelového laloka mozgu, podvrtnutie krčnej chrbtice.

Priame pourazové komplikácie (Ko 1):

Krvný výron pod pavúčnicou v čelovej oblasti mozgu obojstranne.

Splasnutie horného laloka pravých pľúc.

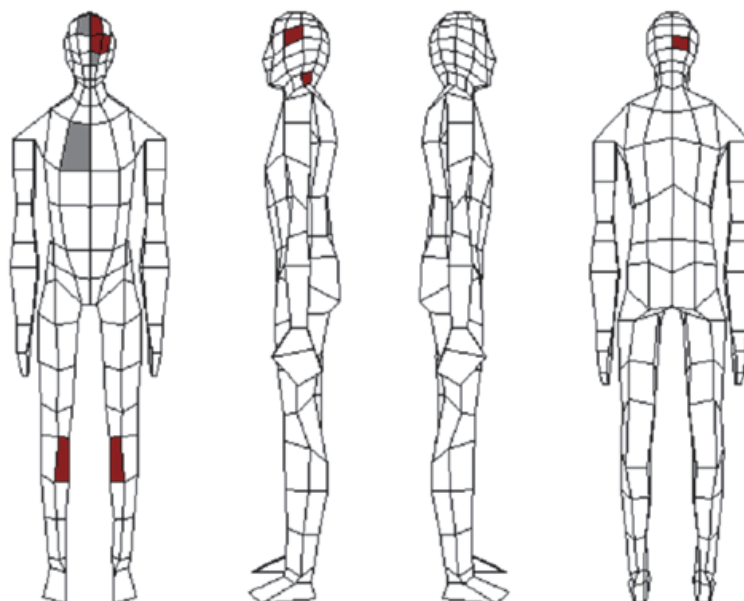
Stav po krvácaní z nosa.

Komatózný stav.“

Uvedené poranenia poškodeného chodca BB boli vizualizované a kvantifikované pomocou skórovacieho systému FORTIS (*Forensic Traumatology Injury Scale*) – ide o grafické znázornenie lokalizácie na šablóne ľudského tela v 128 topografickoanatomických oblastiach. Kvantifikácia poranení v uvedenom prípade odráža závažnosť poranení vznikajúcich pri dopravnej nehode v závislosti od mechanickej energie, ktorou boli tieto poranenia spôsobené. Systém FORTIS je modifikáciou medzinárodne

prijatej šandardizácie parametrov poranení AIS/ISS (*Abbreviated Injury Scale/Injury Severity Score*) a predstavuje spôsob parametrizácie poranení a ich komplikácií pri účinkoch mechanického násilia.

„Poranenia poškodeného chodca BB sú kvantifikované a je vykonaná lokalizácia kontaktných miest v systéme FORTIS nasledovne obr.4 a tab. 2:



FORTIS

	Celkom	ZPZ	Ko1	Ko2
Trup	1,5	0	1,5	0
Panva	0	0	0	0
Pravé stehno	0	0	0	0
Pravé lýtko	0,2	0,2	0	0
Pravé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé stehno	0	0	0	0
Ľavé lýtko	0,2	0,2	0	0
Ľavé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé nadiaktie	0	0	0	0
Ľavé predlaktie	0	0	0	0
Pravé nadiaktie	0	0	0	0
Pravé predlaktie	0	0	0	0
Krk	2	2	0	0
Hlava	8,8	6,9	1,9	0
Ľavé koleno	0	0	0	0
Pravé koleno	0	0	0	0

Celkom: FORTIS ZPZ 9,3
 Celkom: FORTIS Ko1 3,4
 Celkom: FORTIS Ko2 0
 FORTIS celkom 12,7

Obr.4 Lokalizácia kontaktných miest a kvantifikácia poranení poškodeného chodca BB, skórovacím systémom FORTIS.

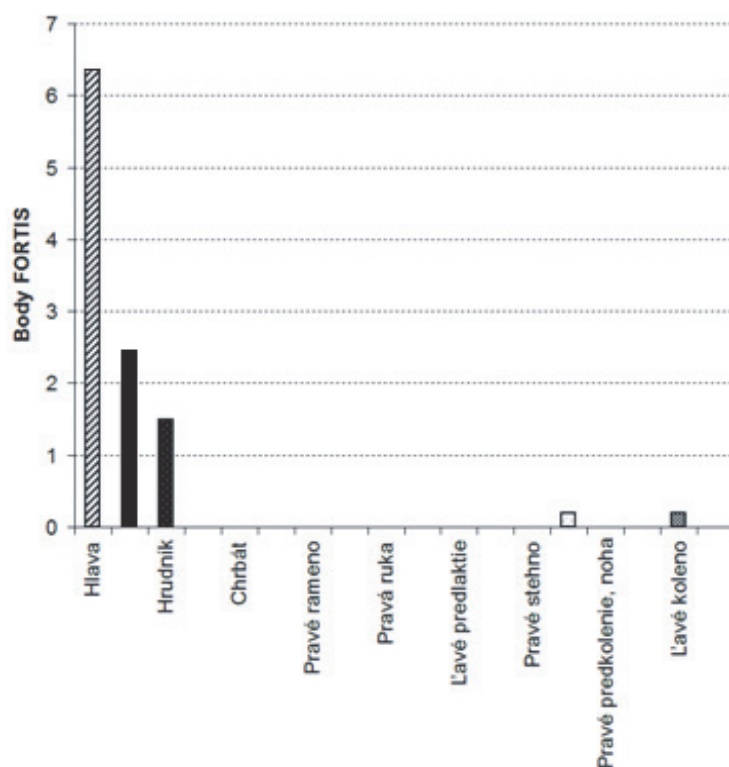
Hodnotenie poranení zodpovedá 9,3 bodov FORTIS (BF) základného porušenia zdravia (BF-ZPZ). Hodnotenie poúrazových komplikácií (BF-Ko1) je vo výške 3,4 bodov FORTIS. Celkové bodové hodnotenie FORTIS (BF) – 12,7 tak ako je zobrazené v tabuľke 2.

Tabuľka 2: Bodové hodnotenie poranení poškodeného chodca B.B.

<i>P.č.</i>	<i>Popis poranenia, komplikácie</i>	<i>Body FORTIS základného porušenia zdravia (BF-ZPZ)</i>	<i>Body FORTIS poúrazových komplikácií (BF-Ko1)</i>
1	<i>Pomliaždenie hlavy v okolí ľavej očnice</i>	0,4	
2	<i>Pomliaždenie hlavy v záhlavnej oblasti vpravo</i>	0,3	–
3	<i>Pomliaždenie v spánkovej oblasti vľavo</i>	0,3	
4	<i>Kožné odreniny na kolenách obojstranne</i>	0,2 x 2	
5	<i>Štrbinovitá zlomenina spodiny ľavej očnice</i>	1,6	
6	<i>Ložiskové pomliaždenie bielej hmoty čelového laloka mozgu</i>	3,8	
7	<i>Podvrtnutie krčnej chrbtice</i>	2,5	
	<i>Krvný výron pod pavučnicou v čelovej oblasti mozgu obojstranne</i>		1,5
	<i>Spľasnutie horného laloka pravých pľúc.</i>		1,5
	<i>Stav po krvácaní z nosa</i>		0,4
	<i>Celkové bodové hodnotenie FORTIS podľa kategórii (BF-ZPZ, BF-Ko1)</i>	9,3	3,4
	<i>Celkové bodové hodnotenie FORTIS (BF)</i>	12,7	

Z uvedeného je možné usúdiť, že poranenia poškodeného chodca BB sú kvantifikované v rámci polytraumy a priamych poúrazových komplikácií ako 12,7 bodov FORTIS (BF) – z hľadiska súdnolekárskej traumatológie **ide o ťažké poranenie.**

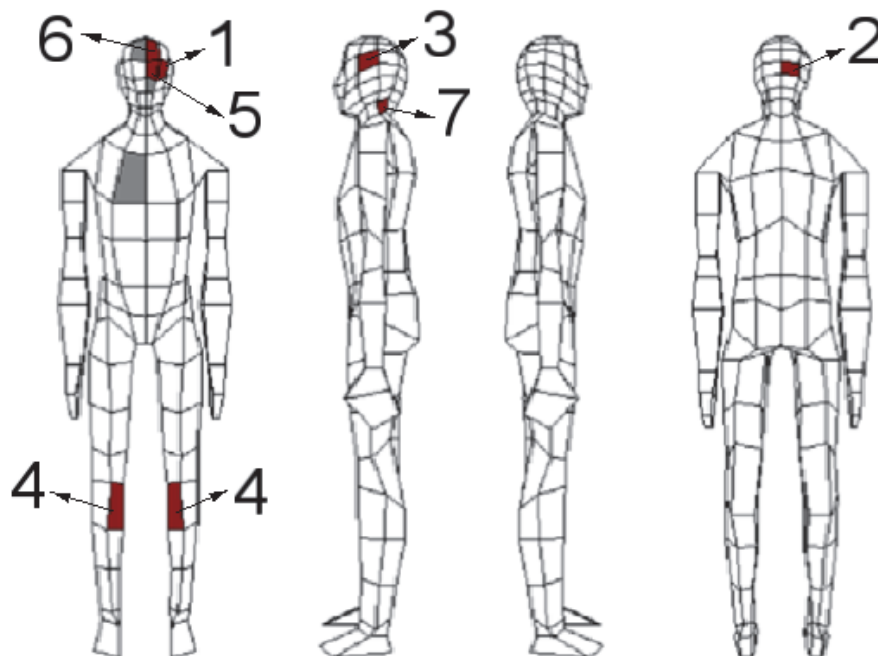
Na základe kvantifikácie poranení menovaného pomocou skórovacieho systému FORTIS (Forensic Traumatology Injury Scale) bola vypracovaná individuálna signatúra poranení chodca – ide o grafické znázornenie závažnosti poranení (ZPZ) podľa základných oblastí tela pri posudzovanej dopravnej nehode (tieto zodpovedajú častiam výpočtového modelu PC Crash).“



Obr.4 Individuálna signatúra poranení chodca pri dopravnej nehode na základe hodnotenia skórovacím systémom FORTIS.

Uvedené je možné doplniť o najnovšie odporúčanie, ktorým je vhodnosť k zisteným poraneniám priradovať číselné poradie nielen v tabuľke bodového hodnotenia, ale aj v zobrazení poraného tela s lokalizáciou kontaktov kategórie ZPZ – vid' obr.5. Toto by viedlo k zníženiu možnosti zámény poranení alebo potreby dodatočnej konzultácie technického znalca so súdnym lekárom. Priradovanie číselného poradie poranenia je možné pokladať za výhodné aj pre potreby popisu a aj ostatnej komunikácie vo veci, ktorá by sa týmto značne zjednodušila a skonkretizovala. Uvedené číselné poradie by bolo možné

pokladať za vhodné aj pri dokumentácii poranenia – fotodokumentácia, obrazové a iné záznamy zo špeciálnych vyšetrení apod.



Obr.5 Lokalizácia kontaktných miest poranení poškodeného chodca BB, skórovacím systémom FORTIS s vyznačením číselného poradia zraňujúcich kontaktov.

V zásade by išlo o určitú analógiu s číslom stopy zadokumentovanej na mieste vzniku dopravnej nehody. Uvedený postup a jeho striktné dodržiavanie by tiež umožňoval postupné „pridávanie“ poranení na základe ďalších zistení aj s časovým odstupom a zaručoval by, že nedôjde k žiadnej „strate“ poranenia. Táto skutočnosť by sa stala dôležitou v prípade ak by program PC FORTIS bol využívaný na všetkých lekárskejších pracoviskách, ktoré by prišli do styku s poraneným chodcom až do jeho úplného vyliečenia, pričom by program registroval licenciu, z ktorej boli záznamy otvorené a v prípade vkladania nových údajov aj to, ktoré údaje boli vložené. Potom by bolo možné v uvedenom programe uchovávať a otvárať záznamy o poraneniach a liečení v elektronickej podobe a tieto by mohli byť neoddeliteľnou súčasťou zdravotníckej dokumentácie. Táto predstava zodpovedá aj súčasným všeobecným úvahám a snahám o zvýšenie elektronizácie vedenia zdravotnej dokumentácie ako aj súdnych spisov.

Obr.6 Ukážka súboru systému FORTIS vo formáte INJ určenom pre program PC FORTIS

Podobné zobrazenia poranení na ľudskom tele boli zo strany súdnych lekárov vyhotovované už v skorších obdobiach. Rozdiel oproti systému FORTIS je v tom, že tento nezobrazuje poranené miesto, ale miesto kontaktu sily, následkom ktorej došlo k poraneniu.

Tiež je možné spomenúť návrh p. prof. Bradáča, ktorý vyjadril názor, že by pri jednotlivých poraneniach mohol byť zo strany súdneho lekára vyznačený aj smer pôsobiacej sily, čo by v prípadoch, kedy by bolo možné vylúčiť omyl, bolo nepochybne pre celú problematiku prínosom.

Tabuľka 3. Tabuľka FORTIS pre poranenia steny hrudníka a brucha

Skupina	Typ poranenia	Popis poranenia	FORTIS
I	Pomliaždenie	Tupé poranenie kože a podkožia za každých 100cm ² Tupé poranenie svaloviny steny hrudníka a brucha za každých 10 cm ²	0,2 0,1
	Roztrhnutie Zlomenina	Koža a podkožné tkanivo, podľa rozsahu Menej ako 3 rebrá (zatvorené zlomeniny) Zlomenina kľúčnej kosti bez posunutia úlomkov	1-2 1-2 2
II	Roztrhnutie Zlomenina	Koža, podkožné tkanivo a svalovina	1
		Viac ako 3 rebrá vedľa seba (zatvorené zlomeniny)	2-3
		Otvorená alebo trieštivá zlomenina kľúčnej kosti	2
		Zatvorená zlomenina mostíka Zatvorená alebo otvorená zlomenina tela lopatky	2 2
III	Roztrhnutie Zlomenina	Celá hrúbka steny hrudníka s poškodením pohrudnice	2
		Otvorená alebo trieštivá zlomenina mostíka	2
		Trieštivé zlomeniny menej ako troch rebier na jednej strane	3-4
IV	Roztrhnutie Zlomenina	Roztrhnutie tkanív steny hrudníka so zlomeninami rebier	4
		Trieštivé zlomeniny viac ako troch rebier na jednej strane	3-4
V	Zlomenina	Trieštivé zlomeniny viac ako troch rebier obojstranne – známky <i>flait chest</i>	5

- Uvedená tabuľka sa týka iba steny hrudníka a nezahŕňa vnútorné orgány.
- Pri poškodení príslušných ciev hrudníka s vnútorným alebo vonkajším krvácaním treba zvýšiť hodnotu FORTIS o 0,2 bodov za každých 1 mm² prerušeného vnútorného priemeru žily. Pri problémoch s počítaním použiť tab. 5.
- Ak je tupé poranenie spojené so zakrvácaním (vykrvácaním) – pridať 0,1 bodu za každých 100 ml krvi

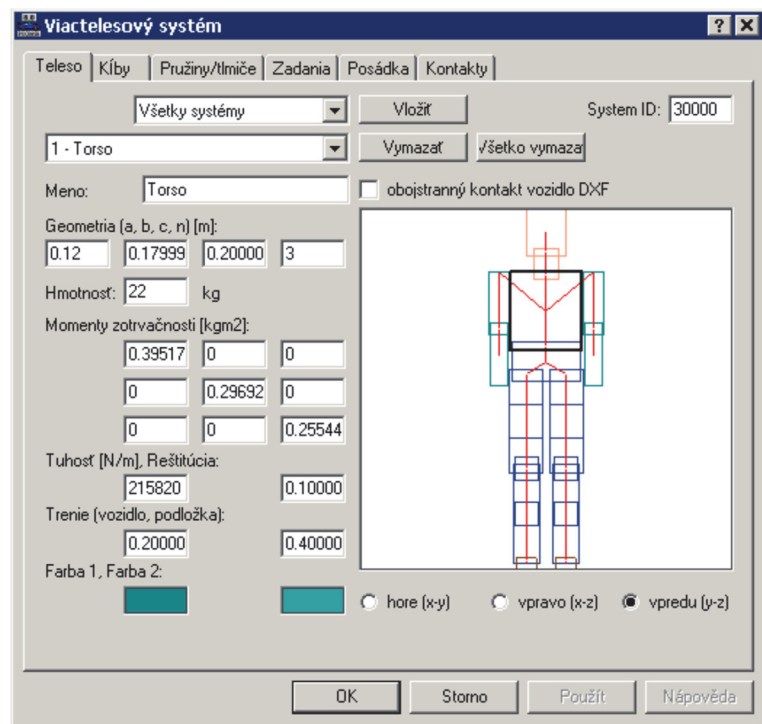
3.3 Simulačný program použitý pri riešení problematiky

Na riešenie problematiky bol využívaný simulačný program PC Crash, ktorý využíva Kudlich – Slibarovo riešenie rázu, ktorý predstavuje pre modernú analýzu zrážky vozidiel zásadnú kvalitatívnu zmenu a ktorý sa významne rozšíril po roku 1990 v dôsledku masívneho rozšírenia výpočtovej techniky. Jeho využitie pre riešenie prezentovanej problematiky je dané tým, že v čase, kedy bol zahájený výskum, nebol k dispozícii výpočtový alebo simulačný program vhodný pre daný účel. Vzhľadom k problematike je potrebné uviesť, že výpočet zrážky vozidla a chodca je vykonávaný v tzv. „doprednom systéme riešenia“, ktorý je založený na postupe hľadania technicky prijateľného riešenia cestou vylučovania nesprávnych riešení, pričom pre každé skúšané riešenie sa menia vstupné veličiny (**Príloha 3**). Za správne riešenie je pokladané riešenie, ktoré zodpovedá známym skutočnostiam (miesto zrážky, konečné polohy stopy po pohybe vozidla a chodca v mieste vzniku dopravnej nehody a pod.). Pri výpočtoch zrážok vozidiel využíva program kontrolné hodnoty (EES, GEV), pomocou ktorých je možné preveriť korektnosť výslednej simulácie, ktorá v ostatnom musí zodpovedať aj ostatným známym skutočnostiam, pričom protokol simulácie obsahuje podrobne vstupné veličiny, výsledné veličiny a kontrolné veličiny, čo protokol simulácie zrážky vozidlo – chodec (VTS systém) neobsahuje.

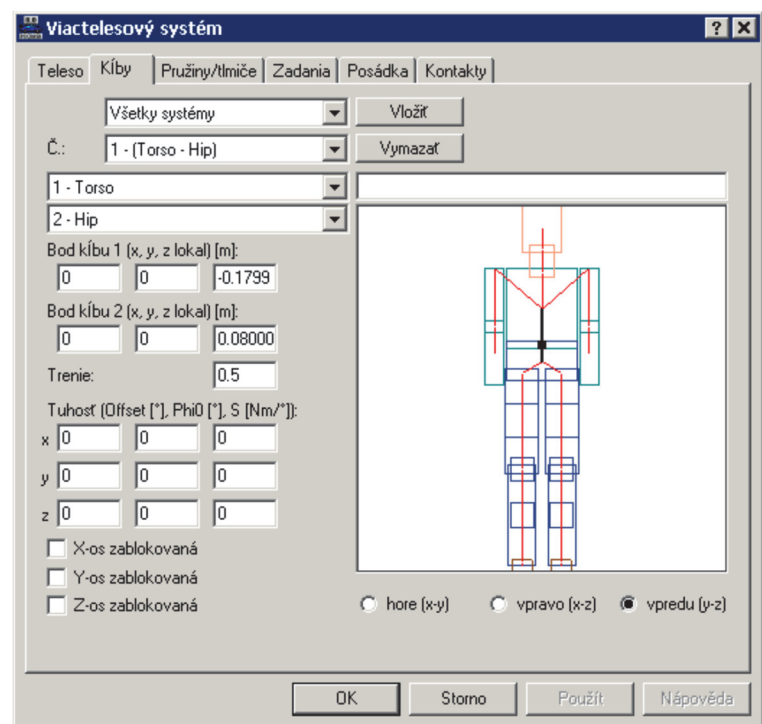
Program PC Crash je dostatočne známy a preto budú spomenuté iba skutočnosti [8], ktoré sa bezprostredne dotýkajú prezentovanej problematiky. Každý viactelesový systém pozostáva z ľubovoľného počtu telies, ktoré sú navzájom spojené kĺbmi alebo pružiacimi/tlmiacimi prvkami, pričom je teleso definované ako elipsoid, kde a , b , c sú poloosi a n je rád [9]

$$\left(\frac{|x|}{a}\right)^n + \left(\frac{|y|}{b}\right)^n + \left(\frac{|z|}{c}\right)^n = 1$$

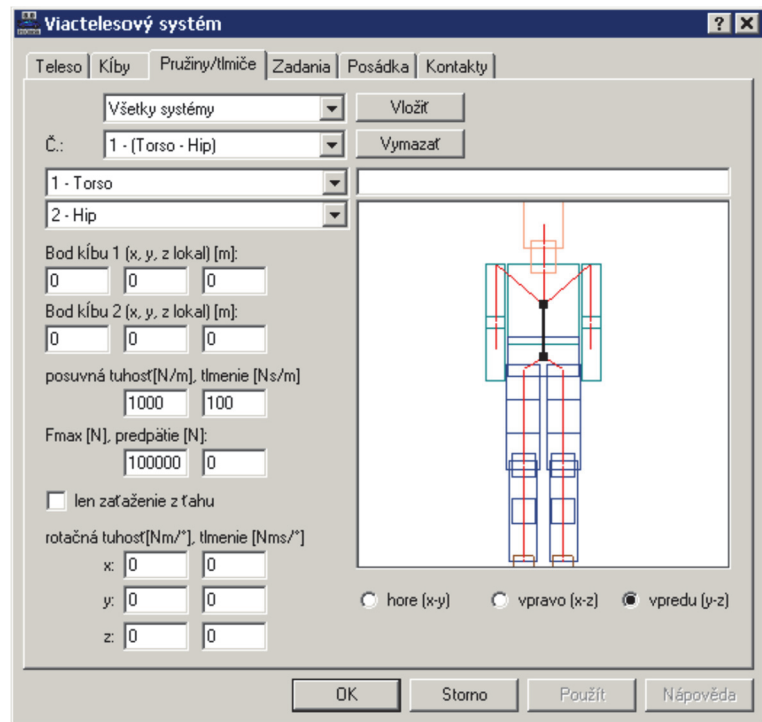
Program disponuje preddefinovanými viactelesovými systémami (Pedestrian), ktoré je možné upraviť z hľadiska geometrických rozmerov, veľkosti a rozloženia hmotností, ďalej sa zadávajú tuhosť a reštitúcia a definuje sa trenie medzi telesom a vozidlom a trenie medzi telesom a podložkou. Tiež je možné nastaviť tuhosť kĺbov a pružiacich/tlmiacich prvkov ako aj nastaviť vzájomné polohy „končatín“ a „postoj“ celého systému – vid' obr. 7 až 10.



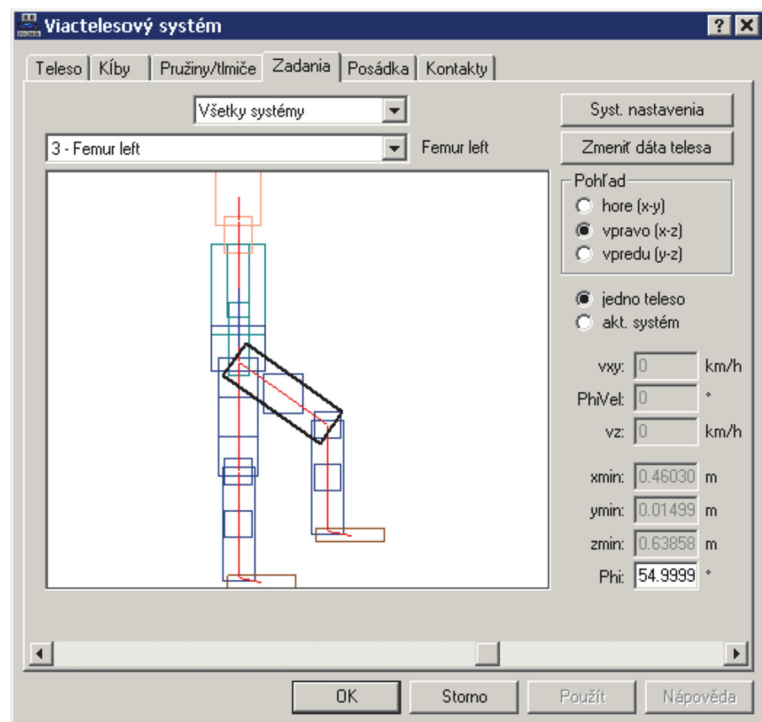
Obr.7 Okno „Viactelesový systém - teleso“, kde je možné editovať parametre relevantné pre Viactelesový systém



Obr. 8 Okno „Viactelesový systém - kĺby“, kde je možné definovať vlastnosti kĺbov pre Viactelesový systém



Obr.9 Okno „Viactelesový systém – pružiny/tlmiče“, kde je možné definovať vlastnosti pružín/tlmičov pre Viactelesový systém



Obr.10 Okno „Viactelesový systém – zadania“, kde je možné definovať polohy prvkov pre Viactelesový systém

Ukážka pohybu chodca podľa výpočtu a výpisu z protokolu tohto výpočtu:



Obr.11 Pohyb chodca podľa výpočtu zrážky vozidlo – chodec v 3D

Viactelesový systém	
Poh. hmotnosť [kg] :	65.0
Dĺžka [m] :	0.72
Šírka [m] :	0.52
Výška [m] :	1.62
Rýchlosť (V) [km/h] :	4.2
Smer rýchlosti (v) [Grad] :	-90.0
Uhol natočenia (ψ) [Grad] :	-94.0

Údery: 4359

Obr. 12 Výpisu z Protokolu výpočtu pohybu zobrazenom na obr.11 – pre Viactelesový systém použitých 164 úderov z 4359 úderov

Program PC Crash generuje aj diagramy, pričom pre viactelesový systém je možné zobrazenie diagramov:

Dráha

Zobrazenie ako diagram dráha – čas pre každé jednotlivé teleso.

Rýchlosť

Zobrazenie ako diagram rýchlosť – čas pre každé jednotlivé teleso.

Zrýchlenie

Zobrazenie ako diagram zrýchlenie – čas pre každé jednotlivé teleso.

Uhol rotácie

Zobrazenie ako diagram uhol rotácie – čas pre každé jednotlivé teleso.

Uhlová rýchlosť

Zobrazenie ako diagram uhlová rýchlosť – čas pre každé jednotlivé teleso.

Uhlové zrýchlenie

Zobrazenie ako diagram uhlové zrýchlenie – čas pre každé jednotlivé teleso.

Energia

Zobrazenie ako diagram energia – čas pre každé jednotlivé teleso.

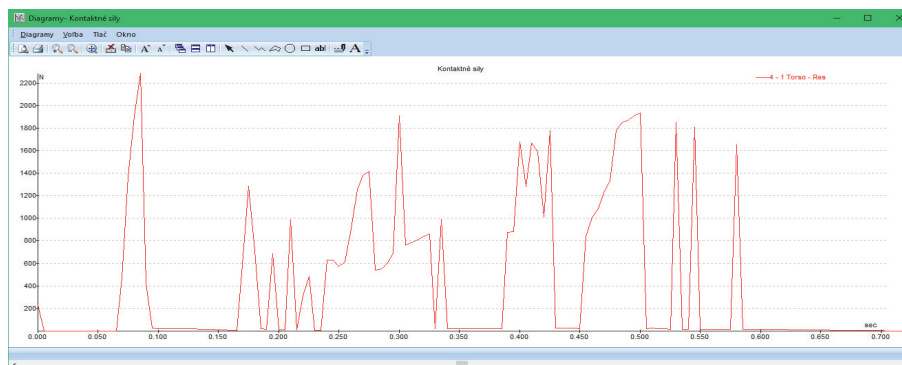
Kontaktné sily

Zobrazenie ako diagram kontaktné sily – čas pre každé jednotlivé teleso v smere x, y a z a aj ako výslednica.

Sily pruženia

Zobrazenie ako diagram sily pruženia a momenty – čas pre každé jednotlivé teleso v smere x, y, a z a aj ako výslednica.

Pričom uvedené diagramy je možné zobrazit' tak ako je to na obr. 13



Obr. 13 Diagram kontaktných síl Torza (trup) pri pohybe viactelesového systému zobrazenom na obr.11

Diagramy je možné tiež exportovať numericky v zvolených časových krokoch vid' obr.14

Šúbor	Úpravy	Formát	Zobrazit'	Pomocník														
Čas	sec	1	1	Torso - x	N	2	1	Torso - y	N	3	1	Torso - z	N	4	1	Torso - Res	N	
0.0000	0.030220			0.011029				230.272081					230.272083					
0.0100	0.000000			0.000000				0.000000					0.000000					
0.0200	0.000000			0.000000				0.000000					0.000000					
0.0300	0.000000			0.000000				0.000000					0.000000					
0.0400	0.000000			0.000000				0.000000					0.000000					
0.0500	0.000000			0.000000				0.000000					0.000000					
0.0600	0.000000			0.000000				0.000000					0.000000					
0.0700	-263.782313			-20.895699				388.398886					469.969609					
0.0800	-1303.186045			564.498980				1267.630588					1903.638740					
0.0900	-387.925598			-53.447235				-156.846612					421.836476					
0.1000	-17.773796			12.019949				3.169494					21.689461					
0.1100	-14.196055			14.656962				-0.292946					20.406870					
0.1200	-11.495755			15.641715				-2.609887					19.586402					
0.1300	-10.658019			15.217049				-3.328910					18.874152					
0.1400	-7.152580			10.312584				8.908076					15.390351					
0.1500	0.504498			8.355791				7.847755					11.474363					
0.1600	1.216197			4.522365				4.607568					6.569673					
0.1700	587.211915			-22.840519				-45.434655					589.409735					
0.1800	67.209111			434.638939				563.529887					714.838457					

Obr. 14 Časť diagramu kontaktných síl Torza (trup) pri pohybe viactelesového systému zobrazenom na obr.11 vyexportovaného v numerickom vyjadrení

Je potrebné uviesť aj to, že PC Crash disponuje možnosťou vytvoriť z výpočtu (napr. na obr.11) videozáznam, ktorý je možné vytvoriť v zvolenej rýchlosti (od 1:1 až po 1000:1) zo zvoleného uhla pohľadu. Predmetná vlastnosť programu vytvára v súvislosti s problematikou tejto práce možnosť priamej kontroly priebehu zrážky a pohybu tela chodca (a aj vozidla) a jeho jednotlivých častí a jej porovnania s výsledkom súdnolekárskeho určenia kontaktných miest na tele chodca.

3.4 Teória signatúr poranení a kontaktov

Teória signatúr poranení a kontaktov predstavuje v prípade jednotlivých čiastkových kontrolných postupov simulácie zrážky najvyšší stupeň a jej použitie nasleduje po:

- kontrole výpočtu po stránke lokalizácie kontaktov medzi telom a vozidlom na vozidle
- kontrole výpočtu po stránke lokalizácie kontaktov medzi telom a vozidlom na tele
- kontrole výpočtov po stránke intenzity kontaktov medzi telom a vozidlom na vozidle
- kontrole výpočtov po stránke intenzity kontaktov medzi telom a vozidlom na tele,

pričom táto predstavuje resp. zahŕňa ozrejenie a porovnania:

- lokalizácie zraňujúcich kontaktov na tele na základe lokalizácie v programe PC Fortis a na základe vizualizácie výpočtu (simulácie)
- intenzity a vzájomných pomerov zraňujúcich kontaktov na tele v systéme FORTIS a v simulačnom programe (napr. PC Crash).

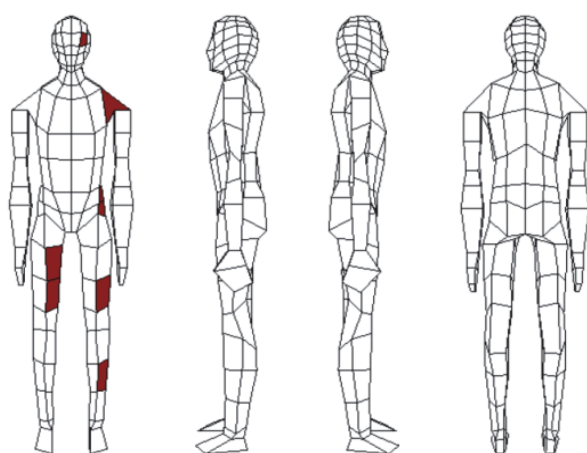
Predmetná teória (**Príloha 3, Príloha 4**) vychádza zo skutočnosti, že pri kontakte tela (časti tela) s vozidlom musia byť fyzikálne veličiny (hodnoty) zistené a určené ako príčina poranení a fyzikálne veličiny (hodnoty) zistené ako charakteristické hodnoty kontaktu teoreticky sebe rovné, pričom zahŕňa posúdenie hodnôt všetkých poranení v ich vzájomných pomeroch, ako aj všetkých kontaktov v ich vzájomných pomeroch a vzájomné porovnanie miery zhody týchto pomerov pri ich zhodnej lokalizácii.

Metóda určenia hodnôt fyzikálnych veličín spôsobujúcich poranenie je určená súdnolekárskeým skúmaním poranení a ich následnou parametrizáciou a lokalizáciou kontaktných miest.

Metóda určenia hodnôt fyzikálnych veličín charakterizujúcich kontakt je zistená výpočtom v simulačnom programe a lokalizácia kontaktu je určená vizuálnym odpozorovaním výsledného výpočtu alebo jeho videozáznamu.

Pri aplikácii teórie signatúr kontaktov a poranení je predpokladaný nasledovný postup:

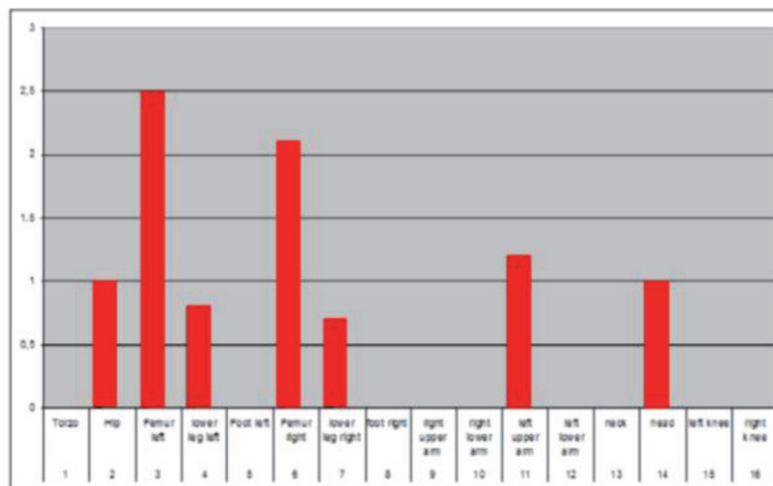
Grafické vyjadrenie hodnôt poranení v BF (Body Fortis) pri zohľadnení ich lokalizácie sa v rámci teórie signatúr nazýva **SIGNATÚRA PORANENÍ**.



FORTIS

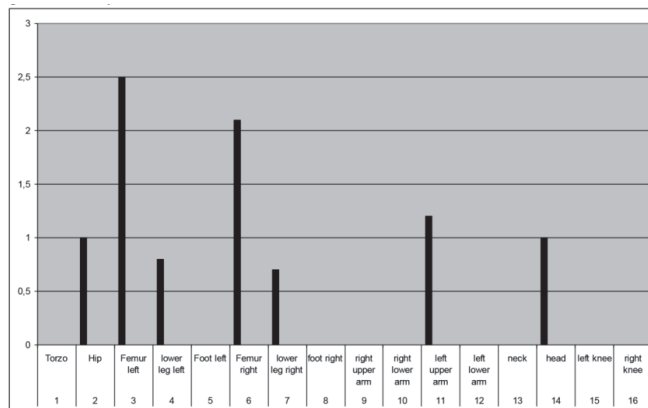
	Celkom	ZPZ	Ko1	Ko2
Trup	0	0	0	0
Panva	1	1	0	0
Pravé stehno	1,8	1,8	0	0
Pravé lýtko	0	0	0	0
Pravé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé stehno	2,5	2,5	0	0
Ľavé lýtko	0,6	0,6	0	0
Ľavé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé nadlaktie	1,3	1,3	0	0
Ľavé predlaktie	0	0	0	0
Pravé nadlaktie	0	0	0	0
Pravé predlaktie	0	0	0	0
Krk	0	0	0	0
Hlava	1	1	0	0
Ľavé koleno	0	0	0	0
Pravé koleno	0	0	0	0

Celkom: FORTIS ZPZ 8,2
 Celkom: FORTIS Ko1 0
 Celkom: FORTIS Ko2 0
 FORTIS celkom 8,2



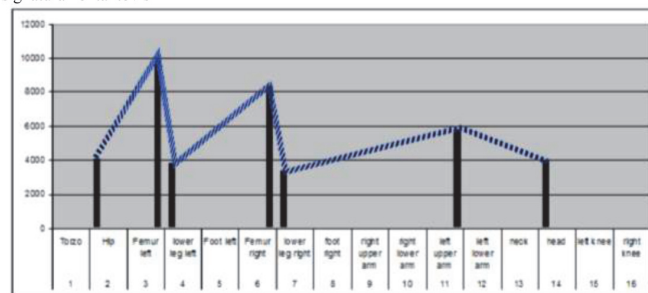
Obr.15 Príklad signatúry poranení odvodená od parametrizácie a lokalizácie poranení chodca

Grafické vyjadrenie hodnôt kontaktov podľa výslednej simulácie zrážky (t.j. vykonaného výpočtu) pri zohľadnení ich lokalizácie sa v rámci teórie signatúr nazýva **SIGNATÚRA KONTAKTOV**.

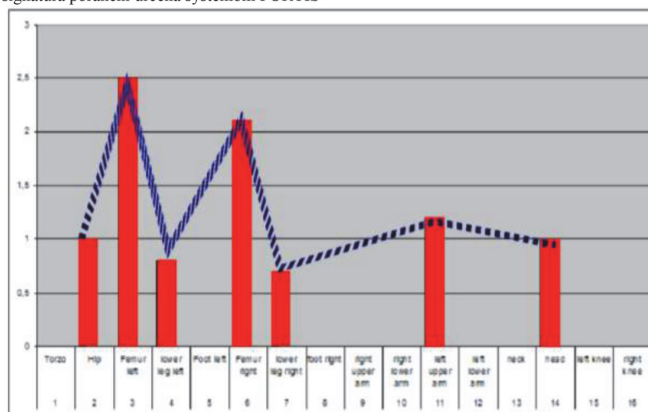


Obr.16 Príklad signatúry kontaktov zistenej výpočtom

signatúra kontaktov sim 30-30 P



signatúra poranení určená systémom FORTIS



Obr.17 Príklad vyhodnocovania miery zhody signatúry poranení a signatúry kontaktov

Pri vyhodnocovaní miery zhody signatúry poranení a signatúry kontaktov sú rozhodujúce pomery hodnôt priradených (pôsobiacich) na totožnú časť tela (zhoda

lokalizácie). Uvedené pomery následne vytvárajú tvar kriviek (signatúr) a tieto sú porovnateľné a je možné stanoviť mieru ich technickej prijateľnosti.

Popísaný spôsob je možné vzhľadom k riešenej problematike (II.) pokladať za univerzálny a plne využiteľný.

Snahy o iný spôsob využitia hodnôt a ich vzájomného porovnania (bez použitia signatúr) napr. porovnávanie číselných hodnôt atď.. viedli k nadmerne zložitým postupom, ktoré vo svojom výsledku nezaručovali úplnosť a plnú demonštrateľnosť a postupne bolo od týchto upustené.

Na základe dlhoročnej praxe je možné uviesť, že pojem „fyzikálna veličina“ vo väčšine prípadov zahŕňa kontaktnú silu vtedy, ak plocha kontaktu nepresahuje plochu jednej zo 128 topografickoanatomických oblastí. Ak vyznačená plocha je väčšia než jedna topografickoanatomická oblasť, je potrebné v tomto pomere znížiť kontaktnú silu (ide v podstate o prepočet na tlak na plochu jednej topografickoanatomickej oblasti).

Tiež je možné na základe dlhoročnej praxe uviesť empiricky zistený vzťah medzi parametrami určenými systémom FORTIS a kontaktnými silami, kde 1 BF (Bod Fortis) je možné interpretovať ako poranenie, ktoré zodpovedá pôsobeniu sily asi 1 kN.

Uvedené poznatky majú orientačný charakter, ale významne skvalitňujú komunikáciu medzi súdnymi lekármi a technickými zmlcami.

Pri posudzovaní vstupov je možné uviesť, že je potrebné pokladať lekársku lokalizáciu kontaktov za presnejšiu, nakoľko táto je vykonaná priamo na základe empirického poznania miesta na reálnom tele. Oproti tomu je bližšia lokalizácia kontaktov určená výpočtom možná iba odpozorovaním, nakoľko jednotlivé prvky výpočtového modelu - viactelesového systému nie sú plne kompatibilné vzhľadom k takejto potrebe presnej lokalizácie. Bola vytvorená teória subsignatúr (**Príloha 3**), pomocou ktorej by bolo možné sa detailnejšie orientovať na ploche tela pri lokalizácii. Uvedené subsignatúry sú využiteľné aj v prípade opakovaných kontaktov do jednej časti tela. Za týmto účelom boli vykonávané experimentálne lokalizácie s využitím subsignatúr s celkovým počtom prvkov 128. Bola vytvorená lokalizačná platforma a nad touto boli lokalizované bodové hodnoty s cieľom možného využitia tejto metódy pri vytváraní modulov na to určených v simulačných programoch, ktorých vývoj k zvýšeniu komfortu vyhodnocovania výsledných signatúr simulácií s možnou perspektívou zavedenia optimalizácií výpočtov.

4. PRÍNOS RIEŠENIA PROBLEMATIKY V SÚČASNOSTI A V BUDÚCNOSTI

4.1 Aplikácia riešenia v praxi

Prezentované postupy sú aplikované v znaleckej praxi už niekoľko rokov a tieto sú cestou judikátov (niekoľkých desiatok) aj plne zavedené v právnom systéme. Uvedená metodika bola využitá nielen pri analýze dopravných nehôd vozidla s chodcom (**Príloha5**), ale aj ostatných druhov nehôd. Tiež bola opakovane použitá v prípadoch určenia rozsahu poranenia v prípade iných podmienok (nepripútaný spolujazdec resp. pasažier).

Je možné predpokladať, že využívanie systému FORTIS sa bude zvyšovať, jeho využitie bude univerzálnejšie a že potreba posudzovania povedie aj k tomu zodpovedajúcemu zvýšeniu využitia teórie signatúr poranení a kontaktov ako klasifikačnej metódy využiteľnej pre úrazové deje. Je predstavený súdnolekársky systém pre parametrizáciu poranení, ktorého systematické využívanie od prvého kontaktu lekára s pacientom až do ukončenia liečenia by mohlo výrazne zvýšiť efektivitu a objektivnosť celého postupu v každej trestnej veci vo veci poškodenia zdravia a aj nasledovných konaniach, pričom uvedený systém FORTIS je schopný po krátkom zaškolení používať každý lekár.

Je zrejmé, že uvedené skutočnosti a predpoklady platia v plnej miere aj v prípade trestných konaní, kde je skutková podstata určená pojmom „Ujma na zdraví“, nakoľko procesy dokumentácie stavu a dokazovania sa prakticky nelíšia. Ako bolo už uvedené systém FORTIS umožňuje zváženie miery poškodenia zdravia v troch rovinách: ZPZ – základné porušenia zdravia, Ko1 – priame poúrazové komplikácie, Ko2 – pridružené komplikácie, ktorou kategorizáciou umožňuje hlbšie právne posúdenie celého poranenia, jeho následkov ako aj priebehu liečby. Je zrejmé, že doba liečenia tiež nepostihuje vo všeobecnosti v dostatočnej miere vplyvy nesprávnych liečebných postupov alebo aj iných komplikácií, ktoré s vlastným poraním nemajú priamy súvis, ale tieto majú vplyv na dĺžku liečenia. V praxi sa ukazuje, že uvedené hodnotenie má výrazne vyššiu hodnotu ako pre právne hodnotenie, najčastejšie používaná prostá doba práceneschopnosti resp. doba liečenia a že využívanie uvedeného systému pre hodnotenie miery poškodenia zdravia by prispelo k objektivizácii celého konania od vzniku skutku až po jeho výsledné právne

posúdenie vo všetkých kontextoch aj v prípade, že by miera hodnotenia poškodenia zdravia bola vyjadrená nie iba v bodoch FORTIS ale aj s prihliadnutím na doposiaľ používané hodnotenia [10].

4.2 Prínos riešenia problematiky do pedagogického procesu

V rámci hodnotenia vplyvu problematiky na vývoj pedagogických procesov je možné uviesť, že systém FORTIS je prednášaný na LF UPJŠ Košice zároveň so základnými informáciami o teórii signatúr poranení a kontaktov na základe grantovej podpory MŠ SR KEGA 3/4085/06 pre projekt „Kvantifikácia poranení v súdnom lekárstve a traumatológii – výučbová databáza FORTIS“. Týmto spôsobom je zabezpečené vzdelávanie lekárov pre používanie uvedeného systému. Celý pedagogický proces je trvale obsahovo a metodicky skvalitňovaný.

Je možné predpokladať, že uvedená problematika by bola prínosom aj pre výchovu technických znalcov, kde by mohla prispieť k rozšíreniu pohľadu na nehodový dej o nové poznatky súvisiace so vznikom poranení a k jeho interdisciplinárnemu hodnoteniu a využitiu v rámci analýzy dopravnej nehody.

Tiež informatívny blok v prednáške trestného práva v rámci problematiky kriminalistických stôp resp. súdneho lekárstva pre právnikov by mohol priviesť študentov k pochopeniu určitých zákonitostí a mohol by odstrániť niektoré nesprávne názory a predstavy napr. že k dopravným úrazom (a aj k niektorým ostatným úrazom) dochádza následkom chaotických a náhodných pohybov tela a že na tieto nemajú priamy vplyv zistiteľné a vyhodnotiteľné okolnosti a fyzikálne zákonitosti. Je zrejmé, že následkom tohto by sa postupne skvalitnil prístup k spôsobu dokumentácie a hodnotenia poranení ako stôp a zvýšil by sa dôraz na väčšie využívanie interdisciplinárnych postupov v kriminalistickej praxi smerujúcich k zvyšovaniu kvality dokazovania a tým aj k zvyšovaniu právnej istoty občanov.

5. POUŽITÁ LITERATÚRA

- [1] Pustina P.: Možnosti určení střetové rychlosti vozidla při znalecké analýze nehod s chodci, dizertační práce, USI VUT Brno, 2003
- [2] Vorel F. Dopravní nehody chodců – odhad nárazové rychlosti vozidla na základě kvantity poranění chodce. Soudní Lékařství 1993, vol. 38, no. 4, s. 37-38.
- [3] Webová stránka: www.vca.cz
- [4] Lindstedt L., Vychytil J., Dziewwonski T., Hynčík L.: Numerical tests of the virtual human model response under dynamic load conditions defined in federal aviation regulation part 23.562 and 25.562 – preliminary study. Archive of Mechanical Engineering, LXIII (4), 2016, doi: 10.1515/meceng-2016-0029.
- [5] L. Hynčík, T. Bońkowski, J. Vychytil :Application of virtual human body model in barrier testing University of West Bohemia Plzeň (Pilsen), Czech Republic From Panoramio International workshop on the injury prevention capabilities of existing road barriers and testing methods 28 – 29 September 2017, Alcañiz (Spain)
- [6] Porada V.: Kriminální metodika vyšetřování. Plzeň: Vydavatelství a nakladatelství Aleš Čeněk, 2007, ISBN 978-807-3800-420
- [7] Bradáč A. a kolektiv: Soudní inženýrství, CERM akademické nakladatelství s.r.o. 1999, ISBN 80-7204-133-9
- [8] PC-CRASH Program na simuláciu dopravných nehôd, Uživatelská príručka, Slovenský jazyk, Linz, November 2010, Verzia 9.0, Dr. Steffan Datentechnik, Linz, Rakúsko, Preklad: Prof. Ing. Gustáv Kasanický, CSc. v spolupráci s EMG Košice
- [9] Moser A., Štefan H., Kasanický G.: The Pedestrian Model in PC-Crash -The Introduction of a Multi Body System and its Validation, SAE 1999 99B-118
- [10] Mandelík J., Havaj P., Križovský S.: Možnosti zvýšenia kvality lekárskeho hodnotenia poškodenia zdravia v kontexte s trestnými činmi ublíženia na zdraví, 8. medzinárodná vedecká konferencia Národná a medzinárodná bezpečnosť, Akadémia ozbrojených síl gen. M.R. Štefánika, Liptovský Mikuláš, 2017, str. 284-296, ISBN 978-80-8040-551-9

6. ZOZNAM PRÁC A TEXTOV TVORIACICH PODKLAD HABILITAČNEJ PRÁCE

1. Mandelík J., Bundzel M.: Application of neural network in order to recognize individuality of course of vehicle and pedestrian body contacts during accidents, *International Journal of Crashworthiness*, 2018, ISSN 1784-2011: 1-14, Príloha 1
2. Bobrov N., Mandelík J., Havaj P.: Možnosti súdnolekárského hodnotenia úrazov a jeho využitia pri interdisciplinárnom vyšetrowaní dopravných nehôd, monografia, 225 s, VŠBM Košice, 2017, ISBN 978-80-8185-021-9, Príloha 2: s.19-35
3. Bobrov N., Mandelík J., Havaj P.: Možnosti súdnolekárského hodnotenia úrazov a jeho využitia pri interdisciplinárnom vyšetrowaní dopravných nehôd, monografia, 225 s, VŠBM Košice, 2017, ISBN 978-80-8185-021-9, Príloha 3: s.36, s. 53-109
4. Mandelík J., Bobrov N., Nevolná Z.: Parametrization of pedestrian injuries and its utilisation in proving traffic accidents course using injury signatures and contact signatures, *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 2018, I-XIV eISSN:2251-7200, Príloha 4
5. Bobrov N., Mandelík J., Havaj P.: Možnosti súdnolekárského hodnotenia úrazov a jeho využitia pri interdisciplinárnom vyšetrowaní dopravných nehôd, monografia, 225 s, VŠBM Košice, 2017, ISBN 978-80-8185-021-9, Príloha 5: s. 190-204

Application of neural network in order to recognise individuality of course of vehicle and pedestrian body contacts during accidents

Ján Mandelík ^a and Marek Bundzel^b

^aDept. of Security in Transportation, The University of Security Management in Kosice, Košice, Slovak Republic; ^bDept. of Cybernetics and Artificial Intelligence, Technical University in Košice, Košice, Slovak Republic

ABSTRACT

We have performed experimental evaluation of the possibility to recognize the type of the vehicle vs. pedestrian collision based on the extent and localization of the pedestrian's injuries. The experiments verify the possibility to recognize the attributes of a collision to certain extent and the possibility to identify it based on these. We have used simulated data and a feedforward artificial neural network. The real world injuries can be parameterized by means of the FORTIS forensic system. We have simulated 255 collisions using the PC Crash program. We describe the process of data preparation, artificial neural network training and the experimental results that suggest that the individuality of pedestrian and vehicle collision parameters can be recognized.

ARTICLE HISTORY

Received 2 September 2017
Accepted 20 January 2018

KEYWORDS

vehicle vs. pedestrian collision; PC Crash; Artificial Neural Network; injury parametrisation system; identification of a collision type

1. Introduction

The models and experiments described here are related to processing of output data from crash simulations based on a standard pedestrian and a standard vehicle, rendered by PC-Crash software used to analyse a pedestrian – vehicle collision, [1],[2],[3]. The purpose of the experiments was to demonstrate the association between the distribution and severity of injuries on the pedestrian's body and the type of the collision in which the injuries were sustained. The original intention was to use data from real accidents but due to insufficient quantity of the available data we have used data from computer crash simulations. Our assumption was that the distribution and severity of the consequence of the pedestrian–vehicle contact is the pedestrian's injury impact.

Therefore, it was necessary to first render a model that would approximate the 'injuries' of the simulated pedestrian and perform the classification of crashes into determined categories according to extent and localisation of 'injuries' of a pedestrian. Even though the use of computer simulations in PC Crash program is insufficient to replace data from real crashes to confirm the hypothesis that the distribution of injuries on pedestrian body bears a unique signature of the type of crash, computer simulations may be used to support this hypothesis to a degree when it would be possible to justify the reasonability of future collection of the real data for experimental purposes.

The simulations of collisions were performed at different crash speeds (e.g. 30 km/h) and steering angles of the pedestrian (e.g. 30°). Figures 1–3 illustrate the setup of such 30–30 simulation.

2. Description of crash simulation procedure – building the database

The data from the total of 255 simulated pedestrian–vehicle crashes were used.

2.1. Simulations of pedestrian and vehicle crashes

Here we describe how we have obtained the simulation data. The simulations were performed using a personal computer with Celeron CPU 2.20 GHz processor, with MS WINDOWS XP operating system using PC-CRASH application version 7.2. The calculation mode was Kinetics with integration increment of 15 m/s. Every crash was simulated from time point 0 to 3.025 s. The calculated values of individual parameters were exported to data files with 10 ms increment. The above specified fixed duration of simulation was chosen with respect to the duration of the calculation (time consuming simulation to final position), and it was however sufficient to include in the simulation all contacts between vehicle and individual parts of the pedestrian's body as well as contacts of individual parts of pedestrian's body with the

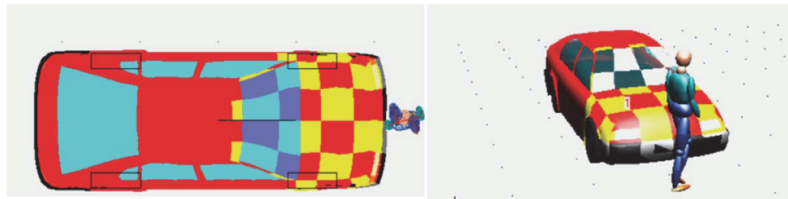


Figure 1. Basic situation – mutual positions of pedestrian and vehicle in ground plan and in 3D.

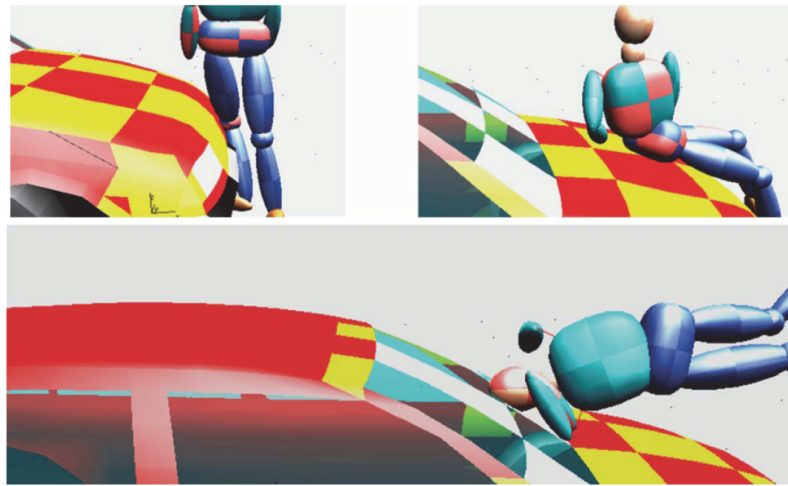


Figure 2. Course of collision – display of contacts during collision.

carriageway upon impact on the road. The subsequent sliding of pedestrian on the surface of the carriageway until full stop was irrelevant for our purposes as the most significant injuries necessary to render individual crash signature were sustained by the pedestrian in the previous two phases.

2.2. Vehicle

All simulations were based on a simulated vehicle Škoda Octavia 1.9 from the PC-CRASH program catalogue. We chose this vehicle as the shape of its chassis, weight, driving properties correspond very well to the average vehicle in the lower middle class. The initial speed of the

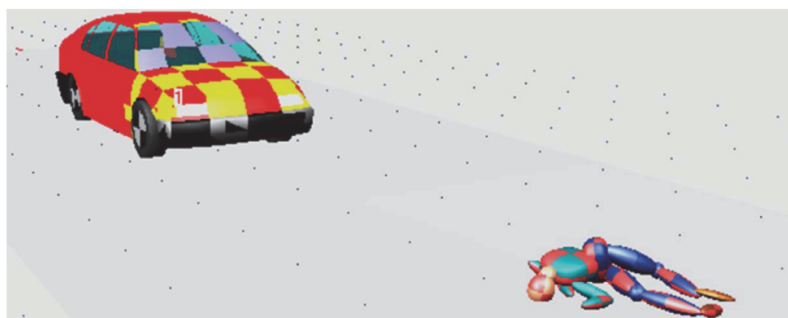


Figure 3. Final positions of vehicle and pedestrian after collision according to 30-30 calculation.

vehicle into simulation was set in four speed intervals (30–40, 40–50, 50–60 and 60–70 km/h), where a particular speed within each interval was set using a generator of uniform distribution pseudo-random numbers. The vehicle entered the simulation under full braking power and corresponding forward inclination of the vehicle (2.8°) as it is reasonable to assume that in most pedestrian crashes the driver notices the pedestrian and brakes with maximum attainable braking power. The collisions where the driver would begin to apply brakes at the time of vehicle contact with the pedestrian were not simulated while creating the database.

2.3. Pedestrian

For the purposes of the simulation, the pedestrian model was based on a 46-year-old male, with the body height of 173 cm and body weight of 75 kg, walking at normal speed of 4.2 km/h, i.e. 1.157 m/s. These parameters of the pedestrian as well as the mutual positions of individual parts of the body in individual phases of walking were accepted from the USI Žilina software Videanalýza 1.0 (Videoanalysis 1.0) and used for multi-body system in the PC-CRASH software. The simulations were carried out for 20 phases of gait. The pedestrian was positioned at the initial position of the simulation, in front of the vehicle, immediately before the point of the first contact with the vehicle. We have set up a frontal crash simulation of a pedestrian and a vehicle. The pedestrian's centre of gravity was located at the distance of 0–47 cm from the axis of the vehicle. For every simulation a specific value was chosen using a uniform distribution of pseudo random numbers.

With respect to the direction of walking the intervals of 0–30, 30–60, 60–90, 90–120, 120–150, 150–180, 180–210, 210–240, 240–270, 270–300, 300–330, 330–360 degrees were applied. For the first phase a random angle was chosen for each of the above intervals. For the subsequent gait phases the angle was randomly selected from the intervals of 0–90, 90–180, 180–270, 270–360 degrees to reduce the simulation time. Thus, the determined angle was then allocated to the corresponding interval as mentioned above. This technique was used to enable later expansion of the simulation database if necessary due to insufficient size of database for the desired purposes. An 8-bit pocket computer CASIO FX-880 P was used as a generator of pseudo-random numbers. A total of 255 simulations were calculated.

2.4. Simulation procedure

- First simulation: pedestrian in the first phase of gait.

- Parameters and position of the pedestrian were set (position of individual parts of the body, speed of movement).
- Vehicle was set (Škoda Octavia 1.9 TDi, position of the centre of gravity, speed, dynamic condition, etc.).
- Calculator is used to randomly select speed from the first interval (30–40 km/h).
- Frontal crash, i.e. in the first phase of the gait the position of the pedestrian's centre of gravity is on vehicle axis.
- In the following phases of gait – randomly selected from interval 0–47 cm.
- Random selection of the angle of rotation (direction of walking), from the first interval of angles, i.e. 0–30 for the first phase of gait, 0–90 for the second phase of gait, the file is saved under sim-30-30 (using template Type_crash (sim/sim)-speed_car (Bottom_boundary_interval)angle_pedestrian (upper_limit_interval)).
- The simulation should be saved.
- Video-sequence of the crash – lateral view and driver's view.
- Visual inspection of the course of the crash.
- Export of individual diagrams in numeric format for additional processing.

Next simulation: random selection of speed from the same interval and position 0–47 cm with change of the pedestrian walking direction from another interval according to distribution.

Upon completion of all angle intervals, the procedure was repeated with higher speed.

Upon completion of the speed and angle ranges the pedestrian position was set in the interval of 47–87 cm from vehicle axis and the entire procedure was repeated for individual speed and angle ranges.

After this, the entire cycle was repeated for another phase of pedestrian gait.

3. Determination of the 'contact coefficient' as the parameter of intensity and location of contacts according to the crashes rendered by PC CRASH

A requirement for determination of the 'contact coefficient' that replaces the injury coefficient in FORTIS system for individual parts of the body was that the actual injuries identifying the type of crash result from contact of the pedestrian's body with the vehicle (the 'contact'). The injuries resulting from other reasons were dismissed for the purpose of simplicity. However, the output from PC CRASH does not include information on the time

and intensity of contacts. Therefore, it was necessary to find the means how to identify the contacts in the simulation data. Upon testing of several approaches, the best method appeared to be to calculate the energy supplied or removed from a particular body part (acceleration/deceleration) for every time segment, and identify the contacts based on the rate of energy change. This calculation was based on two data files exported from PC CRASH: the file containing three-dimensional (3D) coordinates of body part positions at individual time points and the file containing 3D coordinates of force vectors acting upon individual body parts at individual time points. The force vector file included not only forces acting between the vehicle and body parts but also forces acting among individual body parts (transfer of contact force from one part of the body to the other but also forces arising from the gravity of individual bodies), complicating the identification of the time and location of contact, which was represented by the change of the movement energy of the particular body part. In order to identify 'contacts' after testing several approaches, it was most likely, for each sampling time period, to calculate the energy, delivered or removed from a particular body part (acceleration or deceleration) and to identify 'contacts' on the basis of the energy change, as the said way leads to the most detailed information on the accident course in relation to the movement of individual parts of the pedestrian body, which seemed optimal for the overall purpose of the experiment. $p_i(t)$ is the coordinate vector defining the position of the body i at time point t , and Δt is the time change corresponding to the sampling frequency (0.001 s in our cases). The trajectory $\vec{s}_i(t)$ that the body i covered between time points t and $(t + \Delta t)$ can be calculated as follows:

$$\vec{s}_i(t) = \vec{p}_i(t + \Delta t) - \vec{p}_i(t) \quad (1)$$

This parameter is characterised by magnitude and direction.

The force $\vec{F}_i(t)$ acting upon body i at time point t through $(t + \Delta t)$ can be approximated as

$$\vec{F}_i(t) = \frac{\vec{F}_i(t + \Delta t) - \vec{F}_i(t)}{2} \quad (2)$$

where \vec{F}_i corresponds to force data exported from PC CRASH. Then the energy $E_i(t)$ that the body received (delivered) can be calculated as

$$E_i(t) = \|\vec{F}_i(t)\| \cdot \|\vec{s}_i(t)\| \cdot \cos(\alpha) \quad (3)$$

where the symbol $\|\cdot\|$ identifies the magnitude of the vector and α is the angle between the vectors $\vec{F}_i(t)$ and

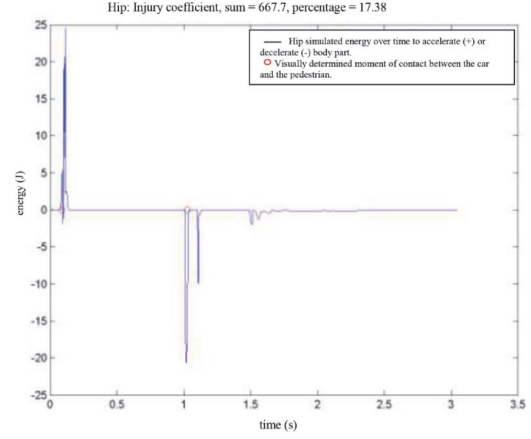


Figure 4. Energy needed to accelerate or decelerate the pedestrian's hip at given time steps.

$\vec{s}_i(t)$. Figures 4–9 show examples of energy charts calculated for the individual segments of the multi-body system in one of the simulated crashes. The estimated moments of contacts were visually confirmed by watching the crash animation. For example in Figure 9 we can see several peaks in energy needed to accelerate and decelerate the torso that correspond to the moments of contacts between the car and the pedestrian and the pedestrian and the road surface. There are several undesirable fluctuations in energy as a consequence of the calculation process used by PC Crash. To reduce this effect the time series was smoothed using a sliding average filter

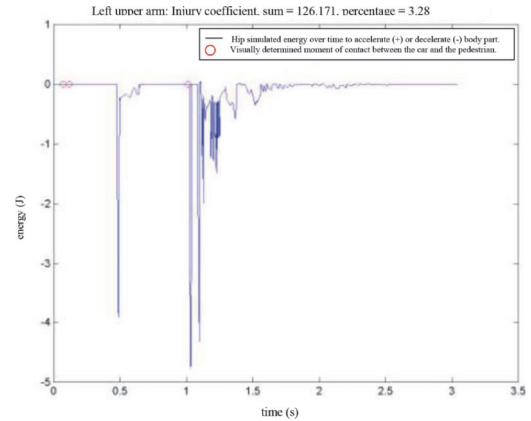


Figure 5. Energy needed to accelerate or decelerate the pedestrian's left upper arm at given time steps.

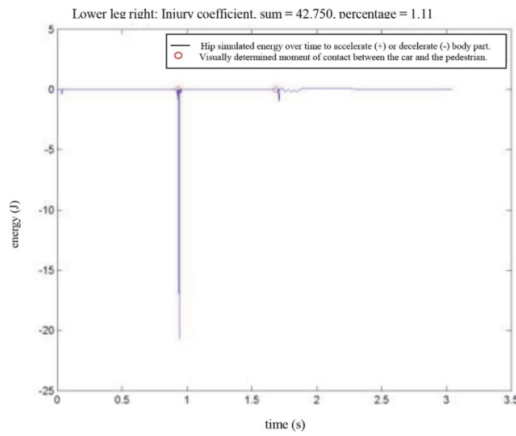


Figure 6. Energy needed to accelerate or decelerate the pedestrian's right lower leg at given time steps.

where the standardised energy En for time t is calculated as follows:

$$En(t) = \frac{\sum_{j=-N}^N E(t + j \cdot \Delta t)}{2N + 1} \quad (4)$$

where N is the sliding average window width. The time of contact is the time when En exceeds certain empirically determined thresholds. In these experiments, it appeared that the most appropriate values were $N = 2$ and threshold = 5. MS Windows software was developed to determine the time and location of contacts in files exported from PC Crash. The software includes graphical interface with intuitive controls and its reliability in

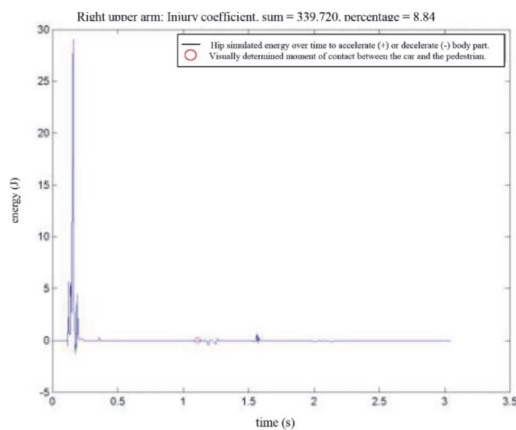


Figure 7. Energy needed to accelerate or decelerate the pedestrian's right upper arm at given time steps.

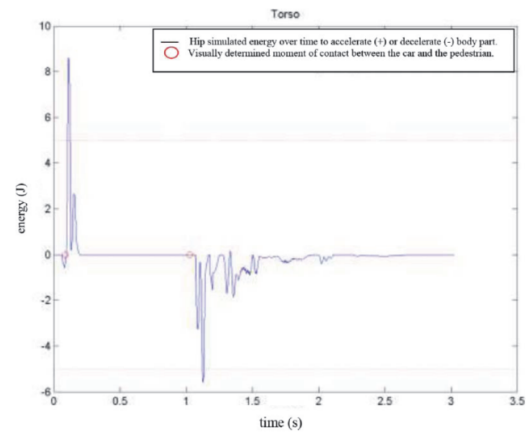


Figure 8. Energy needed to accelerate or decelerate the pedestrian's torso at given time steps.

determining contacts was checked visually on crash animations. We assume for the purposes of this experiment that the 'magnitude of injury' sustained by a particular body part is proportional to the total amount of energy received or passed on by the body part in the crash, especially at the time of contact. SE_i is the sum of energies $|E| > \theta$ calculated for the body i for every time point determined by the sampling frequency throughout the course of crash. θ represents an empirically determined threshold defining the amount of energy capable of inflicting damage. This should eliminate small energy exchanges from the calculation as well as variations resulting from the calculation algorithm of PC-CRASH program. A contact is detected at a time when the

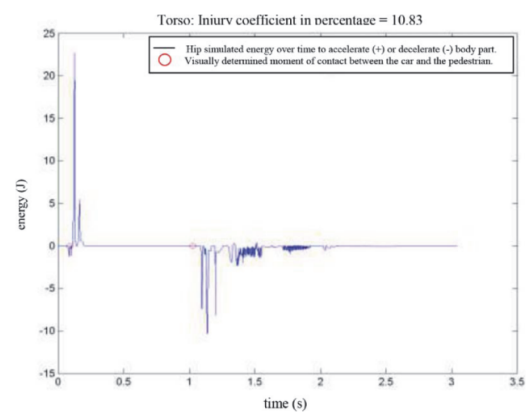


Figure 9. Identification of the pedestrian torso contacts.

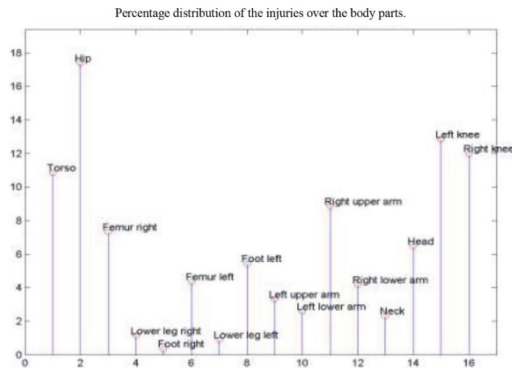


Figure 10. Signature ‘Contact coefficients’ calculated for individual body parts indexed as 1–16 expressed in percentages – example 30-30.

standardised energy exceeds the empirically determined threshold value.

SE_i is thus calculated as follows:

$$SE_i = \sum_{j=1}^{16} (|E(j, \Delta t)| > \theta) \quad (5)$$

The ‘contact coefficient’ KP_i for body part i is calculated as the percentage proportion of SE_i on total sum of SE of all body parts:

$$KP_i = \frac{SE_i}{\sum_{j=1}^{16} SE_j} \cdot 100\% \quad (6)$$

The advantage of thus calculated ‘contact coefficient’ (degree of injury of the body) is that it is independent on the sampling frequency of the simulation and in that it reflects the spatial distribution of ‘injuries’ and forms the complex signature for all body parts Figure 10. The disadvantage is that due to its proportional nature it does not reflect the overall depth of ‘injuries’. For the experimental purposes, we may consider the ‘contact coefficient’ to be a satisfactory substitute for the score and location of the injury determined by the medical methods – the FORTIS modified system of injury parameterisation, as it enables – similar to the medical assessment of the injuries – to render a characteristic signature of pedestrian’s body response to the crash for any particular crash (simulated by PC CRASH) characteristic.

3.1. Energy characteristics of multi-body system stress – contact coefficient signature

It must be emphasised that the ‘contact coefficient’ calculated for the modelling purposes does not reflect identically the injuries sustained by the actual pedestrian in

case of the same crash as the simulated one. This procedure involves percentage distribution of violence acting upon individual body parts of the calculated pedestrian model expressed via a change of its energetic state, but it is functionally dependent on them. Therefore, its information value is a subset of the information value arising from the actual injuries – however, it enables rendering of a characteristic signature as ‘an individual resultant’ of the actual crash. The question is whether there is a functional relation between ‘contact coefficients’ determined by the simulation and data processing and the type of crash. The calculation of the ‘contact coefficient’ corresponding or approximating the actual injuries may be tested by further research focusing on a more accurate determination of the relations between the FORTIS injury classification system and ‘contact coefficient’ using the presented procedure, [6],[8]. However, to come to any solution, it will be necessary to use an extensive database of the actual traffic accidents, analysed using PC Crash, to evaluate the type and injuries sustained by pedestrians in the modified FORTIS system.

3.2. Selection of training and testing set

The crashes were classified into three classes: catching from right side, full frontal overlap and catching from left side. The crashes were randomly selected for the training and testing set at the ratio of 152:103. The training set included 38 cases of catching from right side, 76 cases of frontal overlap and 38 cases of left side catching. The testing set contained 26, 51 and 26 crashes of the same types. The data of the simulated crashes included data of position, speed, energy, angular speed, etc. of the individual body parts, at sampling frequency of 0.001 s. The data of vehicle movement were not used in the modelling. The pedestrian’s body was represented in PC-CRASH and in the model by 16 individual 3D bodies. The individual bodies are described in Table 1 and shown in Figure 11.

Table 1. Description of model body.

(1)	‘Torso’
(2)	‘Hip’
(3)	‘Femur right’
(4)	‘Lower leg right’
(5)	‘Foot right’
(6)	‘Femur left’
(7)	‘Lower leg left’
(8)	‘Foot left’
(9)	‘Left upper arm’
(10)	‘Left lower arm’
(11)	‘Right upper arm’
(12)	‘Right lower arm’
(13)	‘Neck’
(14)	‘Head’
(15)	‘Left knee’
(16)	‘Right knee’



Figure 11. Model body.

4. Identification of crash type and its parameters using neural network methods

We assume that the 'Injury coefficients' bear the signature defining the type of a crash and are considered to be a part of its course similar to other circumstances arising therefrom. For the the identification (modelling), we used a forward neural network trained by the Backpropagation algorithm [4]. The Stuttgart Neural Network

Simulator (SNNS, <http://www-ra.informatik.uni-tuebingen.de/SNNS/>) was used to train the neural network.

4.1. Description of procedure used to define the artificial neural network

The artificial neural network (ANN) contained 16 neurons in the input layer, 10 neurons in the hidden layer (activation function of a sigmoid type) and 3 neurons in the output layer. The injury coefficients for individual body parts were used as inputs for the neural network. The injury coefficients were normalised to the interval $<0,1>$. Each of the three output neurons corresponded to one of the classified classes (catching from right side, frontal overlap, catching from left side). During learning, the required activation of a winning neuron was 0.9 and a non-winning neuron 0.1. This normalised output should reduce the risk of the hidden layer neuron saturation resulting from the used sigmoid activation function. During the classification process the winning neuron was the neuron with the highest activation. The number of neurons in the hidden layer was determined by a gradual removal of neurons from the hidden layer. In general, it is best to use the simplest possible neural network, ensuring greater probability of good generalisation of knowledge acquired from training set and less risk of over-learning [7]. The learning process has several stages. The first stage is to design the network topology. Such a neural network has all synaptic weights set at the same value. This is not acceptable, as due to the nature of the adaptation rules the weights would be adapted in the same way

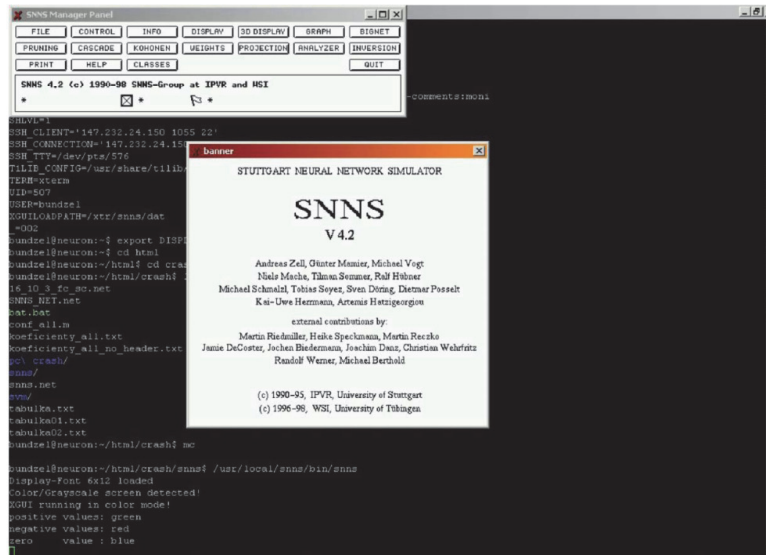


Figure 12. Stuttgart neural network simulator – intro.

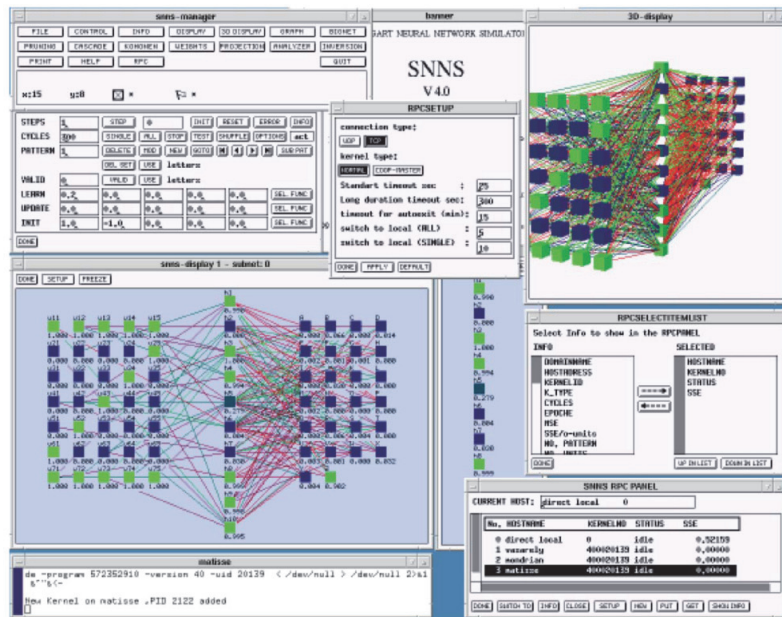


Figure 13. Stuttgart neural network simulator.

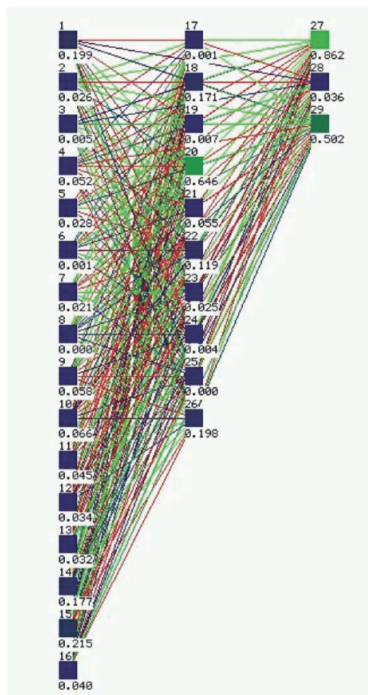


Figure 14. Used artificial neural network.

and this would significantly limit the capability of the neural network to learn. Therefore, the synaptic weights are initialised by random numbers from the set interval. The second stage is the initialisation. This is followed by the learning process itself which consists of the cyclic presentation of training samples and subsequent adaptation of the neural network. Figures 12–22 show various stages of the design and training of an artificial neural network used to recognize the type of the collision based on the signature of the collision (Figure 10).

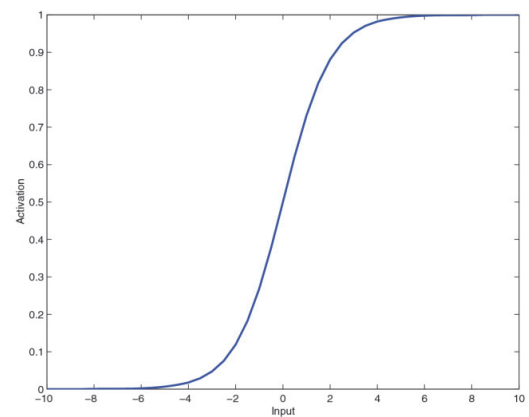


Figure 15. Sigmoid activation function of neuron.

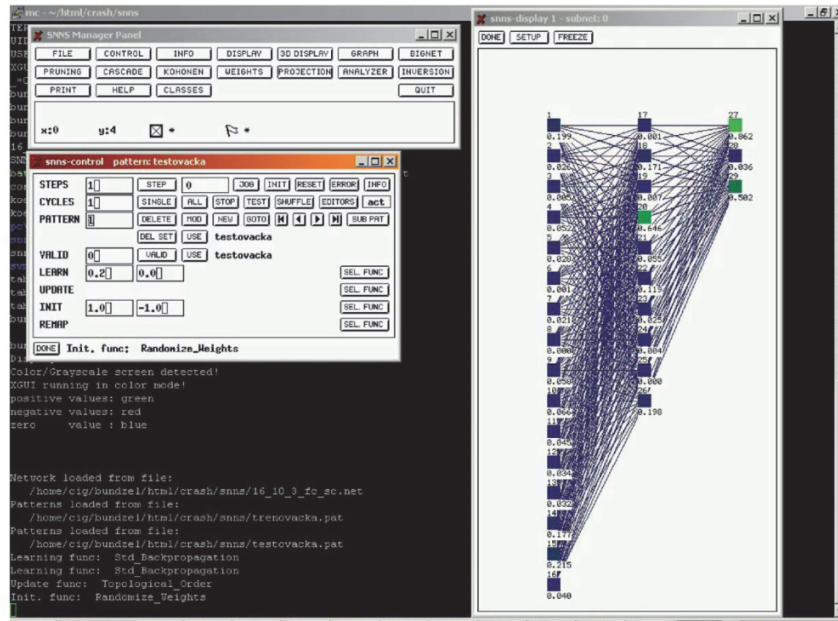


Figure 16. Initialisation of SNNS.

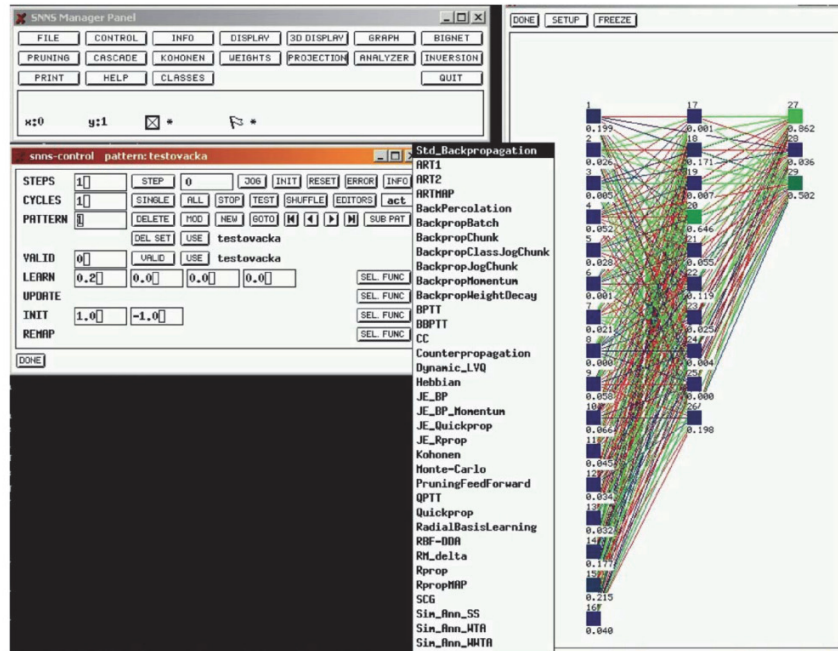


Figure 17. Selection of learning function.

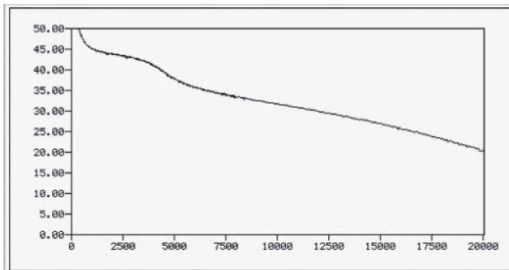


Figure 20. Chart of neural network error reduction during learning. The X-axis shows the number of learning cycles and the Y-axis represents the magnitude of error – in this case, the sum of quadratic errors from all learning samples and all output neurons.

The learning process is characterised by a gradual reduction of the ANN error on the training set. If the training data contain noise – and this is true for all real applications – the learning process must be terminated before the error on the training set drops to zero. Validation set – i.e. a set of data which was not presented to the neural network in the learning process – is used to indicate when to terminate learning. At the moment the error on the training set decreases, but the error on the validation set begins to rise, the learning process should be terminated. This phenomenon is also referred to as ‘over-learning’. A separate test set is used to determine

the performance of the trained ANN. Table shows an example of the data file used. Another model used to verify the results was the support vector machine (SVM, [5]) with the radial basis function kernel.) kernel function type. This method has become widely accepted and it usually offers good generalisation.

5. Presentation of neural network learning results and identification of crash type results using SNNS

The results of the experiments were evaluated using the confusion tables, and their overall classification accuracy was calculated in percentages as well as the average accuracy per class in percentages. The confusion tables present the numbers of samples classified in individual classes, whereas the columns represent the classes where the samples actually belong and the lines are the classes where the samples were classified (e.g. a sample that was classified in class 3 by the model, but in fact it belongs to class 1, is found in line 3 of the first column). The numbers of correctly classified samples can be found on the table diagonal. The classes were identified as follows: a – catching from right side; b – frontal overlap; c – catching from left side. Catching from right side involves the right side of the pedestrian, and catching from left side means the left side of the pedestrian, i.e. entering/exiting of vehicle driving corridor. UA means ‘Users Accuracy’ – the accuracy from the viewpoint of the user, i.e. a

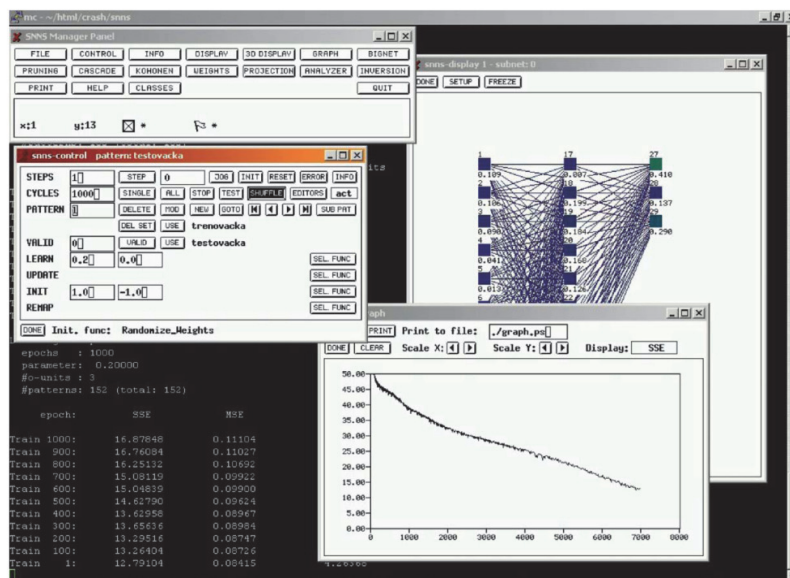


Figure 21. Ann learning – chart 1.

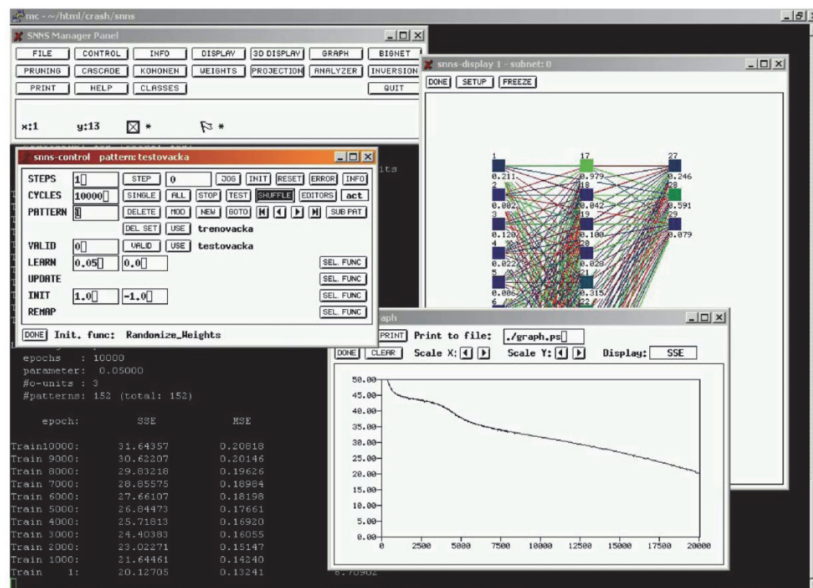


Figure 22. Ann learning – chart 2.

probability that a sample classified in a particular class actually belongs in that particular class. UA is calculated as the proportion of correctly classified samples in a line and all samples in a line. PA means ‘Producers Accuracy’ – the accuracy from the model viewpoint, i.e. a probability that a sample belonging in certain class will be

included in the correct class. UA is calculated as the proportion of correctly classified samples in a column to all samples in a column. Table 2 shows the experimental results for the best performing ANN. Table 3 shows the experimental results for an over trained ANN. Table 4 shows the experimental results for SVM for comparison.

Table 2. Best results achieved by neural network, 1000 learning cycles.

Neural network results – training set				
	a	b	c	UA
a'	27	3	2	84.38%
b'	10	71	7	80.68%
c'	1	2	29	90.62%
Total:	38	76	38	152
PA	71.05%	93.42%	76.32%	
Total accuracy		83.55%		
Average accuracy per class		80.26%		
Neural network results – testing set				
	a	b	c	UA
a'	17	0	2	89.47%
b'	8	49	5	79.03%
c'	1	2	19	86.36%
Total:	26	51	26	103
PA	65.38%	96.08%	73.08%	
Total accuracy		82.52%		
Average accuracy per class		78.18%		

Note: Key to Table 2: a – catching from the right, b – frontal overlap, c – catching from the left, a' – a sample classified as catching from the right, b' – a sample classified as frontal overlap, c' – a sample classified as catching from the left. PA - Producers Accuracy (a probability that a sample belonging into certain class will be classified in the proper class), UA – Users Accuracy (a probability that a sample classified into certain class actually belongs to this class), total accuracy – the number of correctly classified samples/the number of all samples, average accuracy – the sum of % accuracy values for individual classes/3.

Table 3. Neural network results, 15,000 learning cycles, over-learning.

Neural network results – training set				
	a	b	c	UA
a'	38	0	0	100%
b'	0	76	0	100%
c'	0	0	38	100%
Total:	38	76	38	152
PA	100%	100%	100%	
Total accuracy		100%		
Average accuracy per class		100%		
Neural network results – testing set				
	a	b	c	UA
a'	9	9	4	40.91%
b'	13	31	6	62.00%
c'	4	11	16	51.61%
Total:	26	51	26	103
PA	34.62%	60.78%	61.54%	
Total accuracy		54.37%		
Average accuracy per class		52.31%		

Note: Key to Table 3: a – catching from the right, b – frontal overlap, c – catching from the left, a' – a sample classified as catching from the right, b' – a sample classified as frontal overlap, c' – a sample classified as catching from the left. PA – Producers Accuracy (a probability that a sample belonging into certain class will be classified in the proper class), UA – Users Accuracy (a probability that a sample classified into certain class actually belongs to this class), total accuracy – the number of correctly classified samples/the number of all samples, average accuracy – the sum of % accuracy values for individual classes/3.

Table 4. SVM results, RBF kernel, $C = 10$, $G = 5$.

SVM results – training set				
	a	b	c	UA
a'	31	2	0	93.94%
b'	6	74	8	84.09%
c'	1	0	30	96.77%
Total:	38	76	38	152
PA	81.58%	97.37%	78.95%	
Total accuracy		88.82%		
Average accuracy per class		85.96%		
SVM results – testing set				
	a	b	c	UA
a'	13	13	0	50.00%
b'	12	36	14	58.06%
c'	1	2	12	80.00%
Total:	26	51	26	103
PA	50.00%	70.59%	46.15%	
Total accuracy		59.22%		
Average accuracy per class		55.58%		

Note: Key to Table 4: a – catching from the right, b – frontal overlap, c – catching from the left, a' – a sample classified as catching from the right, b' – a sample classified as frontal overlap, c' – a sample classified as catching from the left. PA – Producers Accuracy (a probability that a sample belonging into certain class will be classified in the proper class), UA – Users Accuracy (a probability that a sample classified into certain class actually belongs to this class), total accuracy – the number of correctly classified samples/the number of all samples, average accuracy – the sum of % accuracy values for individual classes/3.

6. Conclusions

The results achieved by the neural network based on Backpropagation learning type indicate that the distribution of pedestrian's injuries is dependent on the type of crash resulting in the injuries and that the signature (in this case the energy distribution) can be used to identify the type of crash. The accuracy of 78.18% is above the threshold of random dependence. However, in case when the accuracy of classification on the training set reached 100%, the accuracy of classification on testing set dropped to the random event level. This means that the attributes of individual crash types represent overlapping clusters within 16-dimensional (16 injury

coefficient) attribute space. This finding corresponds to the principle of the crash course that can be significantly altered by small and difficult-to-define changes of initial circumstances, so that, externally, it appears to be affected by random parameters. In overlapping areas, it is impossible to clearly determine which class the attributes belong to. However, it is possible to express the probability of their belonging to a certain class, or degree of their belonging (fuzzy set), whereas this information may have a significant information value for an expert, which can be considered characteristic for a particular type of crash – as defined by the parameters of the crash, shape of the front (or contact) part of the vehicle and other physically measurable values or assessable factors

related to the event (the distance of the pedestrian body, vehicle trajectory movement, etc.). Due to constraints with respect to capacity, computing power and time, this research was carried out on a relatively small number of samples (255). It has to be said that the reliability of the results increases with the number of samples. For a future research, it would be beneficial to achieve the highest possible number of samples (10,000–20,000) representing a wide range of accident events and physiognomic types of pedestrians. The results achieved on this sample confirm that further research in this area is warranted – focusing on the relation between the type of pedestrian injuries and accident event, using simulated data as well as actual ones.

Acknowledgments

The presented research was funded by the authors themselves without any other support.

Disclosure statement

The authors of the publication are not in a mutual conflict of interests and they agree with its publication. The manuscript is not in a conflict of interests with any natural or legal entity.

ORCID

Ján Mandelík  <http://orcid.org/0000-0001-8763-2120>

References

- [1] A. Moser, H. Steffan, G. Kasanický. Pedestrian model in PC-Crash – the introduction of multi body system and its validation. *Accident Reconstruction Technology and Animation IX*. 1999, 10.4271/1999-01-0445.
- [2] Team, GbR. Unfallrekonstruktion (Reconstruction of Accidents). Wolfgang Hugemann, Münster; 2007, ISBN 3-00-019419-3.
- [3] H. Steffan, A. Moser The Collision and Trajectory Models of PC-CRASH, SAE Technical Paper, SAE:960886, Graz, 10.4271/960886, 1996.
- [4] Paul John Werbos, *Beyond Regression: New Tools for Prediction and Analysis in the Behavioral Sciences*, Harvard University, 1975.
- [5] Vladimir Vapnik, ISBN 19950-387-94559-8, Springer-Verlag, New York, *The Nature of Statistical Learning Theory*.

Works of authors on the said topic

- [6] Mandelík Ján. Parametrizácia poranení chodcov a jej využitie pri riešení nehodového deja. (Pedestrian's injury parametrisation and its usage in description of traffic accidents), 2006 University of Žilina. PhD. Thesis
- [7] Marek Bundzel, Peter Sinčák, In: 2006 IEEE World Congress on Computational Intelligence, ISBN 0780394895, 2006, Combining gradient and evolutionary approaches to the artificial neural networks training according to principles of support vector machines.
- [8] Ján Mandelík, Nikita Bobrov, Parametrization of Injuries by the FORTIS System and its Utilisation at Solving Traffic Accidents with Pedestrians by the Police, ISSN (Print) 2313-4410, 2017, 36, 1, 294–305, *American Scientific Research Journal for Engineering, Technology, and Sciences*.

2. PARAMETRIZÁCIA A LOKALIZÁCIA PORANENÍ POMOCOU SYSTÉMU FORTIS S VYUŽITÍM PROGRAMU PC FORTIS ©

MUDr. Bobrov N, CSc., Ing. Mandelík J., PhD.

Všeobecný úvod

Znalci z odboru doprava cestná vykonávajú technickú analýzu dopravných nehôd s chodcami zameranú na objasňovanie príčin a priebehu nehodového deja, pri ktorých dochádza obvykle k poraneniu chodca. V súčasnej dobe má znalec odboru doprava cestná pri riešení nehodového deja značne obmedzené možnosti k využitiu informácií o spôsobe a rozsahu poranenia chodca v priebehu nehodového deja nakoľko tieto nie je možné jednoznačne interpretovať po stránke technickej tak, aby bol použiteľný pre vlastnú analýzu nehodového deja.

Tiež formu poskytovania týchto informácií nie je možné pokladať za zodpovedajúcu potrebe ich technického posúdenia, nakoľko sa jedná o slovný popis poranení vyhotovený lekárom. Znalec z odboru doprava cestná nie je odborne po stránke medicínskej dostatočne pripravený k správnej a bezchybnej interpretácii týchto informácií v plnom rozsahu, čo môže viesť niekedy aj k chybným záverom. Pri hodnotení závažnosti informácií o priebehu nehodového deja je ale nesporné, že druh, rozsah a lokalizácia poranenia chodca sú jednou z významných informácií o konkrétnom nehodovom deji a v prípade ak by tieto nezodpovedali výsledkom technickej analýzy alebo simulácie zrážky a z tejto odvodeného priebehu nehodového deja, je možné túto pokladať za neúplnú ak nie v niektorých prípadoch za nesprávnu, prípadne v krajných prípadoch aj za vylúčenú a technicky neprijateľnú.

Z tohto dôvodu je možné pokladať zmenu formy informácií o rozsahu a spôsobe poranení chodca vzniknutých v priebehu nehodového deja v súčasnej dobe za nevyhnutnú. Autori sa v svojom riešení rozhodli využiť grafické znázornenie lokalizácie na vhodnom zobrazení ľudského tela s farebným odlišením príčiny konkrétneho poranenia (priame násilie, následky priameho násillia a následky pridružených komplikácií), ako aj ich bodovú parametrizáciu, pričom nová forma uvedených informácií umožňuje znalcovi odboru doprava cestná ich plnohodnotné využitie v súvislosti s analýzou nehodového deja.

Súdnolekárske posudzovanie poškodenia zdravia pri dopravných nehodách je vo vzťahu k technickej analýze dopravných nehôd do istej miery v heuristickom rozpore v prístupoch k jednému problému, predovšetkým v možných individuálnych telesných vlastnostiach konkrétneho chodca po stránke medicínskej, ktorá vedie k plne odôvodnenej opatrnosti súdnych lekárov pri snahe o exaktnú definíciu technicky prijateľných fyzikálnych charakteristík ľudského tela s cieľom ich využitia pri technickej analýze zrážky, resp. nehodového deja.

Je preto možné pokladať za oprávnenú snahu zjednotiť prístupy súdneho inžinierstva a súdneho lekárstva interdisciplinárnym postupom pri zachovaní teoretických a praktických východísk obidvoch oborov do tej miery a tým spôsobom, ktorý by mal za výsledok komplexnejšiu technickú analýzu nehodového deja vozidiel s chodcami.

Parametrizácia poranení – súčasný stav z hľadiska fyzikálnych príčin a veľkosti pôsobiaceho násillia

Snaha o štandardizáciu poranení vzniknutých na ľudskom tele, (medzi ktoré je možné zaradiť aj poranenia chodcov pri dopravných nehodách) je motivovaná potrebou definovania príčin a následkov úrazových javov.

Pri vzájomnom kontakte časti ľudského tela s vozidlom (resp. interiérom vozidla, vozovkou, motocyklom a pod.) dochádza vplyvom silového pôsobenia k mechanickým a fyziologickým zmenám kontaktujúcich častí ľudského tela, tieto zmeny nazývame biomechanickou odozvou na vonkajšie zaťaženie.

Pre popis závislosti medzi mechanickým (časovo - silovým) pôsobením a biomechanickou odozvou je pre potreby technických znalcov potrebné definovať kritériá, ktoré vyjadrujú mieru predpokladanej biomechanickej odozvy na mechanické zaťaženie. Miera zranení môže v mnohom napomôcť rekonštruovať presnejšie priebeh dopravnej nehody, môže byť tiež do značnej miery užitočnou kontrolnou hodnotou.

Zranenie vzniká vtedy, ak biomechanická odozva je taká veľká (prekročí limitnú hodnotu), že v biologickom systéme dochádza k nevratným zmenám. Dôsledkom týchto zmien sú také poškodenia anatomickej štruktúry, že dochádza k narušeniam normálnych funkcií ľudského organizmu. Tento mechanizmus je nazývaný mechanizmus zranenia.

Parametre zranenia popisujú zmeny na jednotlivých častiach ľudského tela, ktoré vznikajú počas mechanického zaťaženia ľudského tela, pri náraze.

AIS - škála zranení

Parameter zranenia je fyzikálny parameter, alebo funkcia niekoľkých fyzikálnych parametrov, ktoré vyjadrujú intenzitu zranenia časti tela. Bolo navrhnutých veľa systémov usporiadania a bodovania zranení. Anatomické číselné vyjadrenia zranení popisujú zranenia z hľadiska jeho anatomického umiestnenia, typu zranenia a intenzity.

Za klasický spôsob hodnotenia parametrov poranenia po stránke medicínskej je v súčasnosti považovaná škála zranenia AIS/ISS, pričom uvedená parametrizácia vychádza z medicínskeho posúdenia rozsahu a druhu poranení.

Metodika skóre vážnosti poranenia AIS/ISS

Hodnoty bodov podľa *Abbreviated Injury Score (AIS)* a *Injury Severity Score (ISS)* pri poraneniach (upravené podľa *Baker et al.*, 1974, 1984, *Moore et al.*, 1998):

0	Bez zranenia	0
1	Lahké zranenie	1
2	Stredne ťažké zranenie	4
3	Závažné zranenie	9
4	Ťažké zranenie	16
5	Život ohrozujúce zranenie	25
6	Smrteľné zranenie	36

$$ISS = AIS2 \max1 + AIS2 \max2 + AIS2 \max3 \quad (0 \dots 75 \text{ bodov})$$

K ďalším najznámejším patria GSI (Gaddov index zranenia), HIC (parameter zranenia hlavy), 3MS, TTI (parameter zranenia hrudníka), VC (parameter zranenia mäkkých tkanív), EIC (rozšírený parameter zranenia).

Po stránke súdneho lekárstva je možné hodnotiť poranenie iba z pohľadu následkov a nie z pohľadu príčin. Z tohto vyplýva, že v súčasnej dobe súdne lekárstvo obvykle rozlišuje celkový následok násillia na tele pri vzniku úrazu orientačne ako malé, stredné a veľké (napr. nízka nárazová rýchlosť vozidla na chodca), bez bližšej špecifikácie medzi týchto kategórií na základe celkového posúdenia rozsahu a druhu poranení.

2.1 PARAMETRIZÁCIA PORANENÍ CHODCOV

Pri súčasných metodikách výpočtov vzájomných zrážok medzi vozidlami je údaj o rozsahu ich deformácií reprezentovaný hodnotou EES (charakterizujúcu rozsah deformácií vozidla v km/h) jedným zo základných parametrov výpočtov pri použití akejkoľvek metodiky a je aj jedným z prvých kontrolných údajov o správnosti, resp. technickej prijateľnosti výsledkov analýzy zrážky a následne v kontexte s inými známymi skutočnosťami aj celého nehodového deja.

Pri riešení zrážok s chodcami uvedený parameter u chodca ako účastníka zrážky chýba. Je to z dôvodu jeho nemerateľnosti vo fyzikálnych jednotkách. Ak je hodnota EES pri deformácií vozidiel, určená komparatívne k etalonu, pokladaná za nie ideálne riešenie majúci niekedy za následok aj názorové nezhody znalcov cestnej dopravy na konkrétnu deformáciu (pozn. výhodnejšie pre výpočet by bolo tieto deformácie u vozidiel charakterizovať spotrebou práce – A, alebo silou – F, potrebnou k ich vzniku), je to relatívne merateľný fyzikálny parameter, ktorého medze sú stanoviteľné s technicky prijateľnou presnosťou.

Je možné predpokladať, že skóre FORTIS by mohlo naznačiť intenzitu nárazu, ale je pravdepodobnejšie, že určitú charakteristiku poranenia chodca je pre ďalšie využitie výhodnejšie definovať ako porovnanie signatúr rozsahu poranení jednotlivých častí tela chodca so silovými (a energetickými) účinky na tieto v priebehu zrážky, čo vedie ku komplexnejšej a použiteľnejšej informácii. K tomuto je potrebný sústavný cielený výskum kontaktov chodca s vozidlom a intenzity týchto kontaktov ako základu pre porovnávanie a to nielen na základe celkového skóre FORTIS, ale aj na základe porovnania poranení jednotlivých častí tela chodca, ktoré vždy vytvára určitú charakteristickú signatúru.

Ostatné aspekty potreby parametrizácie poranení

Za podstatné je potrebné pokladať aj skutočnosť, že nie všetky poškodenia zdravia u zrazeného chodca je priamym následkom miery násillia, ktoré na jeho telo pôsobilo v priebehu zrážky.

Ako príklad je možné použiť nasledovný príklad:

Chodec je zrazený vozidlom, ktoré ide relatívne pomaly a priame následky zrážky nie sú život ohrozujúce, ale po dopade na vozovku dôjde zapadnutiu jazyka chodca a k jeho následnému uduseniu v dôsledku skutočnosti, že mu nebola včas poskytnutá odborná lekárska pomoc alebo aspoň primeraná prvá pomoc.

Vzniká otázka, či k usmrteniu chodca došlo vplyvom zrážky. Táto otázka sa môže skomplikovať aj ďalšou skutočnosťou, že bola poskytnutá primeraná prvá pomoc, ale v rámci následnej liečby poranení vzniknutých v priebehu zrážky, nastali iné zdravotné komplikácie, vplyvom ktorých došlo k úmrtiu chodca.

Opäť vzniká otázka, či je možné pokladať za príčinu smrti pôvodne uvedené, možno relatívne malé násillie pôsobiace pri zrážke s vozidlom a ako odlišiť súčasné právne hodnotenie „usmrtenie následkom dopravnej nehody“ od reálneho priameho násillia, ktoré na chodca v priebehu zrážky a po nej v súvislosti s touto pôsobilo.

Pri pojme „súčasné právne hodnotenie rozsahu poranenia chodca“ je možná implementácia do pojmu „celkové poranenie“ resp. „celkové zdravotné následky chodca po dopravnej nehode“, nakoľko aj znalec cestnej dopravy, ktorý vykonáva analýzu dopravnej nehody musí byť zo strany súdneho lekára informovaný o skutočnosti, že uvedené úmrtie nie je možné brať ako výsledok skutočnej miery násillia, ktoré na chodca v priebehu zrážky pôsobilo, pričom sa môže jednať o medicínsky značne komplikované prípady, ktorých „rozšířovanie“ znalcovi cestnej dopravy v žiadnom prípade nenáleží.

Táto otázka je podstatne komplikovanejšia pri poraneniach chodcov, ktorí dopravnú nehodu prežívajú, pričom sa štatisticky jedná o významnejší podiel prípadov. V súčasnej praxi poznáme slovný opis lekárske - traumatologického nálezu, ktorý relatívne kuse opisuje poranenia chodca so záverom o predpokladanej dobe liečenia, ktorej vypovedacia hodnota pre znalca cestnej dopravy nie je v mnohých prípadoch rozhodne dostatočná.

Poranenia účastníkov dopravnej nehody ako informácia o priebehu zrážky

Z údajov potrebných k vykonaniu analýzy zrážky sa v ďalšom chceme zaoberať zraneniami chodcov zo stránky ich vypovedacej hodnoty o priebehu zrážky.

Poranenia chodcov vznikajú následkom násillia ktorým pôsobí na telo chodca vozidlo v priebehu zrážky, pričom uvedené násillie (pôsobiace sily, zrýchlenia apod.) má svoj smer, veľkosť ako aj čas po ktorý pôsobí a je výsledkom kontaktu s konkrétnymi plochami vozidla resp. vozovky.

Následkom toho vznikajú na tele chodca znaky zodpovedajúceho rozsahu, ktoré podávajú „výpoved“ o veľkosti tohto násillia a o jeho ostatných charakteristikách rovnako ako aj o tom, či sa jedná o primárne znaky pôsobiaceho násillia, sekundárne znaky pôsobiaceho násillia alebo o poranenia vzniknuté pri následnom kontakte tela chodca s vozovkou a v priebehu jeho pohybu do jeho konečnej polohy (náraz na obrubník, odreniny apod.). Uvedená informácia vypovedá aj o spôsobe pohybu tela chodca v priebehu zrážky a po nej.

Medzi primárne znaky pokladáme, pri tomto kritériu, za možné zaradiť predovšetkým:

- miesto na tele chodca (lokalizáciu poranenia) v ktorom došlo k prvému kontaktu s vozidlom a miesta ostatných kontaktov vzniknutých následkom pohybu vozidla (stĺpik, čelné sklo, predná kapota, strecha vozidla) v čase, kedy na telo chodca pôsobí v plnej miere hybnosť vozidla a telo chodca začína zvyšovať rýchlosť svojho pohybu a mení smer pohybu na zhodný so smerom pohybu vozidla v dôsledku zrážky (tento údaj platí predovšetkým pre zrážky s plným prekrytím, pri zrážkach s čiastočným prekrytím tela chodca s vozidlom – zachytením je situácia podstatne zložitejšia) a zranenia vzniknuté v dôsledku pohybu chodca (náraz ruky do prednej kapoty vozidla vyvolaný vplyvom rotácie tela, náraz nohy vozidla po vyhodení chodca nad prednú kapotu apod.)
- rozsah poranenia (ako následku zrážky) stanovený na základe odborného lekárskeho posúdenia

Pokladáme za možné uviesť, že rozpoznanie času vzniku poranenia je jedným z najobtiažnejších problémov predovšetkým u malých poranení (drobné odreniny a pomliaždeniny vzniknuté pri malých nárazových rýchlostiach).

Je zreteľné, že jedinečnosť zrážkového deja resp. nehodového deja tu zohráva rozhodujúcu rolu, nakoľko lokalizácia, druh a rozsah poranení chodca pri zohľadnení jeho fyzických dispozícií v súvislosti s lokalizáciou, druhom a rozsahom poškodenia vozidla pri zohľadnení jeho geometrického tvaru dáva jedinečný a individuálny obraz o zrážke, ktorého „prečítanie“ alebo rozpoznanie môže spolu s ostatnými údajmi podstatne skvalitniť analýzu zrážky, eliminovať by doterajšie možnosti nepresností a scholastických javov (pri simuláciách v PC Crash) a zvýšiť istotu znalcov v tom, že ich riešenie zrážky vozidla s chodcom a následne nehodového deja zodpovedá podstatne viac všetkým známym okolnostiam, ktoré majú k dispozícii k vykonaniu technickej analýzy.

Uvedenú jedinečnosť zrážkového deja ale musíme hodnotiť ako jedinečnosť v rámci určitej kategorizácie typu zrážky (napr. podľa vzájomnej polohy vozidla a chodca v momente zrážky a smer ich pohybu v tomto čase), kde sa objavuje vysoká podobnosť napr. pohybu tela po zrážke, vzdialenosti jeho odhodenia, intenzity rotácie apod.

Za jedinečný je potom možné pokladať konkrétny typ zrážky určitej kategórie odlišujúcej sa od iných zrážok v tejto kategórii napr. fyzickými parametrami chodca (výška, hmotnosť, poloha – tvar kontaktnej plochy v čase zrážky apod.) a parametrami vozidla (tvar kontaktnej plochy v čase zrážky, okamžitá hmotnosť, dynamický stav vozidla v čase zrážky, rýchlosť pohybu apod.).

Z predchádzajúceho textu vyplýva nasledovná otázka:

„Ako využiť informácie o poraneniach chodca vzniknutých v priebehu zrážky, po jeho odhodení a pri jeho pohybe do konečnej polohy pri analýze zrážky ak poranenia nie sú dostatočne merateľné pre technicky prijateľný výpočet“

Pri pokuse dať odpoveď na položenú otázku sa objavia ďalšie dve metodické otázky:

1. *V akej forme je možné vyjadriť lokalizáciu, rozsah a druh poranení chodcov (vo všeobecnosti – následkov násillia pôsobiaceho na ľudské telo, ktorého následkom vzniklo jeho poranenie), tak aby sa jednalo o určitý druh jeho kvantifikácie, pričom táto musí byť správna predovšetkým po stránke medicínskej, ktorú vykonávajú súdny lekári?*
2. *Akým spôsobom využiť túto súdnolekársku kvantifikáciu k riešeniu dopravných nehôd? t.j. akým spôsobom si odovzdať a následne využiť poznatky oboch odborov: súdneho lekárstva a súdneho inžinierstva k analýze dopravnej nehody.*

Za predpokladu, že zrážka a nehodový dej je po stránke fyzikálnej jedinečnou, neopakovateľnou sústavou javov na ktoré pôsobí nedefinované množstvo vplyvov z ktorých sú mnohé individuálne pre konkrétnu zrážku, je možné vysloviť predikciu, že k najlepšiemu riešeniu pri jej analýze je nevyhnutné využiť všetky známe okolnosti a skutočnosti, resp., že analýza riešenia zrážky musí v plnej miere zodpovedať všetkým známym skutočnostiam a okolnostiam, ktoré znalec z odboru doprava má k dispozícii.

Parametrizácia poranení pri dopravných úrazoch chodcov – systém Fortis

V súčasnosti súdnolekárska analýza dopravných úrazov neprebíha vždy štandardne, najmä pre chýbanie zaužívaného, presne určeného postupu pri štandardizácii parametrov poranení. Navrhovaný postup pri posudzovaní dopravných úrazov, kde kľúčovým bodom je štandardizácia parametrov poranení podľa medzinárodne prijatej škály AIS/ISS (Abbreviated Injury Scale/Injury Severity Score) je nasledovný:

Materiál a metódy

- *Vyšetrené okolnosti, sprievodná dokumentácia, pitevné nálezy, obrazová dokumentácia a výsledky doplňujúcich odborných vyšetrení smrteľných dopravných nehôd chodcov*
- *Kompletný pitevný nález v súlade s požiadavkami Medzinárodnej klasifikácie chorôb (10. revízia)*
- *Vyhodnotenie parametrov poranení pomocou vlastného modifikovaného systému FORTIS, porovnanie hodnôt FORTIS s hodnotami AIS/ISS*

Modifikovaný systém FORTIS

Výsledkom je modifikovaný systém FORTIS (Forensic Traumatology Injury Scale) – škála poranení v súdnolekárskej traumatológii, ktorého využívanie umožňuje komplexnejšie vyjadrenie závažnosti poranenia a tým je možné aj jeho ďalšie využitie pri riešení dopravných nehôd. Systém **FORTIS** používa vlastný modifikovaný bodový systém, ktorý navrhuje rozdelenie komplikácií do dvoch skupín: priame poúrazové komplikácie a pridružené komplikácie, čo umožňuje možnosť nepriamo hodnotiť aj kvalitu poskytnutia zdravotnej starostlivosti v prípade prežívania poškodeného. Pre overenie vlastného modifikovaného systému **FORTIS** bolo o.i. vyšetrených súdnolekársky 12 prípadov smrteľných poranení následkom dopravných nehôd, ktoré sa vyhodnotili každý prípad ako celok, a následne bola podobným spôsobom vyhodnotená aj každá relevantná položka pitevného nálezu. Výsledky získané vyššie uvedenou analýzou boli porovnané s klasickým spôsobom hodnotenia parametrov poranení AIS/ISS s cieľom ukázať nové možnosti systému **FORTIS** v kvantifikácii parametrov poranení najmä v prípadoch prežívania chodcov po dopravných úrazoch, pre vypracovanie podkladov pre zdravotné poisťovne týkajúcich sa analýzy kvality poskytovania zdravotnej starostlivosti a taktiež pre prípadnú prognózu poúrazových stavov.

Pre vizualizáciu poranení na povrchu tela bol vypracovaný vlastný softvér, (PC FORTIS) ktorého použitie pri kontakte lekára s pacientom pri prvom a následných ošetrení by malo mať za následok celkové skvalitnenie podkladov o poraneniach pre potrebu znalcov. Ako pomocný grafický softvér bol použitý predikčný program statických zaťažení v trojrozmernom priestore – 3DSSPP (University of Michigan, USA, freeware) – použitom k demonštrácii výsledkov a k nasledujúcemu porovnaniu metodík Fortis a AIS/ISS.

Znalec odboru cestnej dopravy musí pokladať za výhodu použitie uvedeného, alebo podobného programu, ktorým sú poranenia zobrazená nakoľko výsledkom je výrazné zvýšenie jeho informácie o lokalizácii jednotlivých poranení.

Pri farebnom odlišovaní ZPZ, KO1 a KO2 je možné predpokladať, že táto forma informácie je pre znalca podstatne hodnotnejšia, pričom sa tabuľková časť bodového ohodnotenia nachádza mimo figuríny na ktorej je vyznačená lokalizácia a farebne odlišená závažnosť jednotlivých poranení. V prípade prvotného lekárskeho úkonu (u prežívajúcich chodcov ide o traumatologické postupy) má lekár k dispozícii PC program FORTIS v ktorom pri bodovaní poranení sú tieto priamo zobrazované do nákresu figuríny s farebným odlišením príčiny ich

vzniku. Tým je znalcovi odboru doprava cestná ozrejmene v dostatočnej miere komplexne priestorové rozloženie a závažnosť poranenia chodca.

Bodové hodnotenie 12 vyšetrených prípadov smrteľných dopravných úrazov chodcov s použitím klasickej metodiky AIS/ISS a vlastného modifikovaného systému FORTIS je uvedené v tabuľke 1.

Tabuľka 2.1-1 Bodové hodnotenie dopravných úrazov chodcov s použitím klasickej metodiky AIS/ISS a vlastného modifikovaného systému FORTIS

Prípad č.	Meno, vek	MM/Ž	Vozidlo	Doba prežívania (hod)	ISS	FORTIS celk.	FORTIS ZPZ	FORTIS Ko1	FORTIS Ko2
1	P.U., 41 r.	M	DMV	0	66	44,1	22,4	11,7	13
2	M.J., 38 r.	M	OMV	0	75	82,8	47,7	16,1	19
3	A.P., 67 r.	Ž	OMV	0	75	78,2	53,6	17,6	7
4	E.P., 9 r	M	OMV	0	75	57,1	41,1	9	7
5	P.S., 49 r	M	NMV	0	75	66,3	65,3	1,0	0
6	A.Č., 80 r.	Ž	OMV	0,8	57	83,2	66,2	12	5
7	J.N., 58 r	M	OMV	2	75	97,4	77,4	7,3	12,7
8	J.B., 57 r	M	OMV	24	75	99,2	60,8	20,7	17,7
9	I.M., 47 r	M	OMV	72	75	102,7	46,9	16,1	37,7
10	Š.Ch., 57 r.	M	NMV	239	75	59	19,1	14,5	25,4
11	F.K., 51 r	M	OMV	288	75	27	9,3	7,7	10
12	M.P., 39 r	M	OMV	291	75	60,8	24,2	8,5	28,1

Skratky: DMV-dodávkové motorové vozidlo
OMV-osobné motorové vozidlo NMV-nákladné motorové vozidlo.

Je nepopierateľné, že možnosti bodového hodnotenia poranení systémom **FORTIS** sú širšie, systém je flexibilnejší a relevantne diferencuje stupeň poškodenia zdravia pri samotnom úraze (ZPZ - základné porušenie zdravia), pri priamych poúrazových komplikáciách (Ko1 - napr. traumatický šok, hemoragický šok, tamponáda srdca, hemotorax, pneumotorax) a pri pridružených komplikáciách (Ko2 - napr. zápalové zmeny, edémy neúrazovej etiológie, trombózy, stavy po chirurgických operáciách atď.)

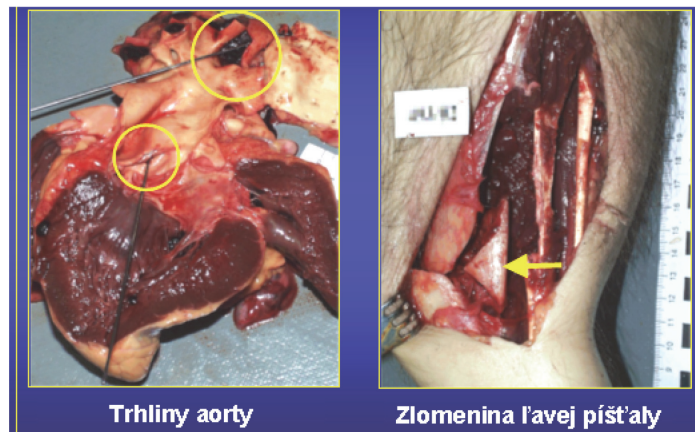
Príklady súdneho lekárskeho vyšetrenia 3 smrteľných poranení

A. Výsledky – prípad č.2

Vyšetrené okolnosti: na ceste medzi mestom XXX a obcou RRRR došlo k dopravnej nehode – zrážke s chodcom, a to medzi motorovým vozidlom zn. Renault 21, ktoré v tom čase viedol jeho majiteľ L.N., a chodcom M.J., pričom chodec utrpel zranenia, ktorým na mieste nehody podľahol

Bezprostredná príčina smrti:

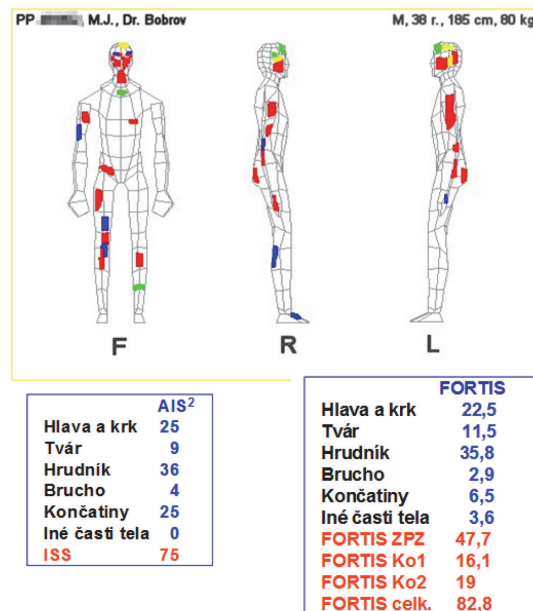
Šok po úraze a krvácaní pri roztrhnutí vystupujúcej aorty a oblúka aorty, roztrhnutí hrudníkovej chrbtice s úplným prerušením miechy, poranení ďalších orgánov hrudníkovej a brušnej dutiny a zlomeninách kostí lebečnej klenby, spodiny a ľavého predkolenia



Trhliny aorty

Zlomenina ľavej pľšť'aly

obr. 2.1-1 Dokumentácia nálezu - zobrazenie k prípadu č.4



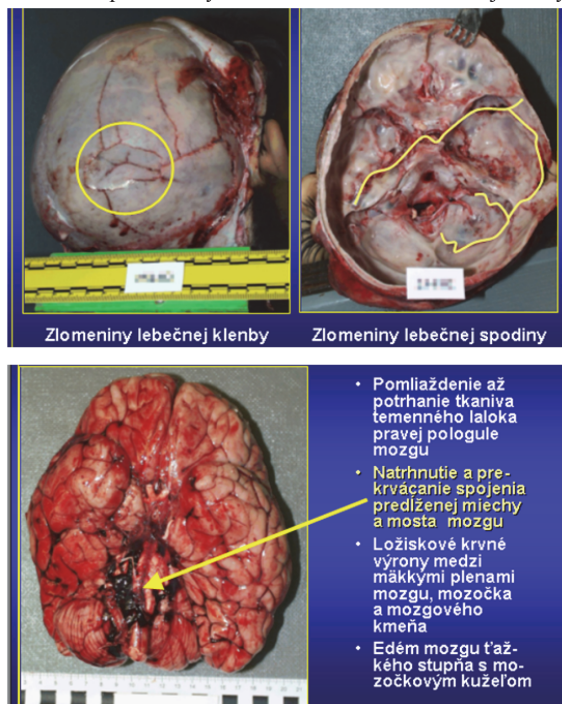
obr. 2.1-2 Vyhodnotenie parametrov poranení Prípadu č.4 pomocou vlastného modifikovaného systému FORTIS, porovnanie hodnôt FORTIS s hodnotami AIS/ISS

B. Výsledky – prípad č.4

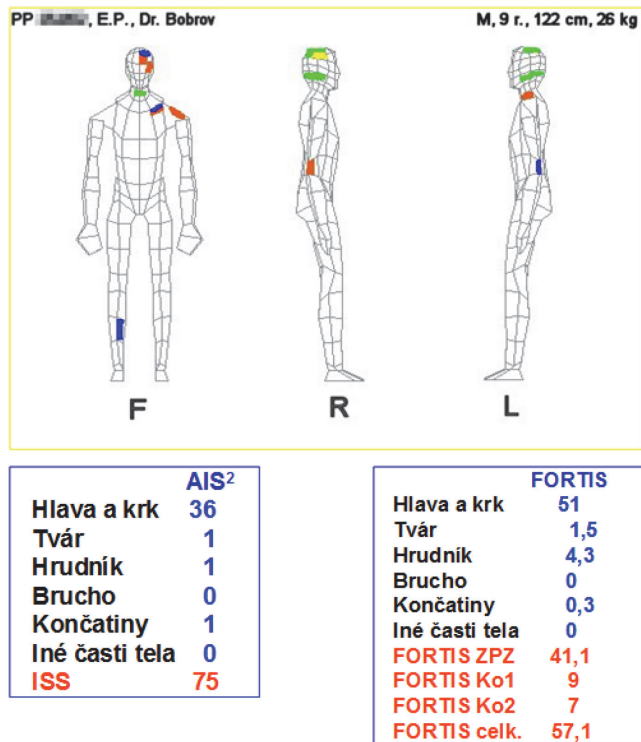
Vyšetrené okolnosti: na ul. FFFFF v HHHHH došlo k dopravnej nehode, a to tak, že osobné motorové vozidlo zn. VW Passat, ktoré viedol M.T., v dobe, kedy obchádzalo na zastávke stojaci autobus, zachytilo pravou časťou maloletého chodca E.P., ktorý mu vstúpil do jazdnej dráhy z pravej strany spredu autobusu, pričom mu spôsobilo prejdením hlavy poranenia, ktorým zakrátko po nehode podľahol

Bezprostredná príčina smrti:

Natrhnutie spojenia predĺženej miechy a mosta mozgu s pomliaždením až potrhaním mozgu a vnútrolebečným krvácaním pri trieštivých zlomeninách kostí lebečnej klenby a spodiny



obr. 2.1-3 Dokumentácia nálezu - zobrazenie k prípadu č.4



obr. 2.1-4 Vyhodnotenie parametrov poranení Prípadu č.4 pomocou vlastného modifikovaného systému FORTIS, porovnanie hodnôt FORTIS s hodnotami AIS/ISS

C. Výsledky – prípad č.11

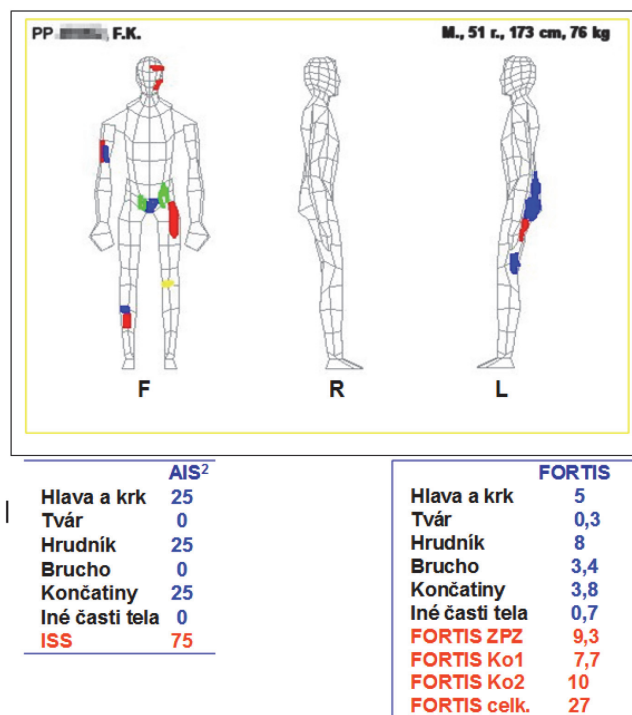
Vyšetrené okolnosti: na ul. P P P P v L L L L L došlo k dopravnej nehode – zrážke medzi osobným motorovým vozidlom a chodcom F.K. Zranený chodec bol následne hospitalizovaný na traumatologickom oddelení KÚCh FN LP s obojstrannou zlomeninou panvy (riešené konzervatívne – Kirschnerovou extenziou vľavo). Na 12. deň hospitalizácie F.K. exitoval.

Bezprostredná príčina smrti:

Obojstranná ložisková katarálne-hnisavá broncho-pneumónia.

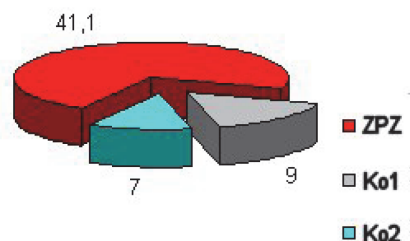


obr. 2.1-5 Dokumentácia nálezu - zobrazenie k prípadu č.11

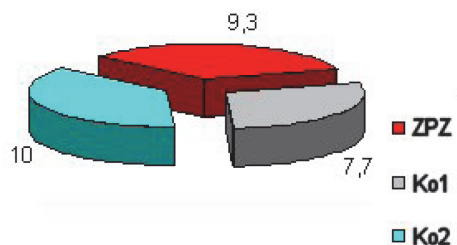


obr. 2.1-6 Vyhodnotenie parametrov poranení Prípady č.11 pomocou vlastného modifikovaného systému FORTIS, porovnanie hodnôt FORTIS s hodnotami AIS/ISS

Vypovedacia hodnota modifikovaného systému FORTIS podľa druhu poškodenia zdravia v súvislosti s bezprostrednými následkami pôsobiaceho násillia



obr. 2.1-7 Vzťah hodnôt FORTIS ZPZ, Ko1 a Ko2 v prípade smrti na mieste DN- prípad č.4



obr. 2.1-8 Vzťah hodnôt FORTIS ZPZ, Ko1 a Ko2 v prípade v prípade prežívania - príklad č.11

Hodnotenie a prínos modifikovaného systému FORTIS

Výsledky ukazujú, že pri smrti chodca na mieste dopravnej nehody bodové hodnoty **FORTIS** sú relatívne väčšie pre položky ZPZ a Ko1, pre prežívanie chodca po dopravnej nehode sa hodnoty FORTIS Ko2 postupne zvyšujú, pretože pribúdajú nálezy svedčiace pre pridružené komplikácie, pričom hodnoty FORTIS Ko2 sa dajú zároveň hodnotiť aj z hľadiska kvality poskytnutia zdravotnej starostlivosti.

Bodové zastúpenie základného poškodenia zdravia, priamych a pridružených komplikácií je špecifické pre každý typ prípadu.

Metodika štandardizácie parametrov poranení chodcov pri dopravných nehodách (kvantifikácia poranení) vyžaduje aplikáciu vlastného modifikovaného bodového systému **FORTIS**, ktorý umožňuje (pri kvalitných vstupných parametroch) vypočítať závažnosť základného porušenia zdravia, priamych porazových komplikácií a pridružených komplikácií vrátane bolestivejších spôsobov liečby a nekvalitnej zdravotnej starostlivosti, a pri smrteľných úrazoch určiť poškodenie zdravia, ktoré je bezprostrednou príčinou smrti.

Na základe hodnotenia poranení pomocou **FORTIS** je možné tieto rozdeliť na ľahké, stredne ťažké, ťažké a život ohrozujúce, kde významnou sa ukazuje možnosť v určitom rozsahu predpokladať prognózu poškodeného.

Rovnako je možné na základe tejto štandardizácie parametrov poranení odlišiť mieru zavinenia osoby zodpovednej za dopravnú nehodu od iných okolností, ako je napr. nezodpovedný prístup poškodeného, či nedostatočný alebo neadekvátny spôsob liečby vzniknutých poranení.

Klasické spôsoby štandardizácie parametrov poranení ako AIS/ISS GSI, Gaddov index zranenia), HIC (parameter zranenia hlavy), 3MS, TTI (parameter zranenia hrudníka), VC (parameter zranenia mäkkých tkanív), EIC (rozšírený parameter zranenia), ktoré spôsoby parametrizácie poranení neposkytujú univerzálny informačný prostriedok pre celé telo poranenej osoby ako ani pre všetky druhy poranení. Preto sa ukázali byť z hľadiska hodnotenia rozsahu poranení pre potreby analýzy nehodového deja nedostatočné, keďže najmä pri pôsobení vyšších energií na organizmus sa už tieto hodnotovo nelíšia (AIS/ISS). Na rozdiel od týchto odráža rozsah poranení systémom FORTIS presnejšie, vďaka čomu sa stáva uvedená kvantifikácia poranení možným východiskom pre jeho prípadné využitie počítačovým programom, ktorý by umožnil nielen simuláciu nehodového priebehu ale aj overenie jej správnosti za využitia bodovacej hodnoty FORTIS (BF) u chodca, keďže je jasné, že systém FORTIS odráža univerzálnym spôsobom závažnosť poranení vznikajúcich pri dopravných nehodách v závislosti od mechanickej energie, ktorou boli tieto poranenia pri zrážke spôsobené.

V uvedenom spočíva aj možnosť použitia systému FORTIS pre počítačovú rekonštrukciu dopravných úrazov, resp. k verifikácii vypracovaných analýz.

Kvantifikácia poranení pri dopravných úrazoch chodcov je závažným súdnolekárskym a traumatologickým problémom, ktorý vyžaduje komplexné hodnotenie úrazového deja a poúrazových zmien a systém FORTIS prispieva k riešeniu uvedeného problému aj z hľadiska možnosti hodnotenia komplikácií, kvality zdravotnej starostlivosti a rekonštrukcie úrazového deja.

Modifikovaný systém parametrizácie poranení sa líši od doposiaľ známych nasledovne:

Metodika FORTIS versus AIS/ISS

- **Bodové hodnoty poranení a ich komplikácií podľa upravených tabuliek *Injury Score in Forensic Medicine***
- **Zvláštno bodové hodnotenie základného porušenia zdravia (ZPZ)**
- **Komplikácie sa delia do dvoch skupín:**
 - 1) **priame poúrazové komplikácie (Ko1)**
 - 2) **pridružené komplikácie (Ko2)**
- **Bodové hodnoty obsahujú aj desatinné miesta**
- **Maximálna bodová hodnota FORTIS sa neobmedzuje**

Je zreteľné, že uvedené odlišnosti **FORTISu** od relatívne jednoduchej šesťstupňovej škály systému AIS/ISS výrazným spôsobom zvyšujú jeho využiteľnosť, presnosť a tým vzniká určitý parameter poranenia, ktorý je vyjadrený číselne a vytvára možnosť tvorenia

charakteristických signatúr vo vzťahu k parametrom zrážky vozidla a chodca, alebo, obecnjšie k mechanizmu vzniku poranení.

Pre znalca odboru cestnej dopravy je tým ujasnené a ozrejmene, ktoré poškodenia zdravia sa týkajú priamo nehodového deja (ZPZ) a ktoré sú výsledkom následnej odozvy tela chodca (Ko1), jeho zdravotného stavu, spôsobu liečby apod. (Ko2), pričom je potrebné zdôrazniť, že hodnoty FORTIS sú bezrozmerné a sú stanovené na podklade určitej zvolenej škály.

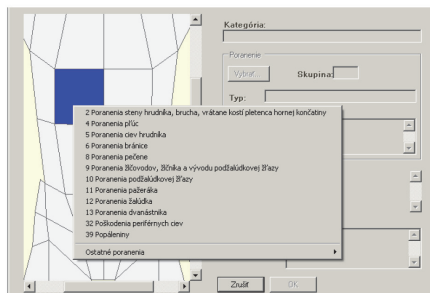
Tabuľky vypracované a použité pre parametrizáciu v modifikovanom systéme FORTIS

V súčasnej dobe je spracovaných celkom 38 tabuliek jednotlivých častí tela s ohľadom na rozhodujúce zdravotné následky vzhľadom k miere pôsobiaceho násillia, ktoré sú postupne overované a doplňované ďalšími a uvedená metodika je naďalej priebežne zdokonaľovaná. Súdnolekárska škála poranení pre FORTIS, ktorá obsahuje aj konkrétne pokyny pre postup pri bodovom hodnotení poranení, pričom v ostatných prípadoch sa postupuje primerane k tabuľkovým hodnotám na základe priameho súdnolekárskeho posúdenia

Tabuľka 1.	Poranenia ciev oblasti hlavy a krku
Tabuľka 2.	Poranenia steny hrudníka a brucha
Tabuľka 3.	Poranenia srdca
Tabuľka 4.	Poranenia pľúc
Tabuľka 5.	Poranenia ciev hrudníka
Tabuľka 6.	Poranenia bránice
Tabuľka 7.	Poranenia sleziny
Tabuľka 8.	Poranenia pečene
Tabuľka 9.	Poranenia žľčovodov, žľčníka a vývodu podžalúdkovej žľazy
Tabuľka 10.	Poranenia podžalúdkovej žľazy
Tabuľka 11.	Poranenia pažeráka
Tabuľka 12.	Poranenia žalúdka
Tabuľka 13.	Poranenia dvanástnika
Tabuľka 14.	Poranenia tenkého čreva
Tabuľka 15.	Poranenia hrubého čreva
Tabuľka 16.	Poranenia konečníka
Tabuľka 17.	Poranenia ciev brucha
Tabuľka 18.	Poranenia nadobličky
Tabuľka 19.	Poranenia obličky
Tabuľka 20.	Poranenia močovoúdu
Tabuľka 21.	Poranenia močového mechúra
Tabuľka 22.	Poranenia močovej rúry
Tabuľka 23.	Poranenia maternice
Tabuľka 24.	Poranenia maternice (v období tehotenstva)
Tabuľka 25.	Poranenia vajčkovodu
Tabuľka 26.	Poranenia vajččníka
Tabuľka 27.	Poranenia pošvy
Tabuľka 28.	Poranenia ženských vonkajších pohlavných častí
Tabuľka 29.	Poranenia semenníka
Tabuľka 30.	Poranenia mieška
Tabuľka 31.	Poranenia pohlavného údu
Tabuľka 32.	Poranenia periférnych ciev
Tabuľka 33.	Poranenia panvy
Tabuľka 34.	Poranenia hornej končatiny
Tabuľka 35.	Poranenia dolnej končatiny
Tabuľka 36.	Poranenia chrbtice
Tabuľka 37.	Poranenia hlavy
Tabuľka 38.	Poranenia krku

2.2 PROGRAM PC FORTIS URČENÝ PRE PARAMETRIZÁCIU A LOKALIZÁCIU PORANENÍ

Pre zjednodušenie postupu pri aplikácii systému FORTIS bol vyvinutý program PC FORTIS, ktorý okrem údajov o pacientovi (vek, výška, hmotnosť, oblečenie, slovné popísaná diagnóza apod.) umožňuje priamu lokalizáciu poranení a bodovanie jednotlivých poranení pomocou priamo vložených klasifikačných tabuliek a pokynov pre ich použitie.

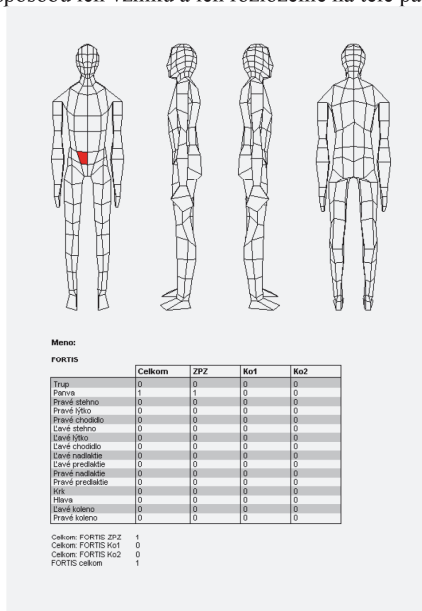


obr. 2.2-1 Zobrazenie použitia klasifikačných tabuliek v programe PC Fortis

Stupeň	Typ poranenia	Popis poranenia
I	Poranenie	Ťupé poranenie kože a podkožia za každých 100 cm ²
	Rozthnutie Zlomovina	Ťupé poranenie svaloviny steny hrudníka a brucha za každých 10 cm ² Koža a podkožné tkanivo, podľa rozsahu Menej ako 3 rebra (zahvorené zlomeniny) Zlomovina kľúčnej kosti bez posunutia úsečkov
II	Rozthnutie Zlomovina	Koža, podkožné tkanivo a svalovina Viac ako 3 rebra vedľa seba (zahvorené zlomeniny) Dlhovetná alebo trištvrtá zlomenina kľúčnej kosti Zahvorená zlomenina rozčítaná Zahvorená alebo otvorená zlomenina tela lopatky
	Rozthnutie Zlomovina	Čelá hrubka steny hrudníka s poškodením pohrudnice Dlhovetná alebo trištvrtá zlomenina mostíka Trištvrté zlomeniny menej ako troch rebier na jednej strane
IV	Rozthnutie Zlomovina	Rozthnutie II-IV steny hrudníka so zlomenými rebier Trištvrté zlomeniny viac ako troch rebier na jednej strane
	Zlomovina	Trištvrté zlomeniny viac ako troch rebier obojstranne - zrnáky flak chest
V	Zlomovina	Trištvrté zlomeniny viac ako troch rebier obojstranne - zrnáky flak chest

obr. 2.2-2 Príklad klasifikačných tabuliek a ich použitia v programe PC Fortis

Výstupom je potom zobrazenie lokalizácie jednotlivých poranení, celková bodová hodnota, bodová hodnota podľa spôsobu ich vzniku a ich rozloženie na tele pacienta



obr. 2.2.-3 Zobrazenie výstupu FORTIS po klasifikácii jedného poranenia

Detailné zobrazenie skóre podľa vykonanej klasifikácie FORTIS zobrazuje jeho kompatibilitu s viacetesovým systémom používaným v PC Crash, čo umožňuje prípadné orientačné rozlíšenie násillia, ktoré v priebehu zrážky pôsobilo na jednotlivé jeho časti, resp. rozpoznanie následkov tohto násillia na telo chodca.

	Celkom	ZPZ	Ko1	Ko2
Trup	0	0	0	0
Parva	1	1	0	0
Pravé stehno	0	0	0	0
Pravé lýtko	0	0	0	0
Pravé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé stehno	0	0	0	0
Ľavé lýtko	0	0	0	0
Ľavé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé nadlaktie	0	0	0	0
Ľavé predlaktie	0	0	0	0
Pravé nadlaktie	0	0	0	0
Pravé predlaktie	0	0	0	0
Krk	0	0	0	0
Hlava	0	0	0	0
Ľavé koleno	0	0	0	0
Pravé koleno	0	0	0	0
Celkom: FORTIS ZPZ	1			
Celkom: FORTIS Ko1	0			
Celkom: FORTIS Ko2	0			
FORTIS celkom	1			

obr. 2.2.-4 Zobrazenie výstupu programu FORTIS© – skóre FORTIS na jednotlivé časti tela pacienta podľa parametrizácie vykonanej lekárom

Hodnotenie a prínos systému FORTIS a programu PC FORTIS©

System FORTIS predstavuje prakticky využiteľný univerzálny prostriedok umožňujúci nahradit' pre potreby znalcov – analytikov dopravných nehôd lekársky slovný popis poranení popisom poranení vyjadrenom v bodovom vyjadrení pomocou ich parametrizácie s dostatočnou vypovedacou hodnotou.

Program FORTIS je možné pokladať za pomôcku pre znaleckú prax pri využívaní modifikovaného systému FORTIS. Pri parametrizácii poranení predstavuje možnosť priamej vizualizácie zobrazení poranení ako významnej informácie pre znalca odboru cestná doprava a je ho možné pokladať za neoddeliteľnú súčasť riešenia problematiky parametrizácie poranení chodcov. Za jeho prednosť je možné pokladať aj skutočnosť, že umožňuje nielen vizualizáciu lokalizácie poranení, ale aj vytvorenie individuálnej signatúry poranení (pomer násilia pôsobiaceho na jednotlivé časti tela podľa jeho rozdelenia odpovedajúcemu viactelesovému systému v PC Crash) pre konkrétny typ zrážky a pre konkrétne podmienky, medzi ktoré o.i. patria individuálne vlastnosti tela chodca, jeho poloha, pohyb, druh vozidla, jeho rýchlosť, dynamika v momente zrážky apod. Z programu PC Crash boli v rámci výskumu získané údaje o rozložení síl a energie na telo chodca pri zrážkach a bolo možné konštatovanie, že tieto majú individuálne znaky pre konkrétnu zrážku, tak ako bude preukázané experimentálnym overením s ďalšom texte s využitím neurónovej siete na relevantnej množine zrážok a aj bude demonštrované na zrážkach, ktoré sa vizuálne a s doteraz hodnotenými parametrami odlišujú málo alebo dokonca nepatrne.

3. ZÁKLADY TEÓRIE SIGNATÚR PORANENÍ A KONTAKTOV

Zrážka vozidla a chodca predstavuje maticu pôsobiaceho fyzikálneho násilia na telo chodca a maticu odozvy tela chodca na toto násilie.

Uvedené matice pôsobenia síl a ostatných fyzikálnych účinkov a odozvy tela chodca sú vzájomne priamo závislé.

Uvedené matice pôsobenia síl a ostatných fyzikálnych účinkov a odozvy tela chodca sú pre konkrétnu zrážku individuálne, identifikovateľné a porovnateľné.

Nie je možné, aby pri dvoch rôznych zrážkach vozidla a chodca pôsobili na telo chodca rovnaké sily a preto odozva tela chodca (poranenia) je vždy iná.

K tomu, aby bolo možné rozpoznať rozdiely, resp. individuálne znaky zrážky je možné využiť výpočtový simulačný program PC Crash, ktorý na validovanom modeli chodca nielen vypočíta priebeh zrážky, ale aj vygeneruje hodnoty pôsobiaceho fyzikálneho násilia na povrch tela chodca.

K tomu, aby bolo možné rozpoznať individuálne znaky odozvy tela chodca (poranenia) je možné využiť systém FORTIS, ktorý slúži k súdnolekárskej parametrizácii poranení chodca pomocou vyhodnotenia jeho poranení a ktorý na základe znalostí súdnych lekárov pomocou súdnolekárskej škály stanoví v špeciálnej bodovej škále účinky pôsobiace na povrch jednotlivých častí tela chodca.

K zobrazeniu hodnôt sa využíva tzv. signatúra poranení, ktorá v spojení s lokalizáciou kontaktov na povrchu tela chodca umožňuje porovnanie týchto údajov s hodnotami pôsobiaceho fyzikálneho násilia vygenerovanými z výpočtu pomocou programu PC Crash ako aj porovnanie lokalizácie kontaktov na trojrozmernom zobrazení (videozáznamu) z výpočtu.

Signatúra predstavuje názorné vyjadrenie niečoho – v danom prípade pomeru hodnôt ktoré charakterizujú

- A. fyzikálne účinky pôsobiace na povrch tela chodca v priebehu zrážky s vozidlom
- B. odozvu tela chodca na tieto fyzikálne účinky pôsobiace na povrch jeho tela určenú na základe súdnolekárskeho vyhodnotenia zistených poranení

Signatúra

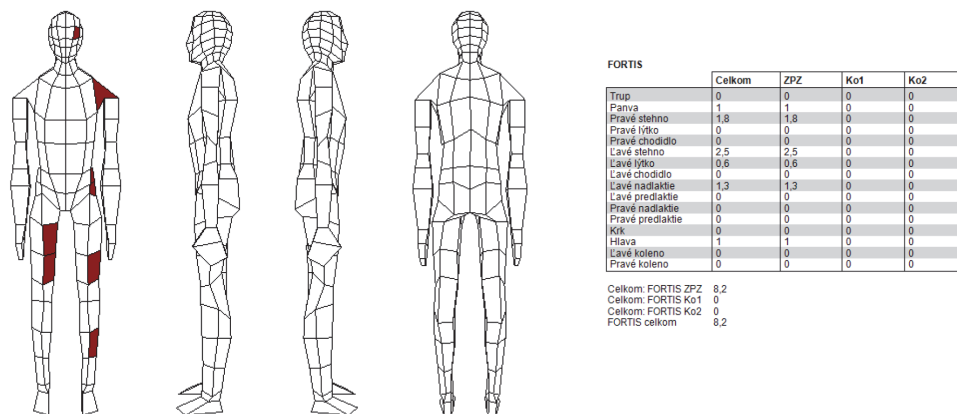
Synonymá slova „signatúra“ v slovenskom synonymickom slovníku

signatúra - znak (názorné vyjadrenie niečoho)

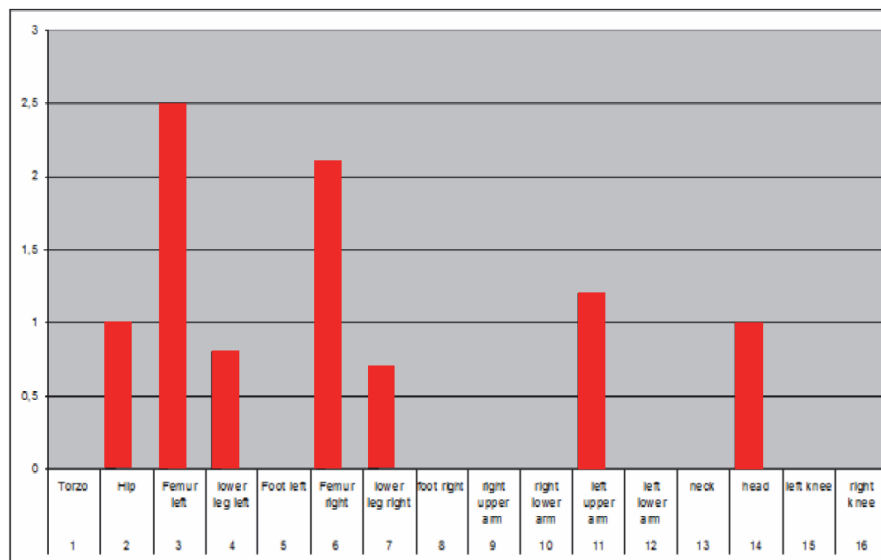
potom pod pojmom signatúra poranení rozumieme názorné vyjadrenie lokalizácie a rozsahu poranení na tele chodca pomocou systému FORTIS, umožňujúce vykonať porovnanie s signatúrami vytvorenými z výstupov zo simulácií zrážky a vyhodnotenie miery ich zhody.

3.2 PRÍKLAD TVORBY SIGNATÚR PRI INTERDISCIPLINÁRNOM DOKAZOVANÍ PRIEBEHU ZRÁŽKY

FORTIS poranenia chodca po zrážke – súdnolekárske posúdenie



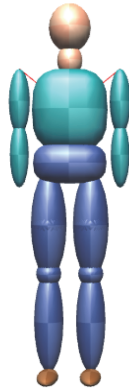
obr. 3.2-1 Lokalizácia a bodovanie poranení chodca – odozva tela na kontaktné sily pôsobiace na povrch tela v priebehu zrážky s vozidlom



obr. 3.2-2 Signatúra poranení chodca po zrážke podľa FORTIS (BF – body Fortis) pre sim 30-30

3.3 VÝPOČTY ZRÁŽOK – KONTAKTY ZPŮSOBUJÚCE VZNIK PORANENÍ

Výpočtový model chodca (PC Crash)



obr. 3.3.-1 Viactelesový výpočtový model chodca

Výstupné hodnoty zo simulácií použiteľné pre vytváranie signatúr mechanického násillia pôsobiaceho na telo chodca a ich vzťahy

Program PC Crash vykonáva výpočet s výpočtovým modelom chodca, pričom tento sa upraví podľa ich veku v súlade s výskumnou správou "Internationaler Anthropometrischer Datenatlas" od autorov Hans W. Jürgens, Ivar A. Aune a Ursula Pieper, Federal Institute for Occupational Safety and Health, Dortmund, Nemecko a podľa štúdie renomovaných vedcov zo Slovenska (Autorský kolektív, Vademedummedici, Žilina Slovensko 1998).

obr.3.3.-2 Zobrazenie vstupných údajov výpočtového modelu chodca v PC Crash

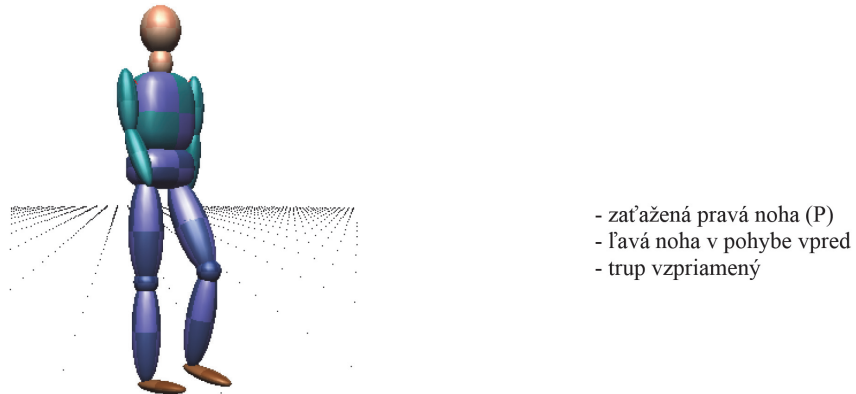
Jednou z možností programu PC Crash je zobrazenie diagramov fyzikálnych účinkov pôsobiacich na jednotlivé časti modelu chodca, ktoré sú:

- Dráha
- Rýchlosť
- Zrýchlenie
- Uhol rotácie
- Uhlová rýchlosť
- Uhlové zrýchlenie
- Energia
- Kontaktné sily
- Sily pruženia

Demonštrácia simulácií a výsledkov výpočtov

Pre demonštráciu simulácií boli zvolené zrážky vozidla s chodcom, ktorých priebeh sa vizuálne podobá tak, že nie je možné ich doteraz používanými metódami spoľahlivo vzájomne odlišiť, nakoľko aj ostatné parametre vykazujú vysokú zhodu.

postoj chodca pri vykonaných výpočtoch sim 30-30 P, sim 30-90 P, sim 40-30 P*



Obr. 3.3.-3 Zobrazenie postoja chodca – vykročená pravá noha

Spôsob identifikácie a vyhodnotenia kontaktov tela a vozidla v simulačnom programe PC Crash

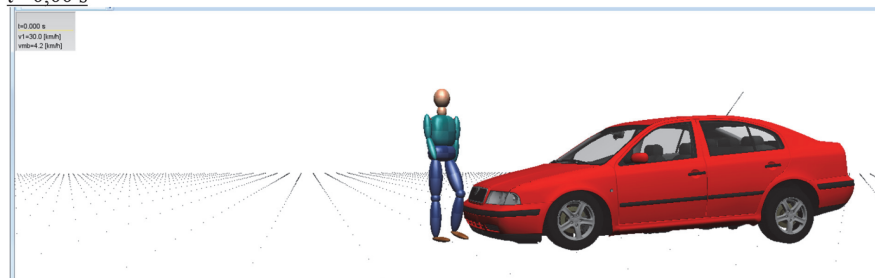
Kontakty budú identifikované na základe vizuálneho posúdenia priebehu zrážky v jej jednotlivých časových úsekoch (vzhľadom na kontinuitu pohybu iba vybrané polohy) – vid' zobrazenia

zrážka sim 30-30 P -výpočet

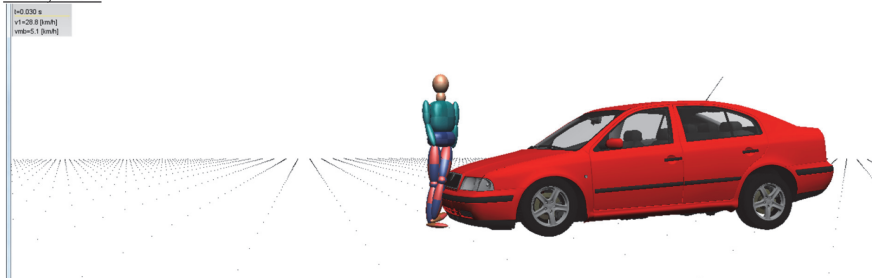
(* $v_{\text{vozidla}} = 30 \text{ km/h}$, $v_{\text{chodca}} = 4,2 \text{ km/h}$, smer pohybu chodca 30° k ose x vozidla)

Zobrazenie polôh chodca a grafov kontaktných síl

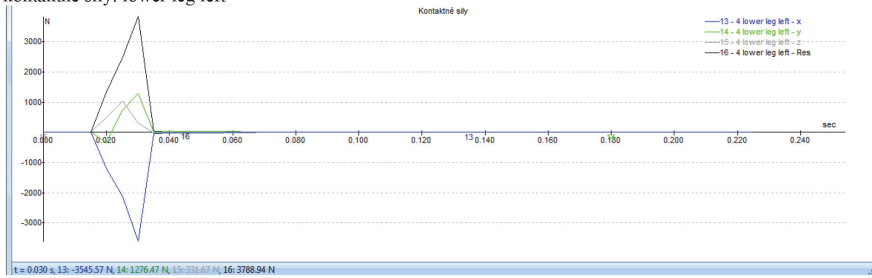
$t = 0,00 \text{ s}$



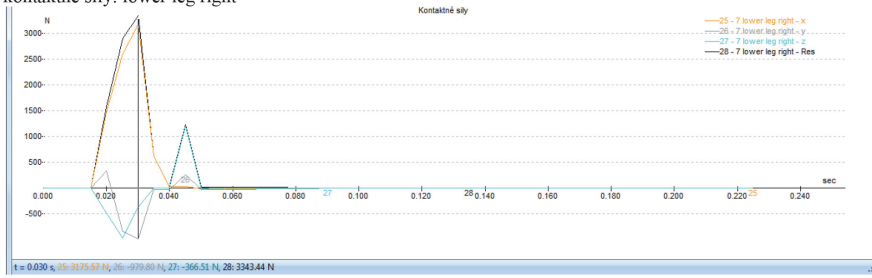
t = 0,030 s



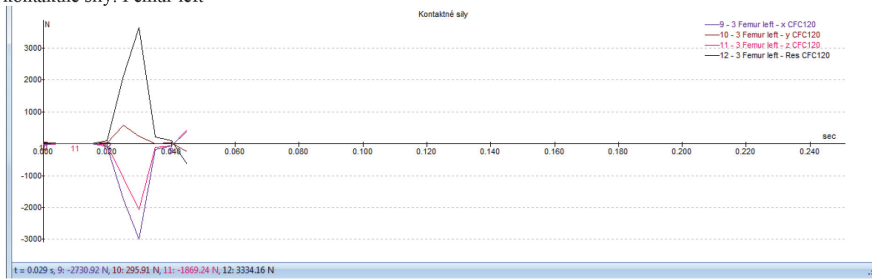
kontaktné sily: lower leg left



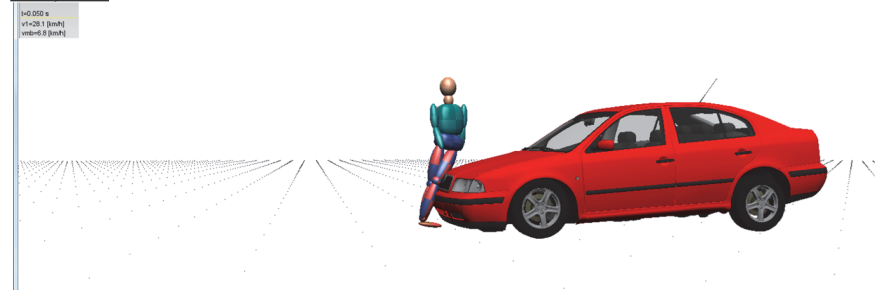
kontaktné sily: lower leg right



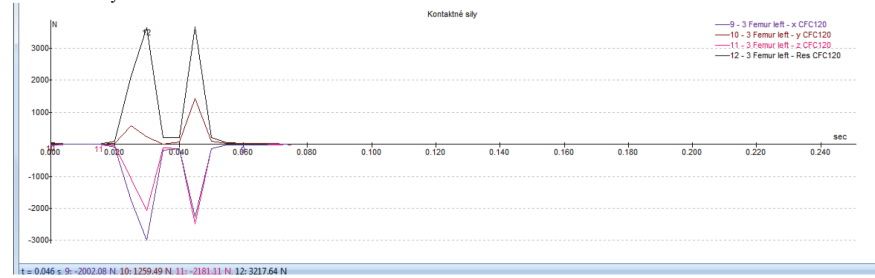
kontaktné sily: Femur left



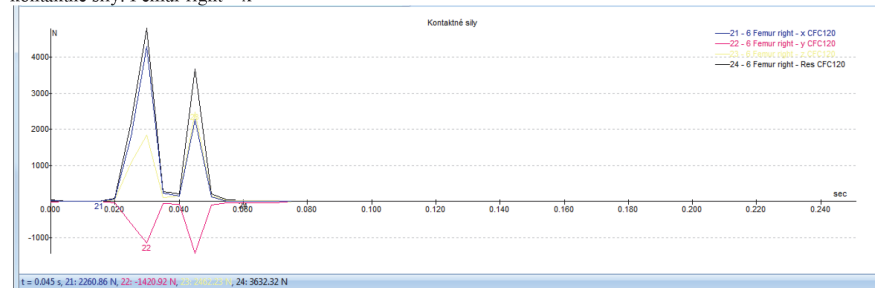
$t = 0,045 \text{ s}$



kontaktné sily: Femur left



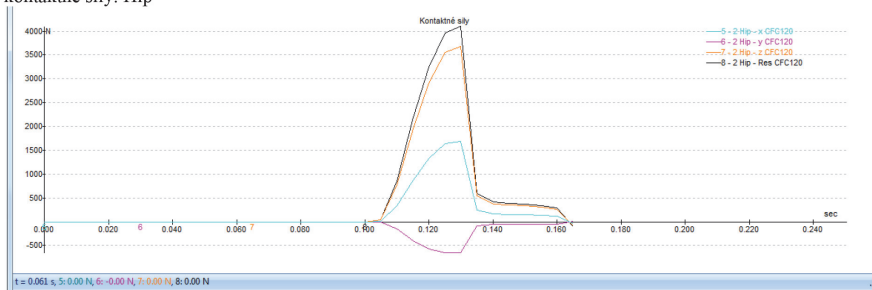
kontaktné sily: Femur right - x



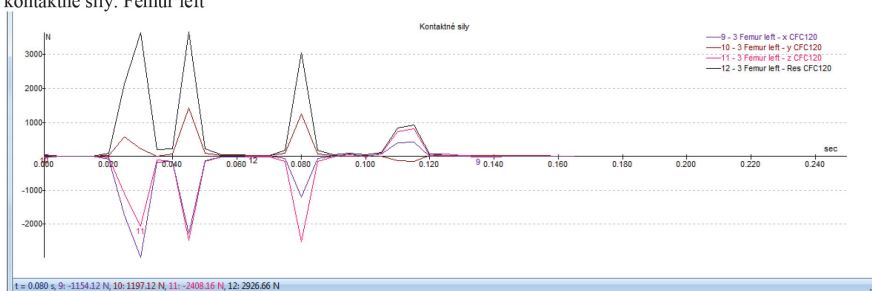
$t = 0,120 \text{ s}$



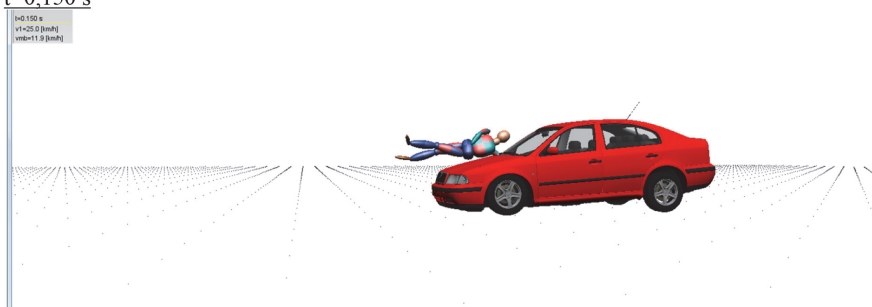
kontaktné sily: Hip



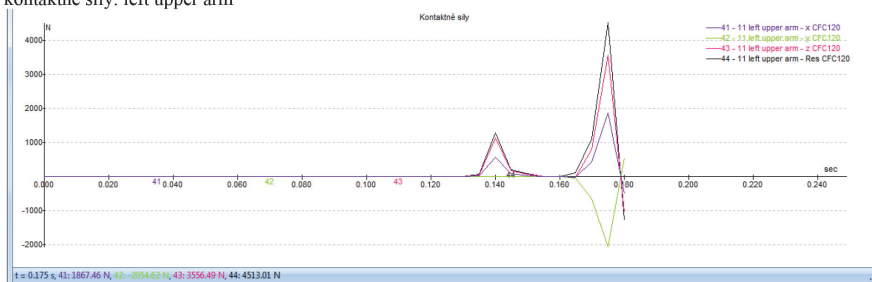
kontaktné sily: Femur left



t=0,150 s



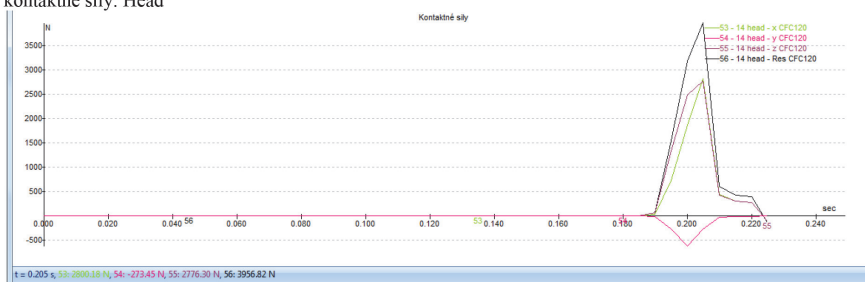
kontaktné sily: left upper arm



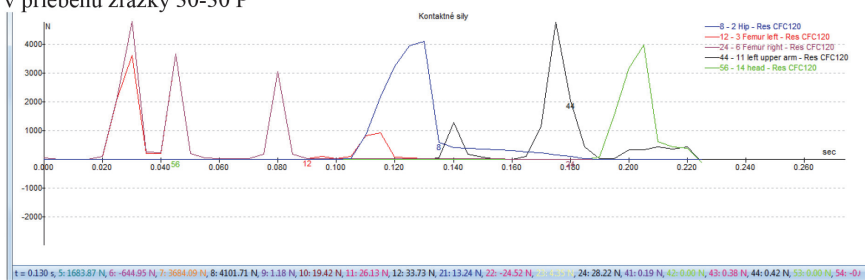
t = 0,205 s



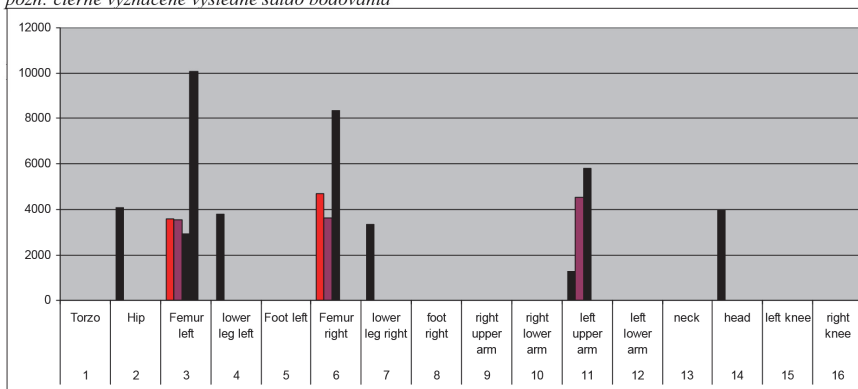
kontaktné sily: Head



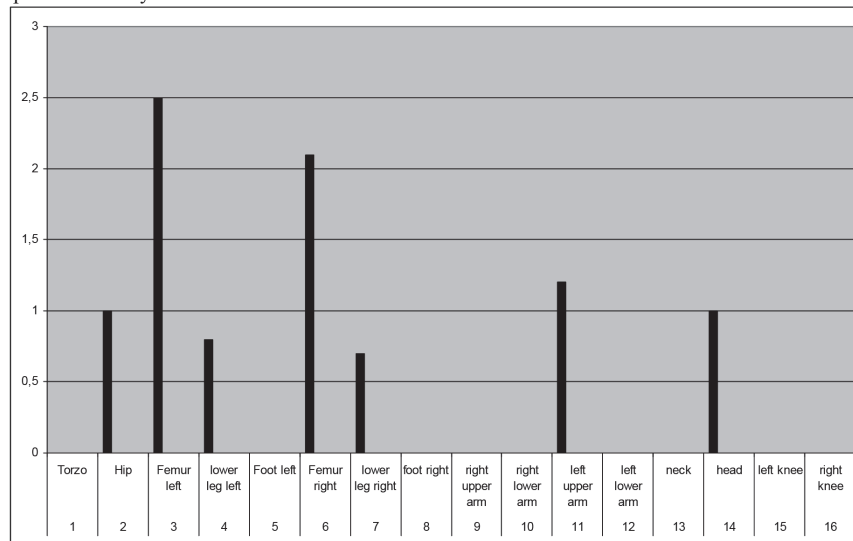
Celkový prehľad vektorových súčtov jednotlivých zložiek kontaktných síl pôsobiach v priebehu zrážky 30-30 P



Zobrazenie signatúry kontaktných síl pôsobiach na povrch tela v priebehu zrážky 30-30 P
pozn: čierne vyznačené výsledné saldo bodovania



Zobrazenie signatúry kontaktných síl pôsobiacich na jednotlivé časti výpočtového modelu chodca v priebehu zrážky 30-30 P

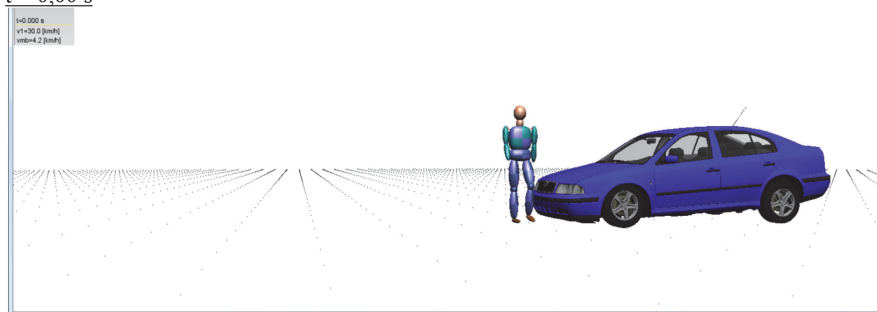


zrážka sim 30-90 P - výpočet

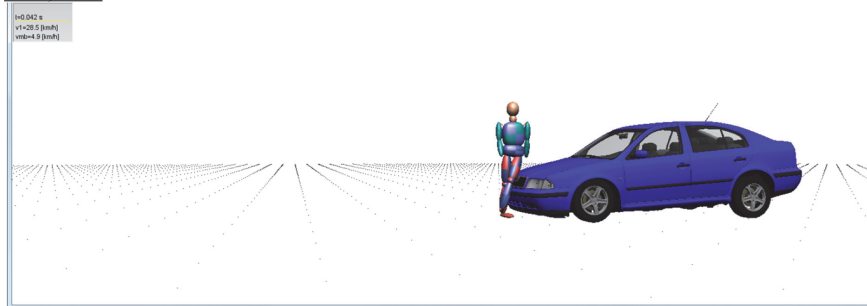
($v_{\text{vozidla}} = 30 \text{ km/h}$, $v_{\text{chodca}} = 4,2 \text{ km/h}$, smer pohybu chodca 90° k ose x vozidla)

Zobrazenie polôh chodca a grafov kontaktných síl

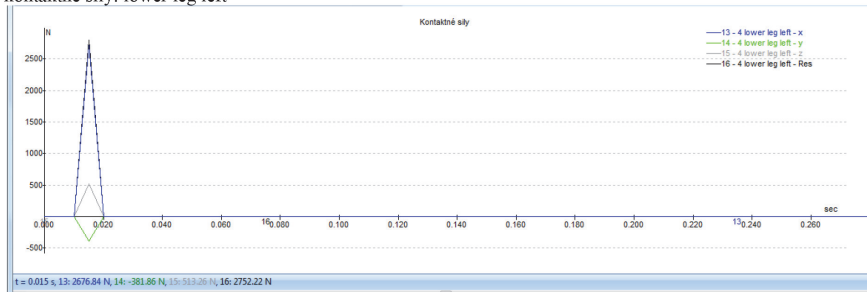
$t = 0,00 \text{ s}$



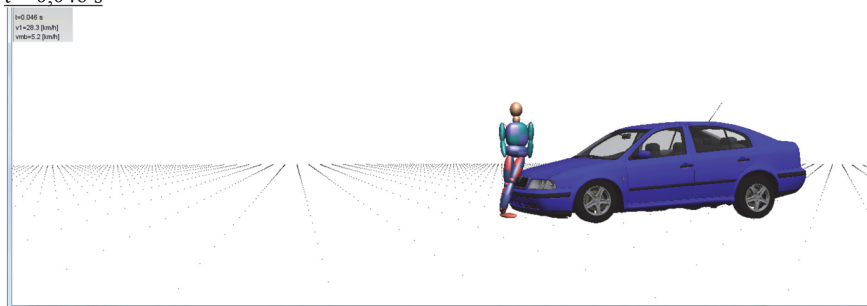
$t = 0,042 \text{ s}$



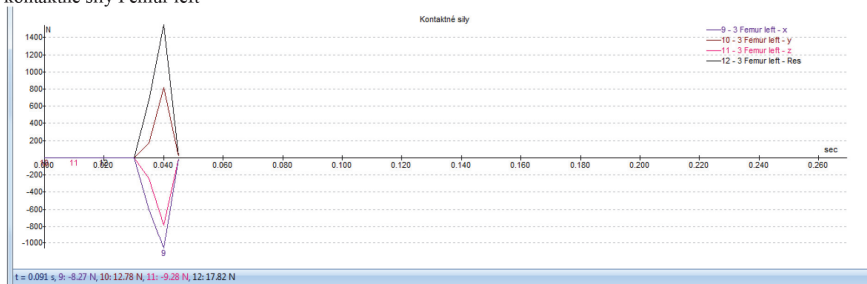
kontaktné sily: lower leg left



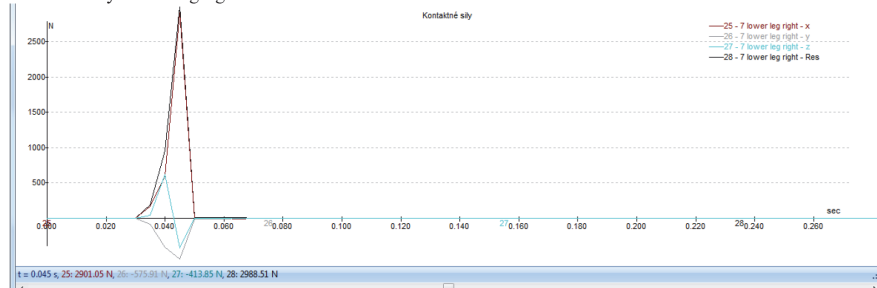
$t = 0,046 \text{ s}$



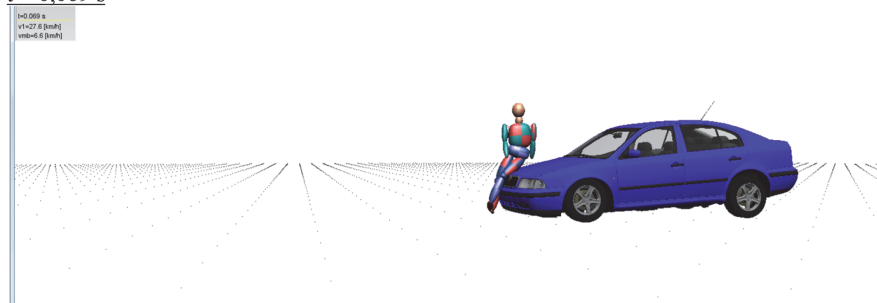
kontaktné sily Femur left



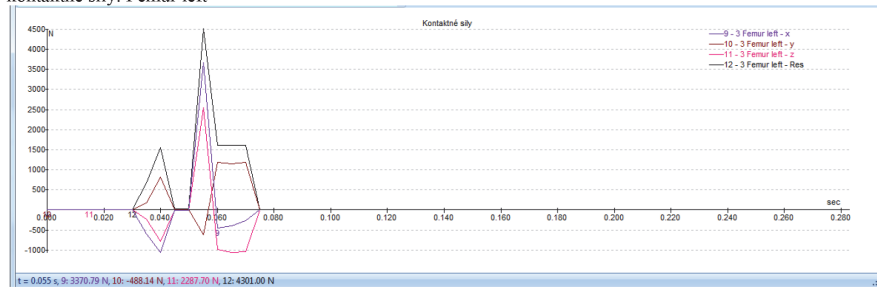
kontaktné sily: lower leg right



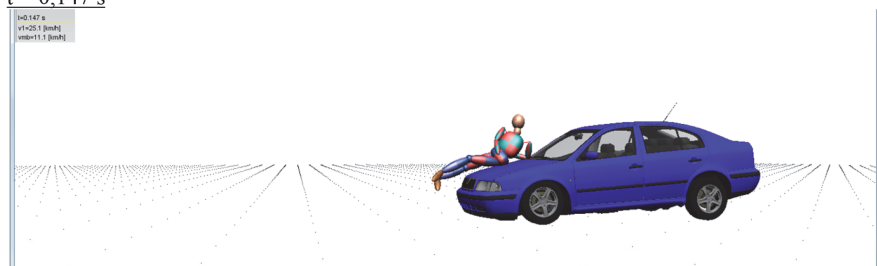
t = 0.069 s



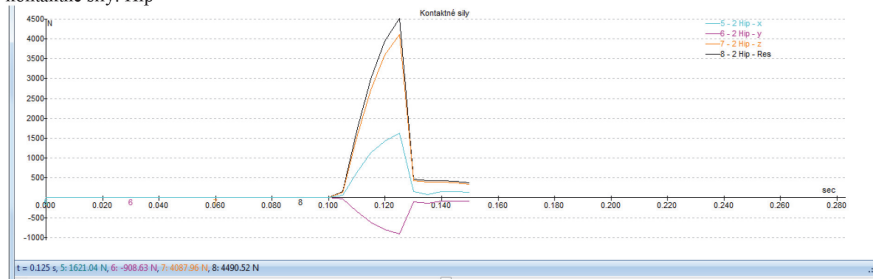
kontaktné sily: Femur left



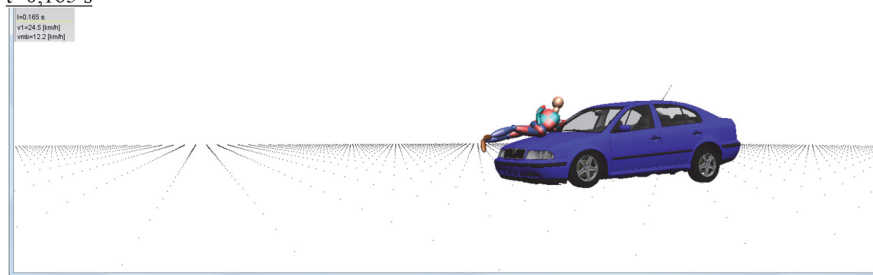
t = 0.147 s



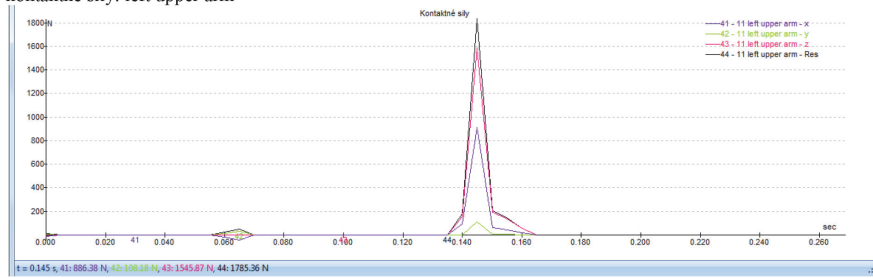
kontaktné sily: Hip



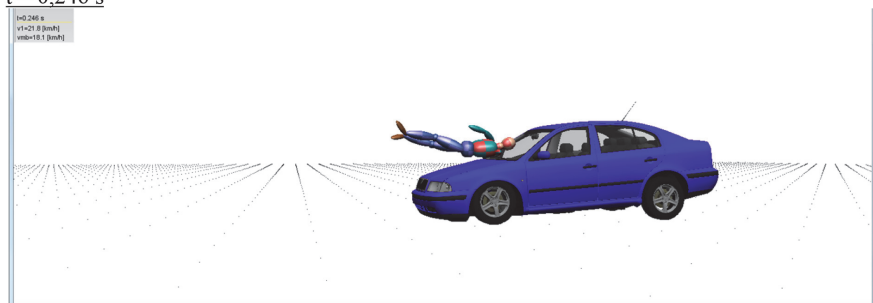
t=0,165 s



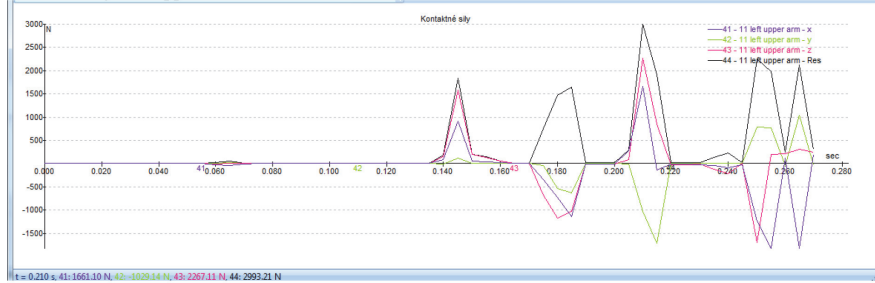
kontaktné sily: left upper arm



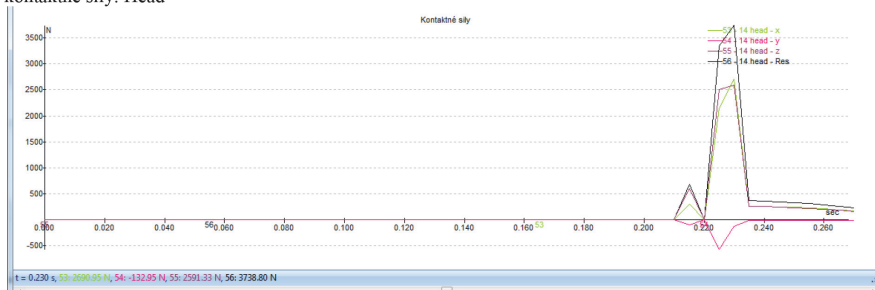
t = 0,246 s



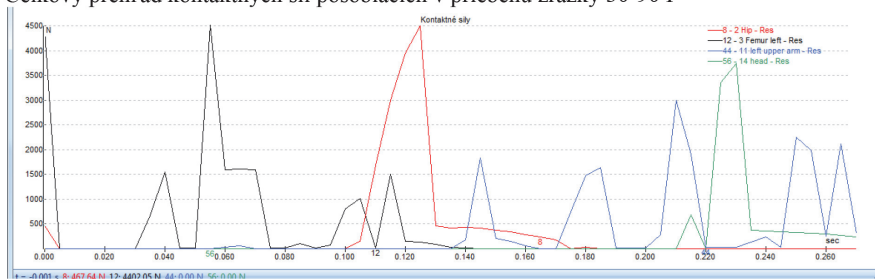
kontaktné sily: left upper arm



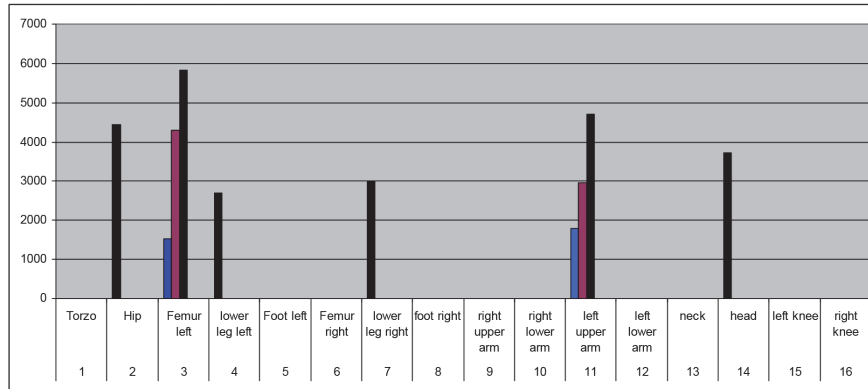
kontaktné sily: Head



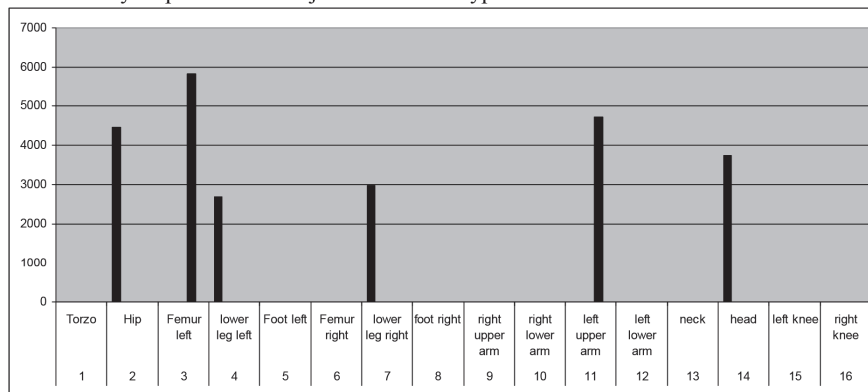
Celkový prehľad kontaktných síl pôsobiacich v priebehu zrážky 30-90 P



Signatúra kontaktných síl pôsobiacich na povrch tela chodca v priebehu zrážky 30-90 P s vyznačením jednotlivých síl a ich súčtov

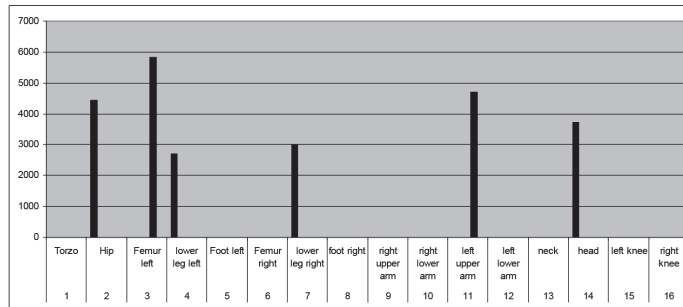


celkové súčty síl pôsobiacich na jednotlivé časti výpočtového modelu tela

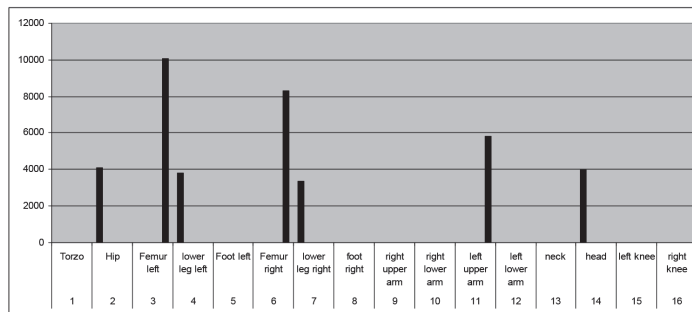


Porovnanie signatúry kontaktných síl pôsobiacich na povrch výpočtového modelu tela chodca v priebehu zrážok sim 30-90 P sim 30-30P a signatúry poranení chodca

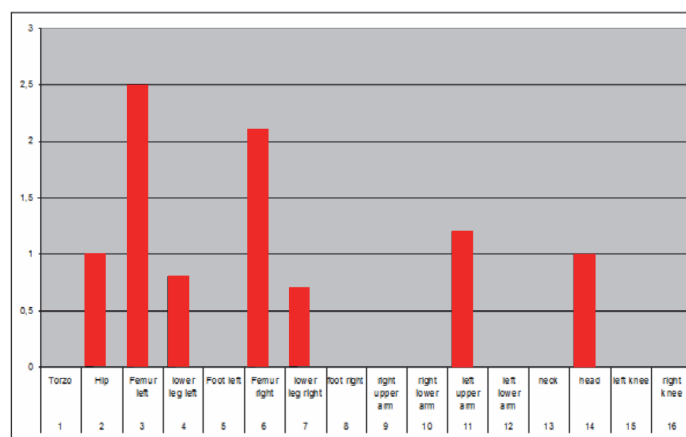
sim 30-90 P



sim 30-30 P



signatúra poranení chodca určená systémom Fortis v BF



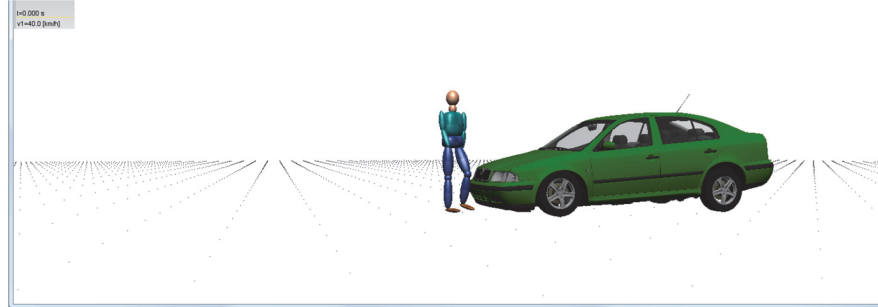
Zrážka sim 40-30 P - výpočet

Zobrazenie polôh chodca a grafov kontaktných síl

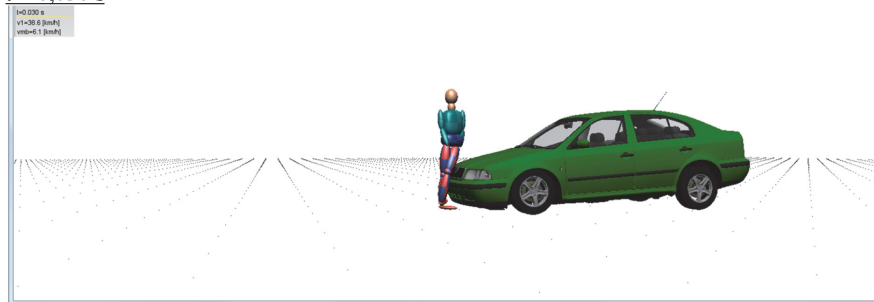
zrážka sim 40-30 P

($v_{\text{vozidla}} = 40 \text{ km/h}$, $v_{\text{chodca}} = 4,2 \text{ km/h}$, smer pohybu chodca 30° k ose x vozidla)

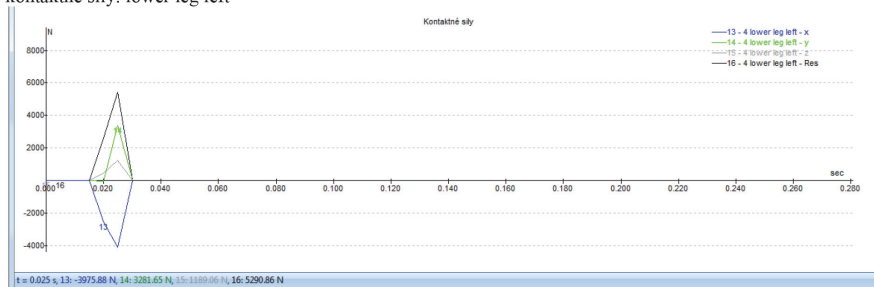
$t = 0,00 \text{ s}$



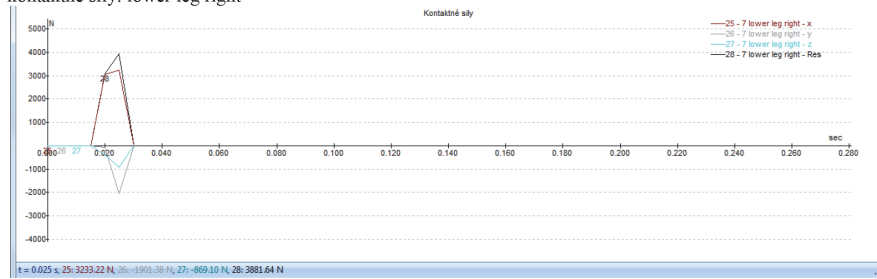
$t = 0,030 \text{ s}$



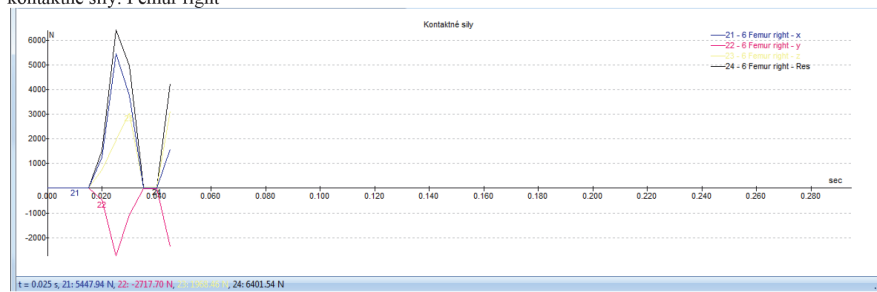
kontaktné sily: lower leg left



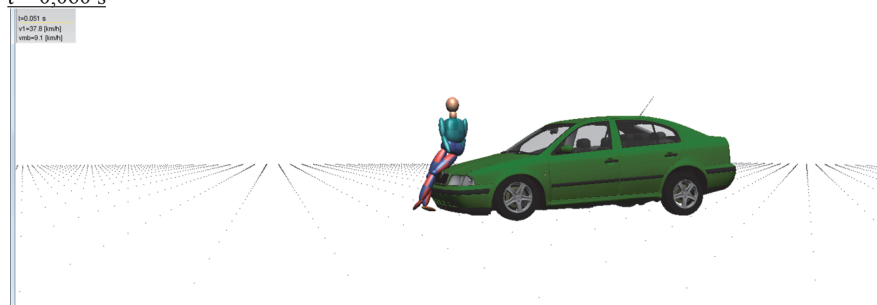
kontaktné sily: lower leg right



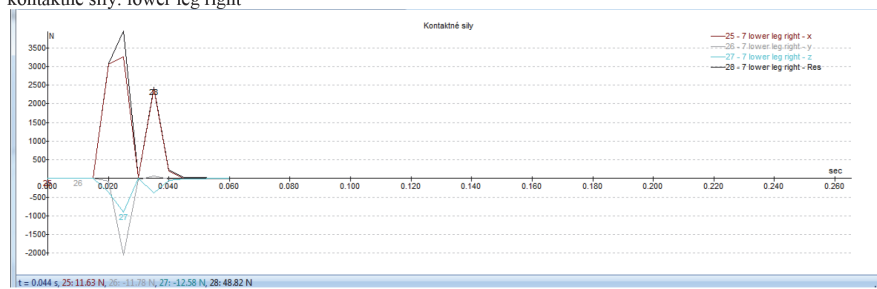
kontaktné sily: Femur right



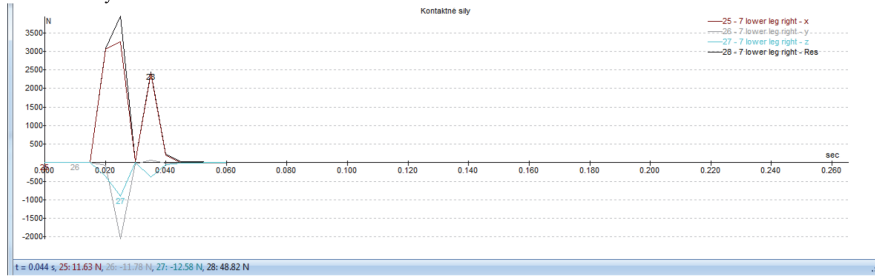
t = 0,060 s



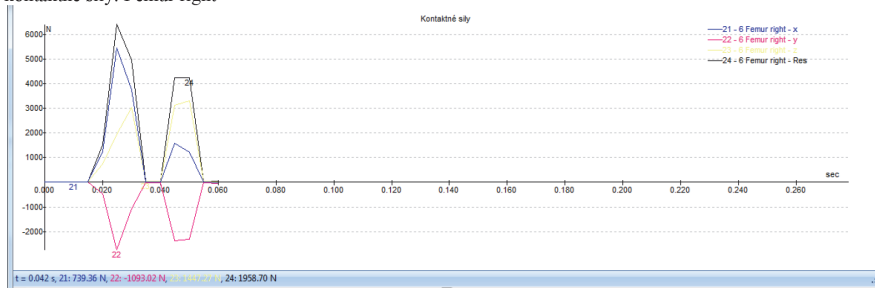
kontaktné sily: lower leg right



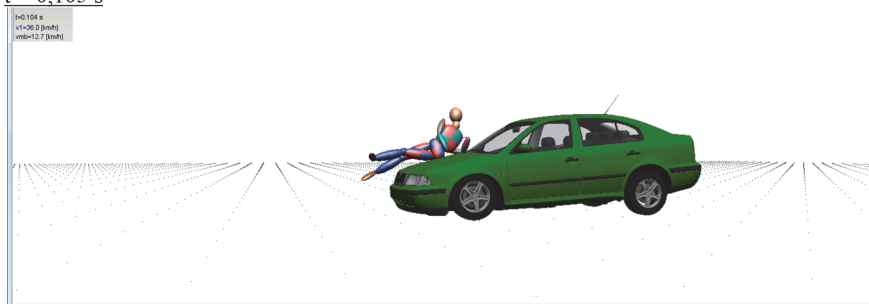
kontaktné sily: Femur left



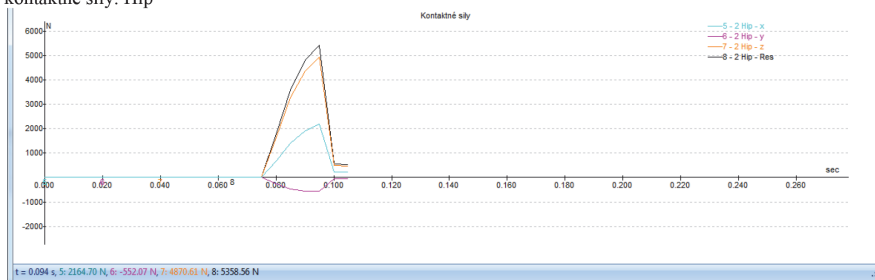
kontaktné sily: Femur right



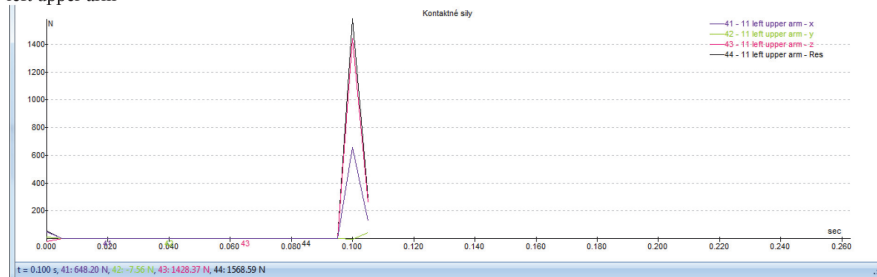
t = 0,105 s



kontaktné sily: Hip



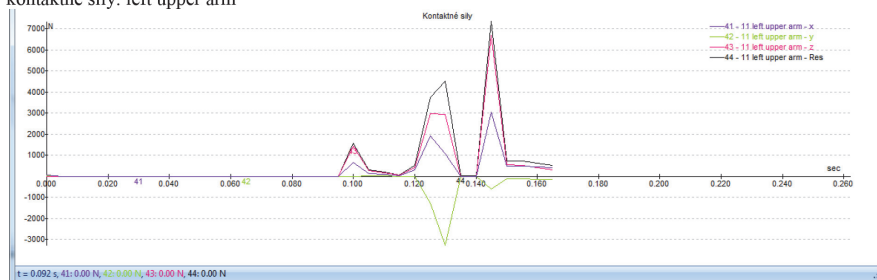
left upper arm



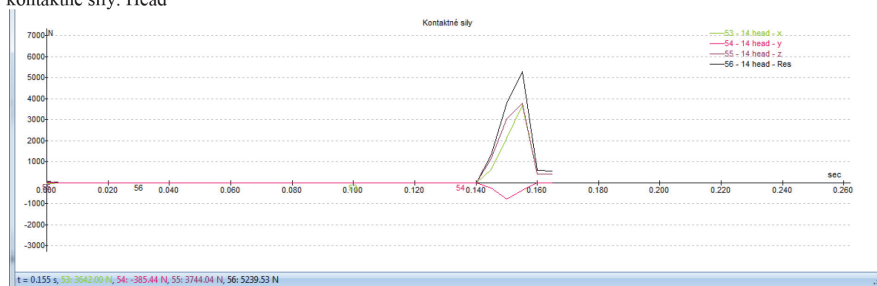
t=0.150 s



kontaktne sily: left upper arm



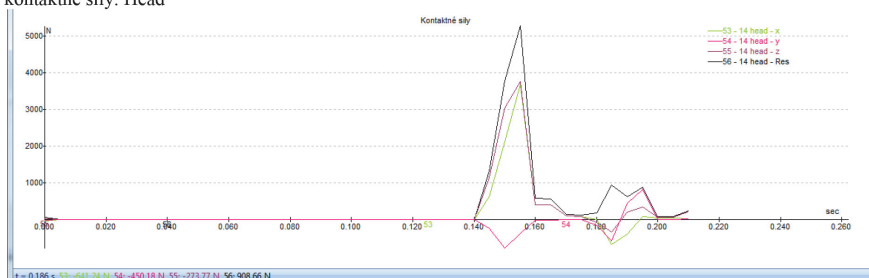
kontaktne sily: Head



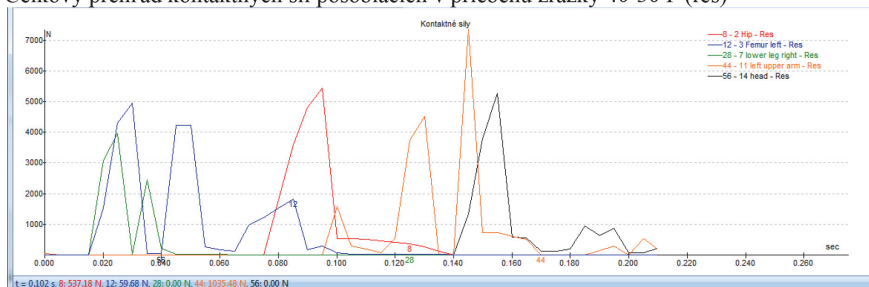
t = 0,227 s



kontaktné sily: Head

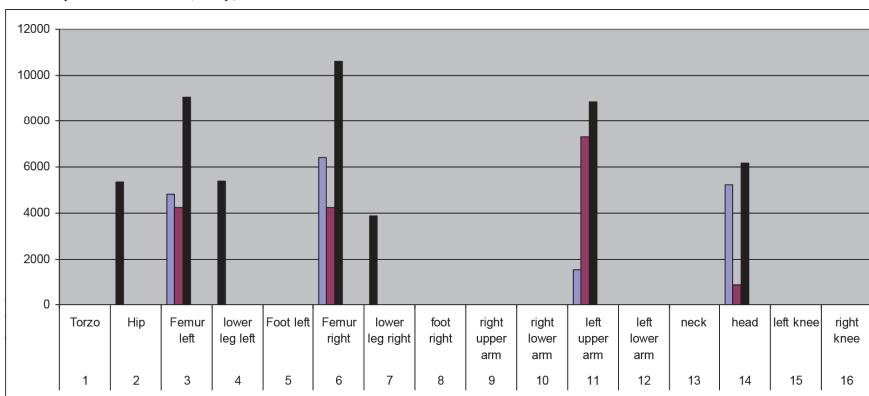


Celkový prehľad kontaktných síl pôsobiacich v priebehu zrážky 40-30 P (res)



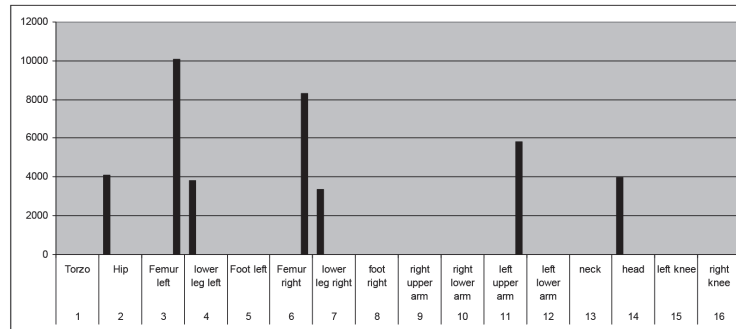
signatúra kontaktných síl pôsobiacich na povrch výpočtového modelu tela v priebehu zrážky 40-30 P

čierne vyznačené salda (súčty) sil kontaktov na konkrétnej časť tela

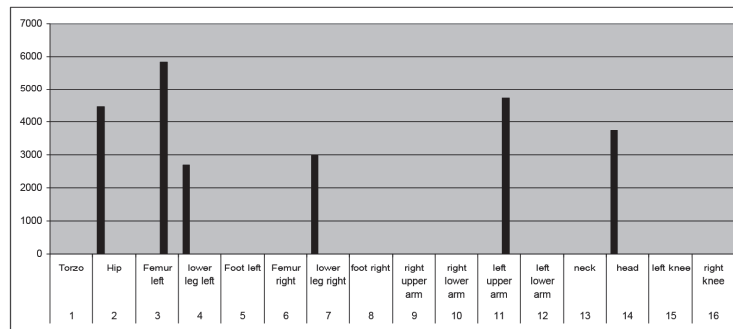


Porovnanie signatúry kontaktných síl pôsobiacich na povrch výpočtového modelu tela chodca v priebehu zrážky sim 30-30 P, sim 30-90P, sim 40-30P

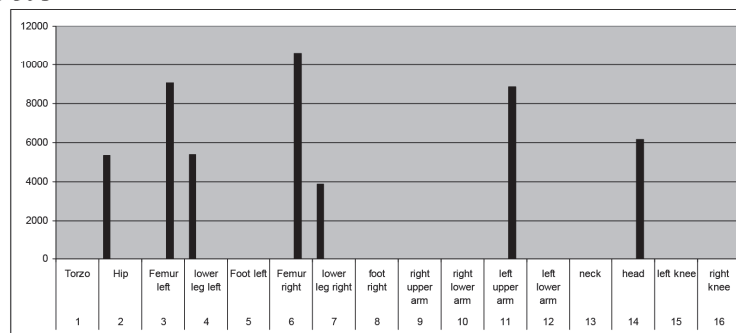
sim 30-30 P



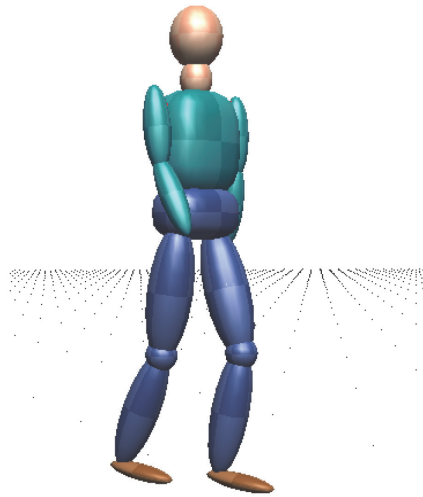
sim 30-90 P



sim 40-30 P

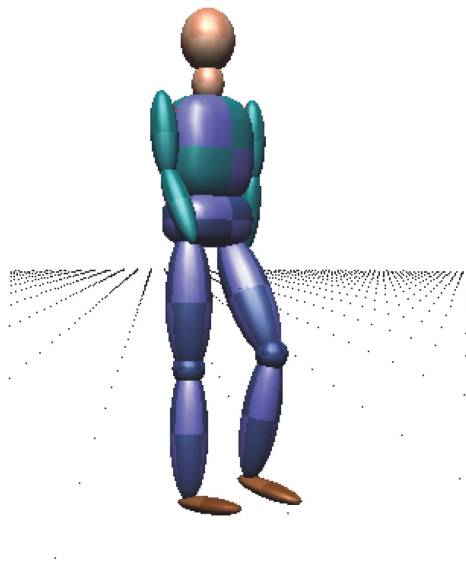


postoj chodca pri vykonaných výpočtoch sim 30-30 L



- zaťažená ľavá noha (L)
- pravá noha vzadu v pohybe vzad
- trup vzpriamený

a jeho porovnanie s zmeneným postojom chodca pre simuláciu 30-30 P



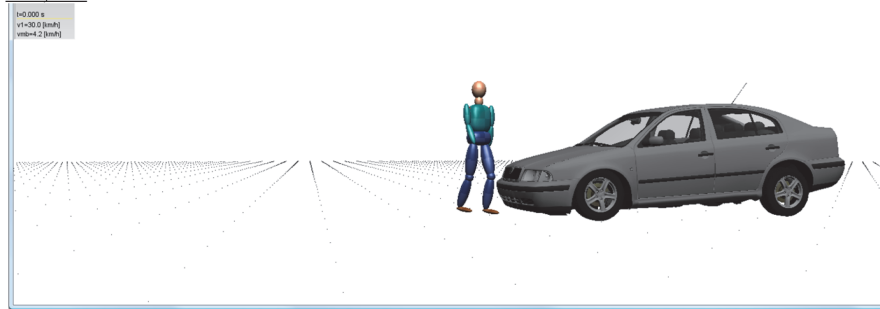
- zaťažená pravá noha (P)
- ľavá noha v pohybe vpred
- trup vzpriamený

zrážka sim 30-30 L - výpočet

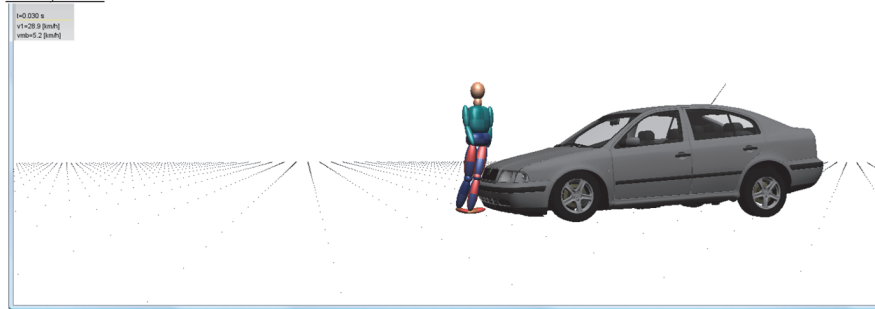
($v_{\text{vozidla}} = 30 \text{ km/h}$, $v_{\text{chodca}} = 4,2 \text{ km/h}$, smer pohybu chodca 30° k ose x vozidla)

Zobrazenie polôh chodca a grafov kontaktných síl

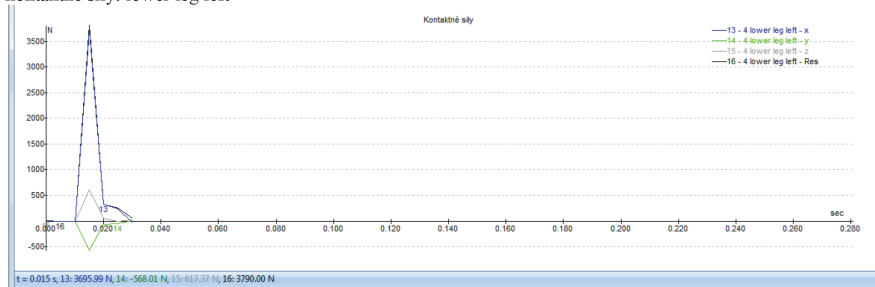
$t = 0,00 \text{ s}$



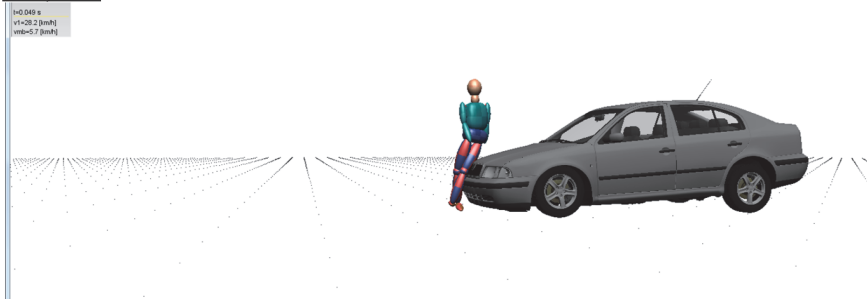
$t = 0,030 \text{ s}$



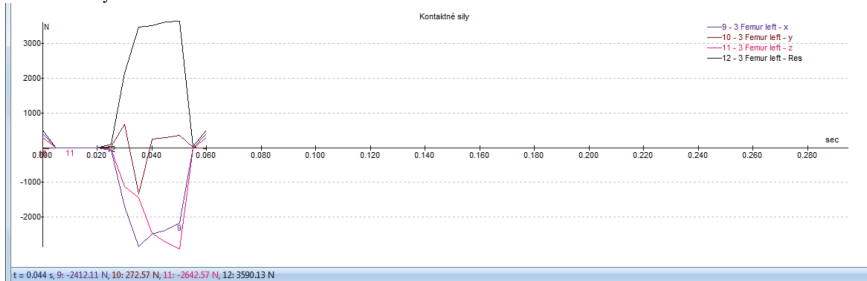
kontaktné sily: lower leg left



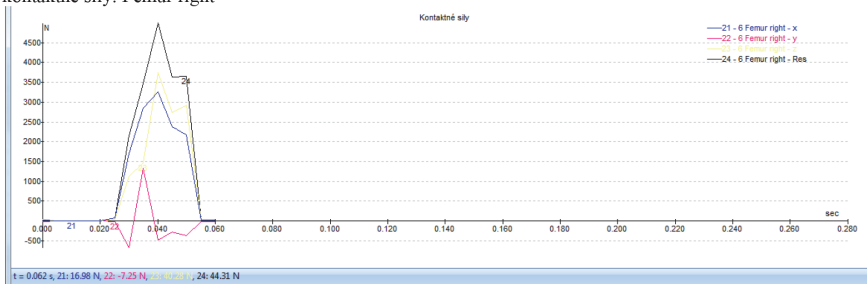
t = 0,060 s



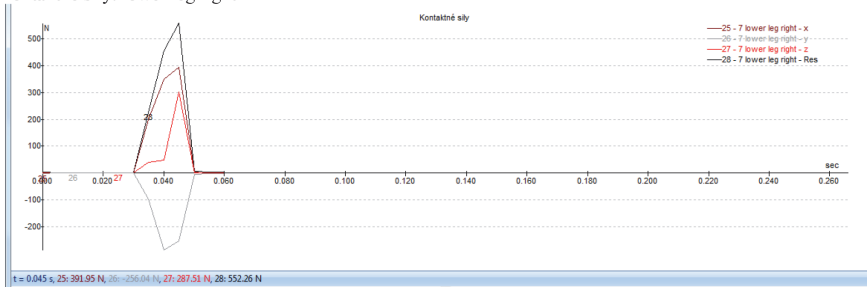
kontaktné sily: Femur left



kontaktné sily: Femur right



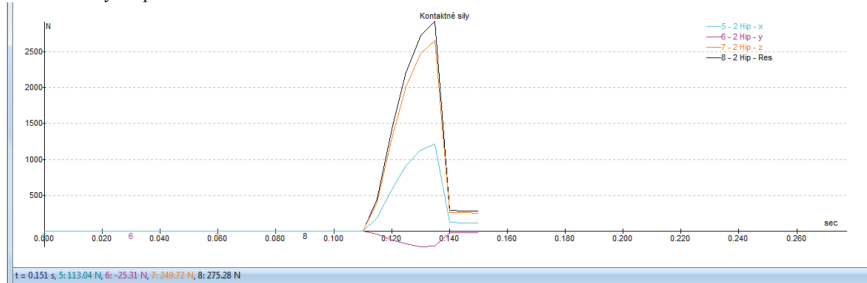
kontaktné sily: lower leg right



$t = 0,120$ s



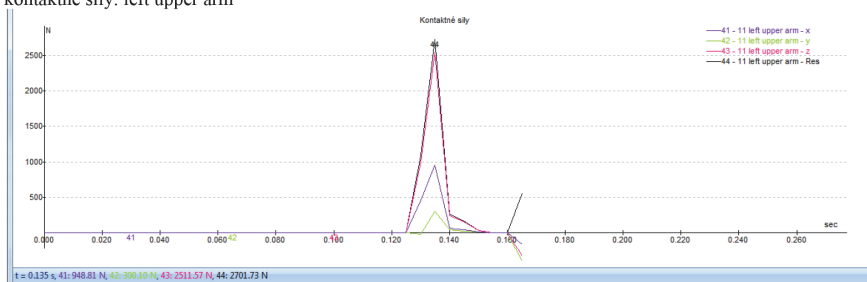
kontaktné sily: Hip



$t = 0,140$ s



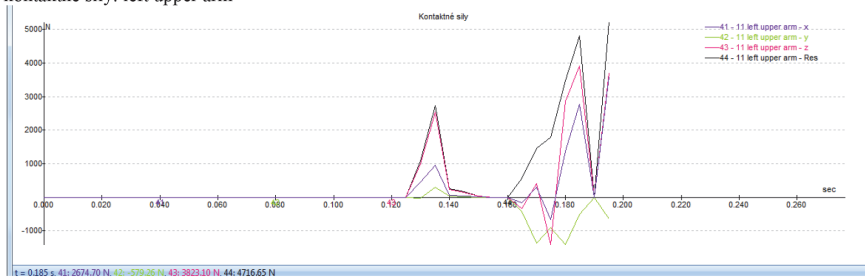
kontaktné sily: left upper arm



$t = 0,180 \text{ s}$



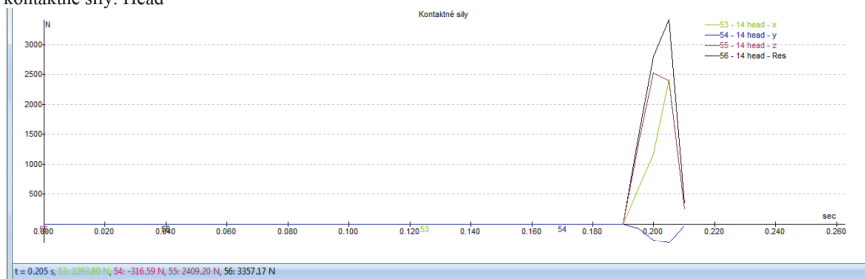
kontaktné sily: left upper arm



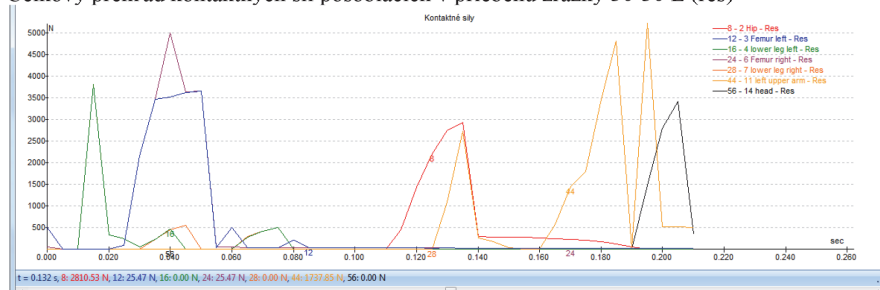
$t = 0,210 \text{ s}$



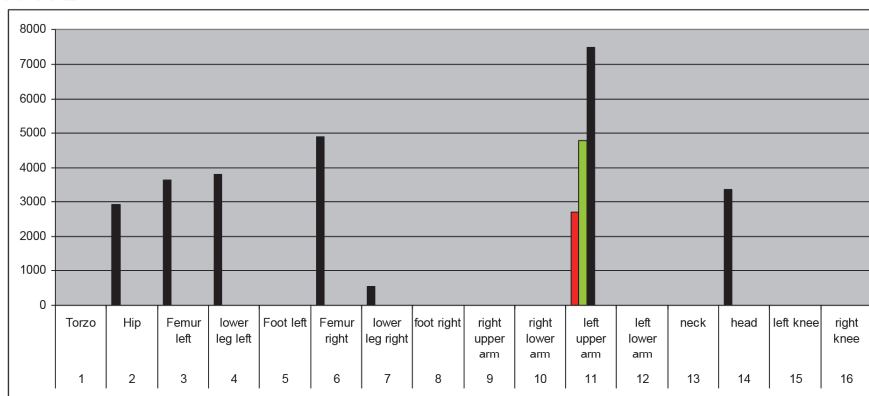
kontaktné sily: Head



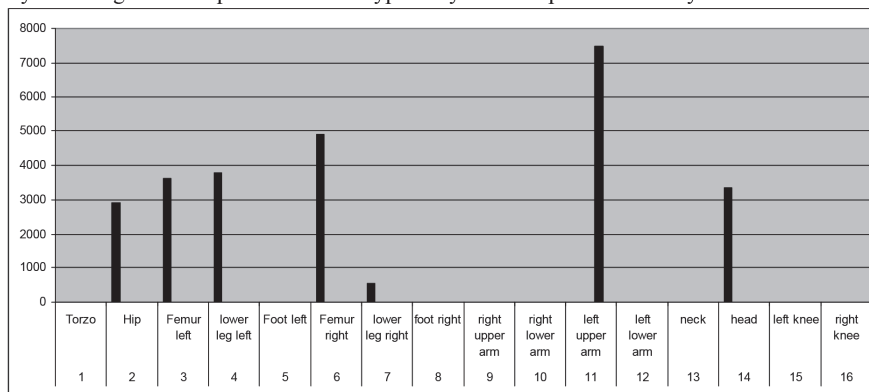
Celkový prehľad kontaktných síl pôsobiacich v priebehu zrážky 30-30 L (res)



signatúra kontaktných síl pôsobiacich na povrch výpočtového modelu tela v priebehu zrážky 30-30 L

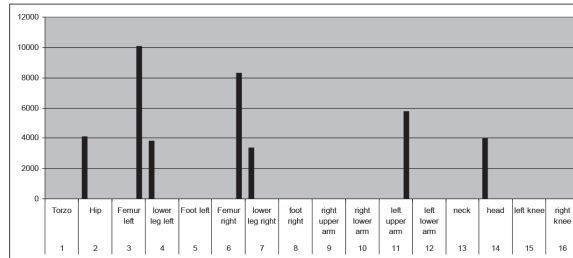


Výsledná signatúra síl pôsobiacich na výpočtový model v priebehu zrážky sim 30-30L

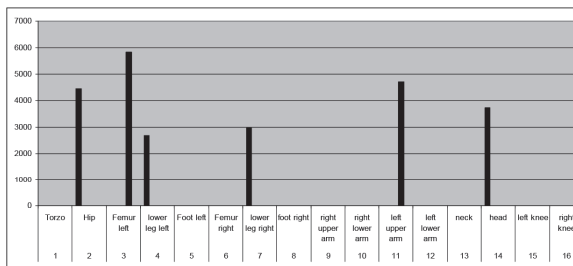


Porovnanie signatúr celkových síl pôsobiacich na jednotlivé časti výpočtového modelu tela chodca v priebehu zrážok

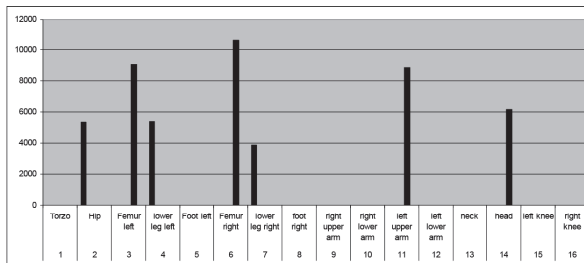
sim 30-30 P



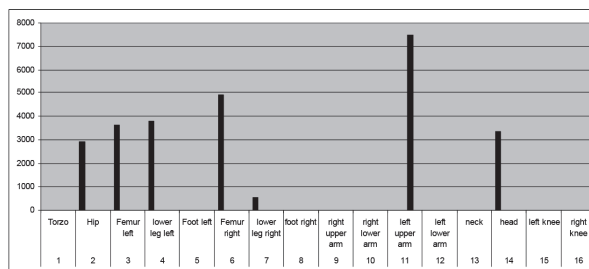
sim 30-90 P



sim 40-30 P



sim 30-30 L



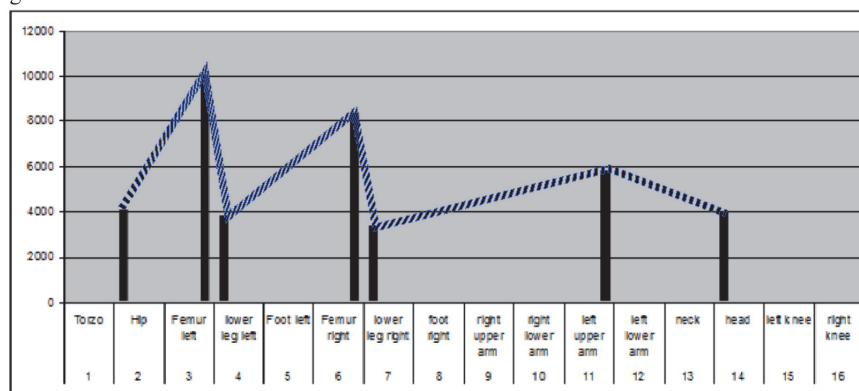
Porovnanie výsledkov simulácie a súdneho posúdenia poranení chodca

Na základe porovnania tvaru signatúr, charakterizujúcich pomery intenzít jednotlivých kontaktov (pôsobiace sily) a ich následkov (poranenia), je možné pokladať signatúru výpočtu sim 30-30 za zodpovedajúcu v najvyššej miere signatúre zistených poranení chodca.

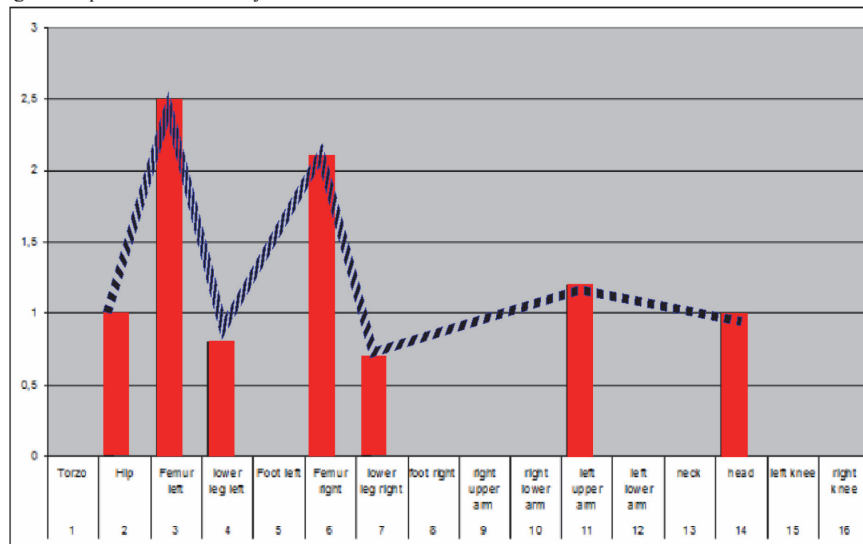
Tvar signatúry kontaktov je daný kontaktnými časťami výpočtového modelu chodca a pomerov n nich pôsobiacich síl.

Tvar signatúry poranení je daný lokalizáciou zistených poranení a pomeru bodového hodnotenia v BF (body Fortis).

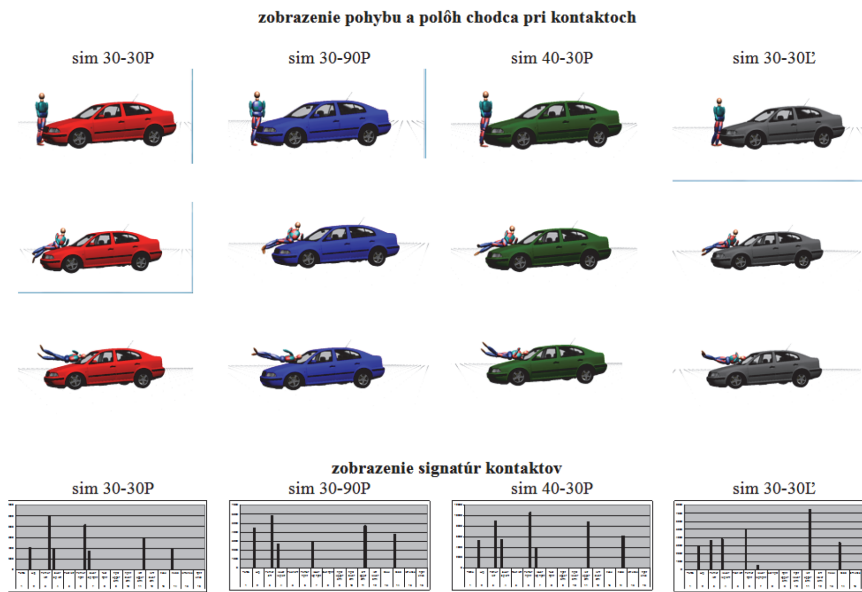
signatúra kontaktov sim 30-30 P



signatúra poranení určená systémom FORTIS



Z vizuálneho porovnania pohybu a kontaktov chodca v priebehu zrážky je možné vyvodit', že tieto sa pri jednotlivých výpočtov odlišujú v nerozpoznateľnej miere oproti výrazným rozdielom v pomere pôsobiacich síl.



Vyhodnotenie výsledkov demonštrácie

Z vykonaných výpočtov a ich porovnania je zrejmé, že priebeh síl pôsobiacich na telo chodca sa výrazne odlišuje svojimi charakteristikami a vzájomný pomerom pri každej zmene smeru pohybu chodca alebo aj pri malej zmene rýchlosti vozidla, ktoré rozdiely sa prejavujú aj na rozložení a rozsahu poranení chodca, nakoľko časti jeho tela reagujú na pôsobenie rôznych síl a že súdnolekárske posúdenie poranení systémom FORTIS je možné považovať za jednu zo základných informácií o priebehu zrážky vozidla a chodca, ktorá má pri jej analýze vysokú hodnotu.

Z výsledkov je možné vyvodit' už na základe iba jedného pôsobiaceho fyzikálneho parametru (v danom prípade kontaktná sila), že aj:

- v prípade totožného vozidla
- v prípade totožného dynamického stavu vozidla
- v prípade totožného chodca
- v prípade zrážok, ktoré sa svojím priebehom vizuálne a ich ostatnými parametrami vzájomne (z hľadiska zatiaľ využívaných metód) zjavne neodlišujú, resp. môžu byť predmetom názorových rozporov pri hodnotení ich priebehu z dôvodu ich vysokej zhody

pri smere pohybu chodca a rýchlosti vozidla:

- v prvom prípade pohyb chodca 30° proti vozidlu z pravej strany vozidla pri rýchlosti pohybu vozidla 30 km/h
- v druhom prípade pohyb chodca 90° z pravej strany vozidla
- v treťom prípade 30° proti vozidlu z pravej strany pri rýchlosti pohybu vozidla 40 km/h
- v štvrtom prípade pohyb chodca 30° proti vozidlu z pravej strany vozidla pri rýchlosti pohybu vozidla 30 km/h pri zaťaženej druhej nohe

sa fyzikálne účinky pôsobiace na jednotlivé časti tela chodca (napr. sila) vždy líšia a to nielen v ich absolútnych hodnotách, ale aj v ich vzájomných pomeroch

Z uvedeného je možné vyvodit', že sa budú zákonite líšiť aj poranenia, ktoré boli spôsobené v priebehu zrážky vozidla a chodca zobrazené a bodované pomocou systému FORTIS a pomocou signatúry vytvorené týmto systémom, pričom bodové hodnotenie nepriamo určuje mieru násilia pôsobiaceho na povrch časti tela chodca, pričom je potrebné rozpoznať, ktorá fyzikálna hodnota bola pre vznik poranenia dominantná (napr. sila, zrýchlenie, tlak), resp. aká ich kombinácia k zistenému poraneniu viedla.

To znamená, že vykonaná parametrizácia poranení vytvorená na základe súdnolekárskeho posúdenia poranení chodca a využitím systému FORTIS zobrazená vo forme signatúry poranení umožňuje prostredníctvom porovnania so signatúrou kontaktov podľa výpočtu v simulačnom programe vykonať dôkaz o priebehu zrážky, kde je potrebné stanoviť predovšetkým:

- rýchlosť pohybu vozidla v čase zrážky
- dynamický stav vozidla v čase zrážky
- rýchlosť pohybu chodca v čase zrážky
- smer pohybu chodca v čase zrážky
- postoj chodca a polohy jeho končatín v čase zrážky

K správnej aplikácii a interpretácii uvedených postupov v širokej praxi je pri použití uvedených systémov potrebné špeciálne školenie súdnych lekárov a technických analytikov dopravných nehôd ako aj ich úzka spolupráca pri spracovávaní konkrétneho prípadu, nakoľko v súčasnej praxi:

- nie sú pri prežívajúcich poranených osobách poranenia vizuálne dokumentované (fotodokumentácia poranení nie je štandardne vykonávaná)
- prvotná obhliadka nemusí byť vykonaná dôsledne a môžu chýbať údaje o malých poraneniach (ktoré sa postupom času zahoja a preto nie sú dodatočne rozpoznateľné)

4. VYUŽITIE SUBSIGNATÚR K BLIŽŠEJ LOKALIZÁCI KONTAKTU PRI JEHO URČENEJ INTENZITE

4.1 SUBSIGNATÚRY – ROZDELENIE VÝPOČTOVÉHO MODELU

Signatúry poranení v systéme Fortis sú v súčasnej dobe zafinované ako následky pôsobiaceho násillia na jednotlivé časti tela chodca, vodiča, spolujazdca, alebo iného účastníka nehodového deja.

K úplnému vyhodnoteniu vzniku poranení je ale potrebné porovnať presnú lokalizáciu jednotlivých poranení na už súdnolekárskymi metódami (FORTIS) bodovaných častiach tela. Tiež opakované kontakty na jednu lokalitu tela je potrebné porovnávať priamo s popisom poranení a vyhodnocovať pôsobiace násillie, ktoré predstavujú hodnoty kontaktných síl a zrýchlenie ako aj čas po ktorý uvedené násillie pôsobilo.

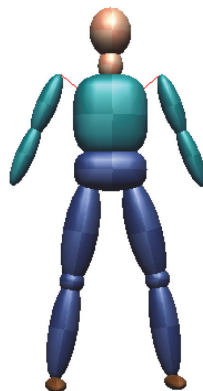
Preto je dôležité zlepšiť metódu lokalizácie smerom k jej univerzálnejšiemu využitiu a rozšíriť jestvujúce signatúry o tzv. subsignatúry, ktoré by umožnili pri vlastnom výpočtu zrážky presnejšie lokalizovať kontakty tela s vozidlom alebo iné kontakty, ktoré určil súdny lekár v systéme Fortis.

Subsignatúry predstavujú presnejšiu lokalizáciu poranení za pomoci jestvujúceho systému FORTIS.

Uvedená metóda zohľadňuje vo väčšej miere lokalizáciu poranení na poranenej časti tela s možnosťou jej kontroly priamo súdnym inžinierom v prípade ak mu to simulačný program svojimi možnosťami umožní, nakoľko zatiaľ používané simulačné programy si vyžadujú vizuálnu kontrolu lokalizácie kontaktu určitej časti výpočtového modelu (táto sa nenachádza v exportovaných údajoch, ktoré zahŕňajú údaje iba pre celú časť modelu – napr. hlavy), ktorá je dostačujúca, ale v budúcnosti je nevyhnutné jej zdokonalenie.

V pripravovanej verzii programu PC FORTIS bude telo vytvorené priehľadným spôsobom, bude možné s týmto otáčať podľa potreby a bude možnosť jeho zobrazenia v 3D. Tiež bude mať parametre pre danú vekovú kategóriu. Verzia tiež umožní prepnutie zobrazenia tela poranenej osoby do modelu používanom v PC Crash z zobrazením lokalizácie na tomto modeli – viď zobrazenie

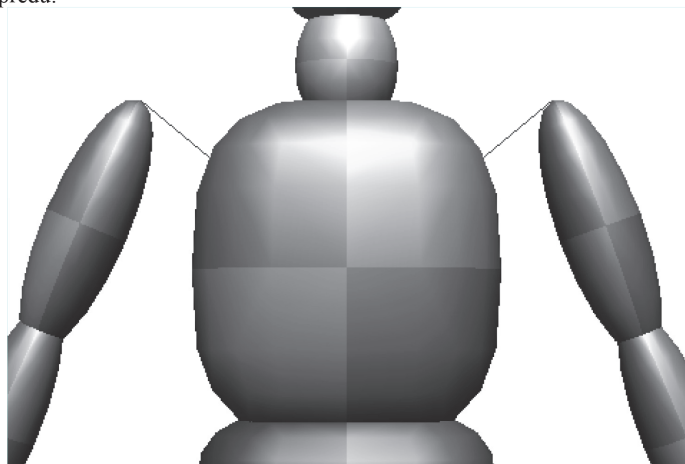
Zobrazenie tela a zobrazenie výpočtového modelu v PC Crash



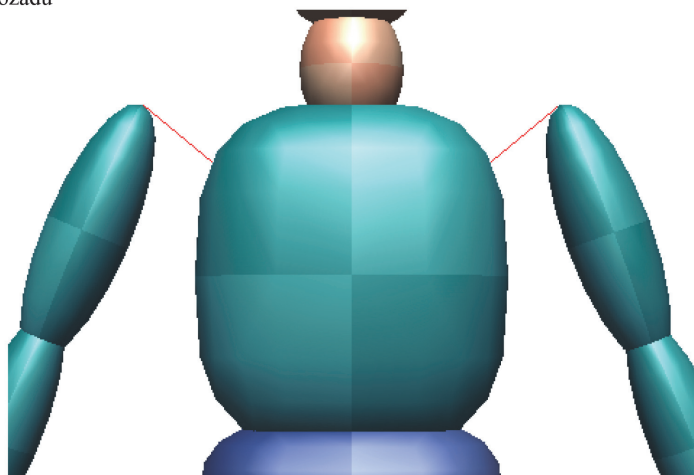
Subsignatúry, predstavujú detailnejšie rozlíšenie lokalizácie a rozsahu poranení jednotlivých častí tela pomocou rozdelenia každej časti tela poraneného na 8 segmentov, ktoré je možné vizuálne identifikovať na výpočtovom modeli:

Po stránke výpočtového modelu ide o rozdelenie naznačené v PC Crash – zobrazenie príkladu trupu:

pohľad z predu:



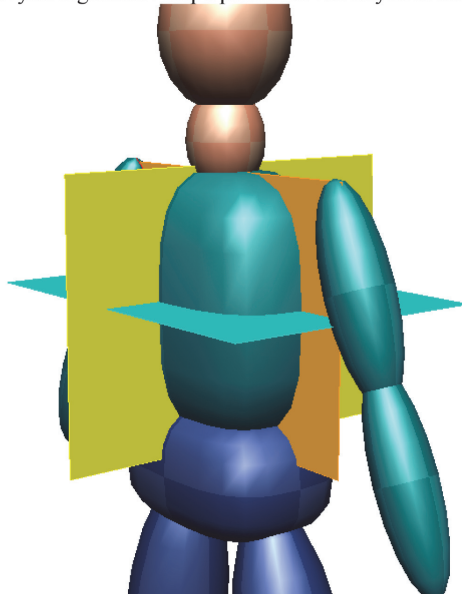
pohľad zozadu:



pohľad v 3D po odstránení paží:

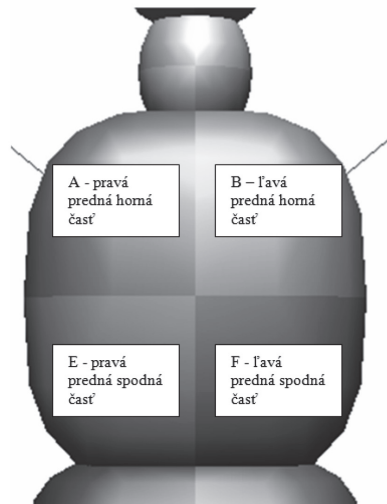


zobrazenie jednotlivých segmentov trupu pomocou vložených rovín v 3D

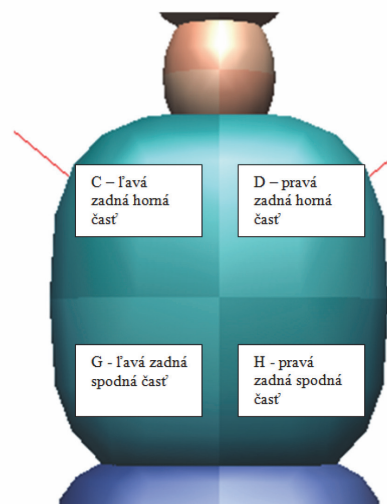


potom je možné označiť jednotlivé segmenty trupu (a aj ostatných častí) nasledovne:

pohľad z predu:



pohľad zozadu:



uvedené rozdelenie každej časti tela (výpočtového modelu) na segmenty A až H by v prípade viac početných alebo mnohopočetných poranení jednej časti tela umožňovalo vytvorenie tzv. subsignatúry tejto časti tela:

Príklad viacpočetného poranenia trupu s požitím jednotky BF (bodov Fortis):

ak je celkové skóre poranenia trupu FORTIS: 6,0 BF

pričom:

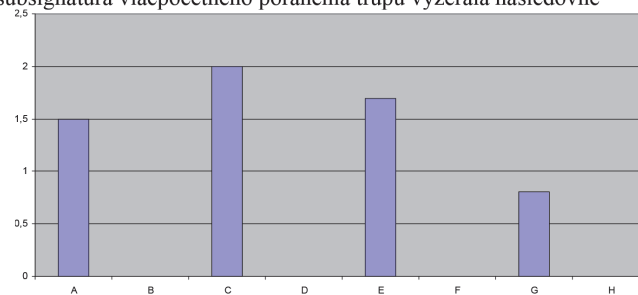
skóre FORTIS segmentu trupu A: 1,5 BF

skóre FORTIS segmentu trupu C: 2,0 BF

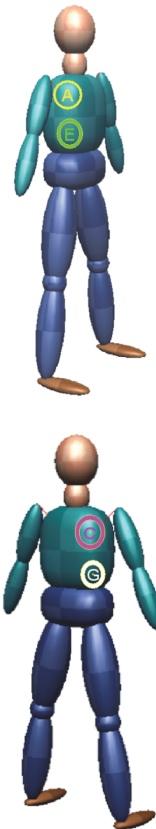
skóre FORTIS segmentu trupu E: 1,7 BF

skóre FORTIS segmentu trupu G: 0,8 BF

Potom by subsignatúra viacpočetného poranenia trupu vyzerala nasledovne



a uvedené zobrazenie je možné zobrazit' príkazom na zobrazenie subsignatúry zároveň s grafickým zobrazením lokalizácie poranení uvedenej časti tela na 3D zobrazení výpočtového modelu.



Uvedeným spôsobom je možné dosiahnuť, že posúdenie poranení súdnymi lekármi by pomocou programu PC Fortis poskytol:

- bodové vyjadrenie miery násilia potrebného k vzniku poranení pomocou FB
- signatúru rozloženia poranení na tele poranenej osoby
- subsignatúru častí tela s viacpočetným poranením
- zobrazenie lokalizácie poranení na tele poranenej osoby
- zobrazenie lokalizácie poranení na výpočtovom modeli PC Crash
- zobrazenie lokalizácie poranení na viacpočetne poranených častiach tela poranenej osoby
- zobrazenie lokalizácie poranení na viacpočetne poranených častiach na výpočtovom modeli PC Crash

Ktoré informácie o poraneniach je možné pokladať za významne komplexné a využiteľné pre analýzu vzniku poranení pomocou simulačného programu.

Vývoj rozdelenia topografie tela v nadväznosti na systém FORTIS je možné prezentovať nasledovne t.j. jednotlivým častiam tela sú priradené body Fortis (interval poranenia: 0 – 2,0 BF) a výsledné zobrazenie signatúry poranení je možné v 2D pri zobrazení lokalizačnej platformy ako jednoliatej plochy bez zohľadnenia tvaru tela a jeho častí):

Lokalizačno-bodovacia platforma signatúr pre interval bodovania 0 – 2,0 BF:

torzo	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
Hip	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
Femur left	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
lower leg left	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
Foot left	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
Femur right	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
lower leg right	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
foot right	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
right upper arm	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
right lower arm	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
left upper arm	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
left lower arm	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
neck	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
head	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
left knee	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0
right knee	0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2,0

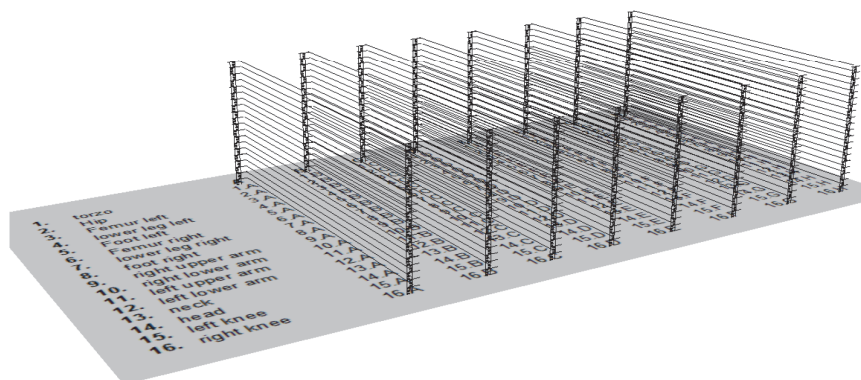
Je zjavné, že pri využití subsignatúr sa presnosť lokalizácie zvyšuje z pôvodných 16-tich lokalít na 128 lokalít (lokalita A,B,C,D,E,F,G,H u každej časti tela)

4.2 LOKALIZAČNÁ PLATFORMA SUBSIGNATÚR V 2D A V 3D

Lokalizačná platforma predstavuje plochu ľudského tela schematicky zobrazenú v 2D a v 3D nasledovným spôsobom:

	A	B	C	D	E	F	G	H
1. torzo	1.A	1.B	1.C	1.D	1.E	1.F	1.G	1.H
2. Hip	2.A	2.B	2.C	2.D	2.E	2.F	2.G	2.H
3. Femur left	3.A	3.B	3.C	3.D	3.E	3.F	3.G	3.H
4. lower leg left	4.A	4.B	4.C	4.D	4.E	4.F	4.G	4.H
5. Foot left	5.A	5.B	5.C	5.D	5.E	5.F	5.G	5.H
6. Femur right	6.A	6.B	6.C	6.D	6.E	6.F	6.G	6.H
7. lower leg right	7.A	7.B	7.C	7.D	7.E	7.F	7.G	7.H
8. foot right	8.A	8.B	8.C	8.D	8.E	8.F	8.G	8.H
9. right upper arm	9.A	9.B	9.C	9.D	9.E	9.F	9.G	9.H
10. right lower arm	10.A	10.B	10.C	10.D	10.E	10.F	10.G	10.H
11. left upper arm	11.A	11.B	11.C	11.D	11.E	11.F	11.G	11.H
12. left lower arm	12.A	12.B	12.C	12.D	12.E	12.F	12.G	12.H
13. neck	13.A	13.B	13.C	13.D	13.E	13.F	13.G	13.H
14. head	14.A	14.B	14.C	14.D	14.E	14.F	14.G	14.H
15. left knee	15.A	15.B	15.C	15.D	15.E	15.F	15.G	15.H
16. right knee	16.A	16.B	16.C	16.D	16.E	16.F	16.G	16.H

a následne by pohľad na možnosti priestorovej lokalizácie poranení s použitím bodovacieho systému FORTIS (v intervale 0,0 – 2,0 BF), bolo možné zobrazit' nasledovným spôsobom, pričom je zrejmé, že názorné zobrazenie výslednej signatúry pri využití lokalizačnej platformy je možné pre názornosť aj v 3D:



kde je na základnú lokalizáciu (časť tela 1 – 16 a jej spresnenie v kvadrantoch A,B,C,D,E,F,G,H priestorovo zobrazená škála FORTIS v intervale 0 -2,0 BF

Je možné potom zobrazit' lokalizáciu a rozsah poranení v BF pre nasledujúce jednotlivé príklady takto:

Príklad 1:

hlava – horná pravá zadná strana 0,5 BF (14 – D - 0,5 BF)

v pôdoryse

	A	B	C	D	E	F	G	H
1. torzo	1.A	1.B	1.C	1.D	1.E	1.F	1.G	1.H
2. Hip	2.A	2.B	2.C	2.D	2.E	2.F	2.G	2.H
3. Femur left	3.A	3.B	3.C	3.D	3.E	3.F	3.G	3.H
4. lower leg left	4.A	4.B	4.C	4.D	4.E	4.F	4.G	4.H
5. Foot left	5.A	5.B	5.C	5.D	5.E	5.F	5.G	5.H
6. Femur right	6.A	6.B	6.C	6.D	6.E	6.F	6.G	6.H
7. lower leg right	7.A	7.B	7.C	7.D	7.E	7.F	7.G	7.H
8. foot right	8.A	8.B	8.C	8.D	8.E	8.F	8.G	8.H
9. right upper arm	9.A	9.B	9.C	9.D	9.E	9.F	9.G	9.H
10. right lower arm	10.A	10.B	10.C	10.D	10.E	10.F	10.G	10.H
11. left upper arm	11.A	11.B	11.C	11.D	11.E	11.F	11.G	11.H
12. left lower arm	12.A	12.B	12.C	12.D	12.E	12.F	12.G	12.H
13. neck	13.A	13.B	13.C	13.D	13.E	13.F	13.G	13.H
14. head	14.A	14.B	14.C	14.D	14.E	14.F	14.G	14.H
15. left knee	15.A	15.B	15.C	15.D	15.E	15.F	15.G	15.H
16. right knee	16.A	16.B	16.C	16.D	16.E	16.F	16.G	16.H

lokalizácia 14-D

Príklad č.1 v 3D

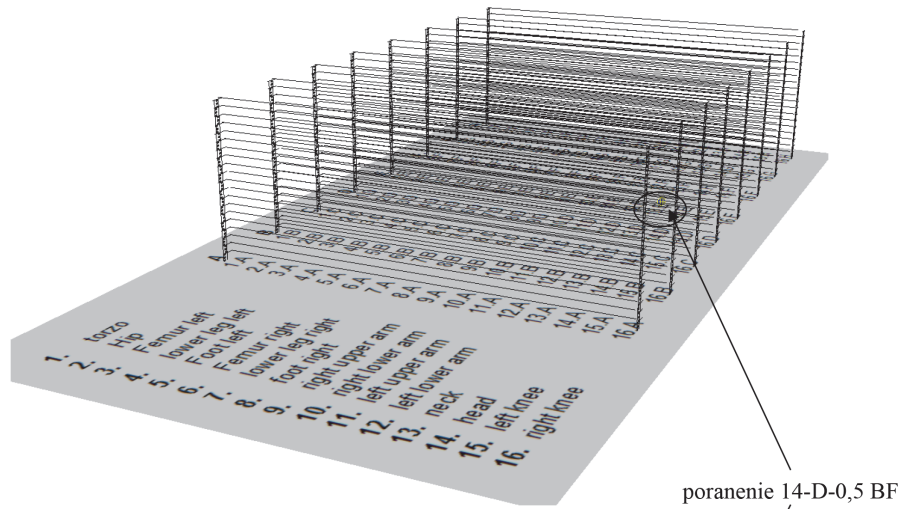
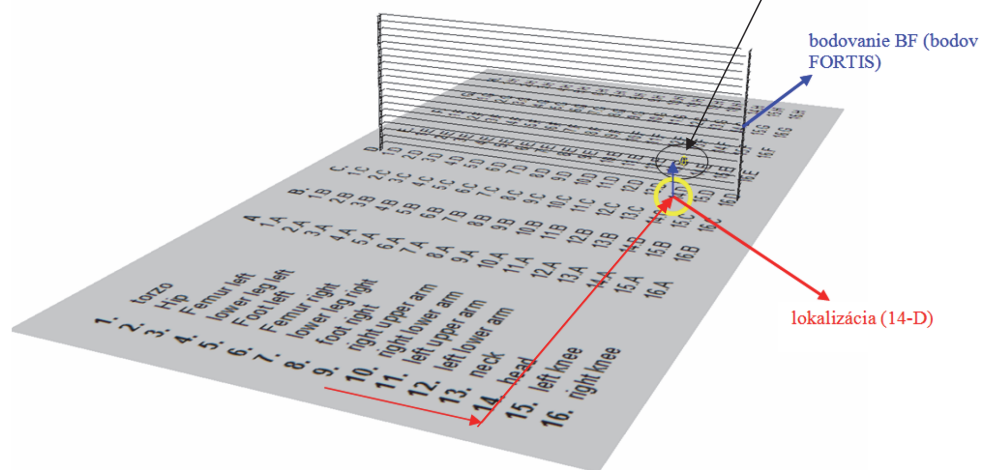
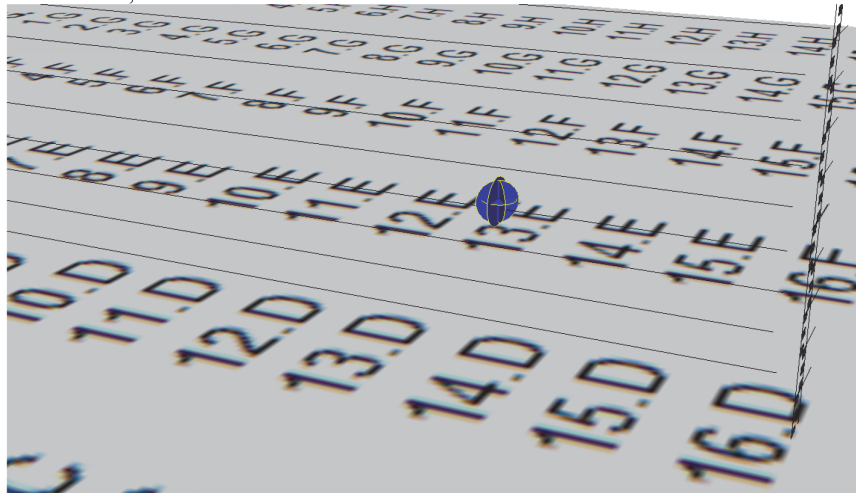


Schéma tvorby subsignatúr v 3D



Uvedená lokalizácia a bodovanie v systéme FORTIS s vysokou presnosťou zaraďujú predmetné poranenie hlavy do signatúry poranení chodca a uvedené zobrazenia demonštruje „hĺbku“ následku kontaktu hlavy s vozidlom.

detail 14-D-0,5 BF

**Príklad 2**

hlava vid' príklad 1 a predkolenie pravej nohy v spodnej polovine na prednej pravej strane 1,0 BF (7-E - 1,0 BF)

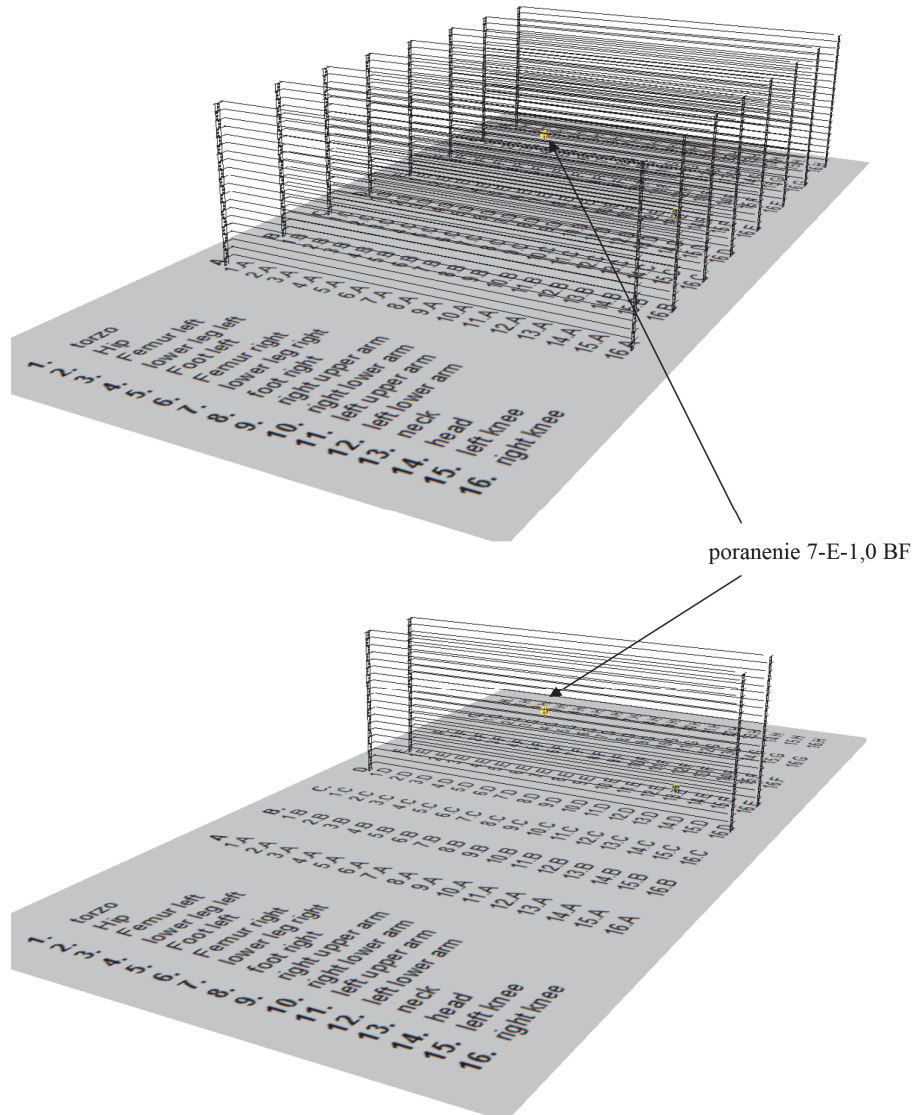
v pôdoryse

	A	B	C	D	E	F	G	H
1. torzo	1.A	1.B	1.C	1.D	1.E	1.F	1.G	1.H
2. Hip	2.A	2.B	2.C	2.D	2.E	2.F	2.G	2.H
3. Femur left	3.A	3.B	3.C	3.D	3.E	3.F	3.G	3.H
4. lower leg left	4.A	4.B	4.C	4.D	4.E	4.F	4.G	4.H
5. Foot left	5.A	5.B	5.C	5.D	5.E	5.F	5.G	5.H
6. Femur right	6.A	6.B	6.C	6.D	6.E	6.F	6.G	6.H
7. lower leg right	7.A	7.B	7.C	7.D	7.E	7.F	7.G	7.H
8. foot right	8.A	8.B	8.C	8.D	8.E	8.F	8.G	8.H
9. right upper arm	9.A	9.B	9.C	9.D	9.E	9.F	9.G	9.H
10. right lower arm	10.A	10.B	10.C	10.D	10.E	10.F	10.G	10.H
11. left upper arm	11.A	11.B	11.C	11.D	11.E	11.F	11.G	11.H
12. left lower arm	12.A	12.B	12.C	12.D	12.E	12.F	12.G	12.H
13. neck	13.A	13.B	13.C	13.D	13.E	13.F	13.G	13.H
14. head	14.A	14.B	14.C	14.D	14.E	14.F	14.G	14.H
15. left knee	15.A	15.B	15.C	15.D	15.E	15.F	15.G	15.H
16. right knee	16.A	16.B	16.C	16.D	16.E	16.F	16.G	16.H

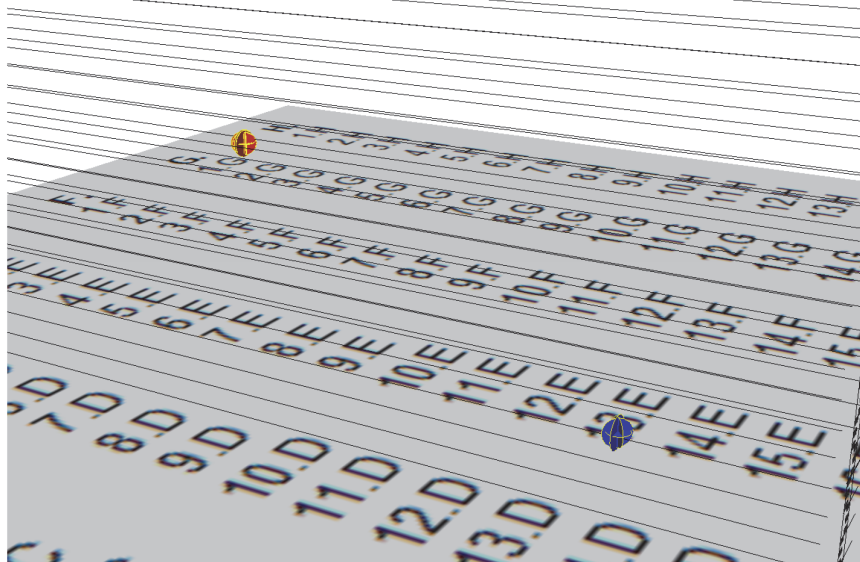
lokalizácia 14-D (príklad 1)

lokalizácia 7-E

Príklad č.2 v 3D (vid' schéma)



detail 7-E-1,0 BF (vr. 14-D-0,5 BF)



Príklad č.3

poranenia z príkladov 1 a 2 a predkolenie pravej nohy v spodnej polovine na prednej ľavej strane 0,3 BF (7- F – 0,3 BF)

zobrazenie lokalizácie poranení v pôdoryse

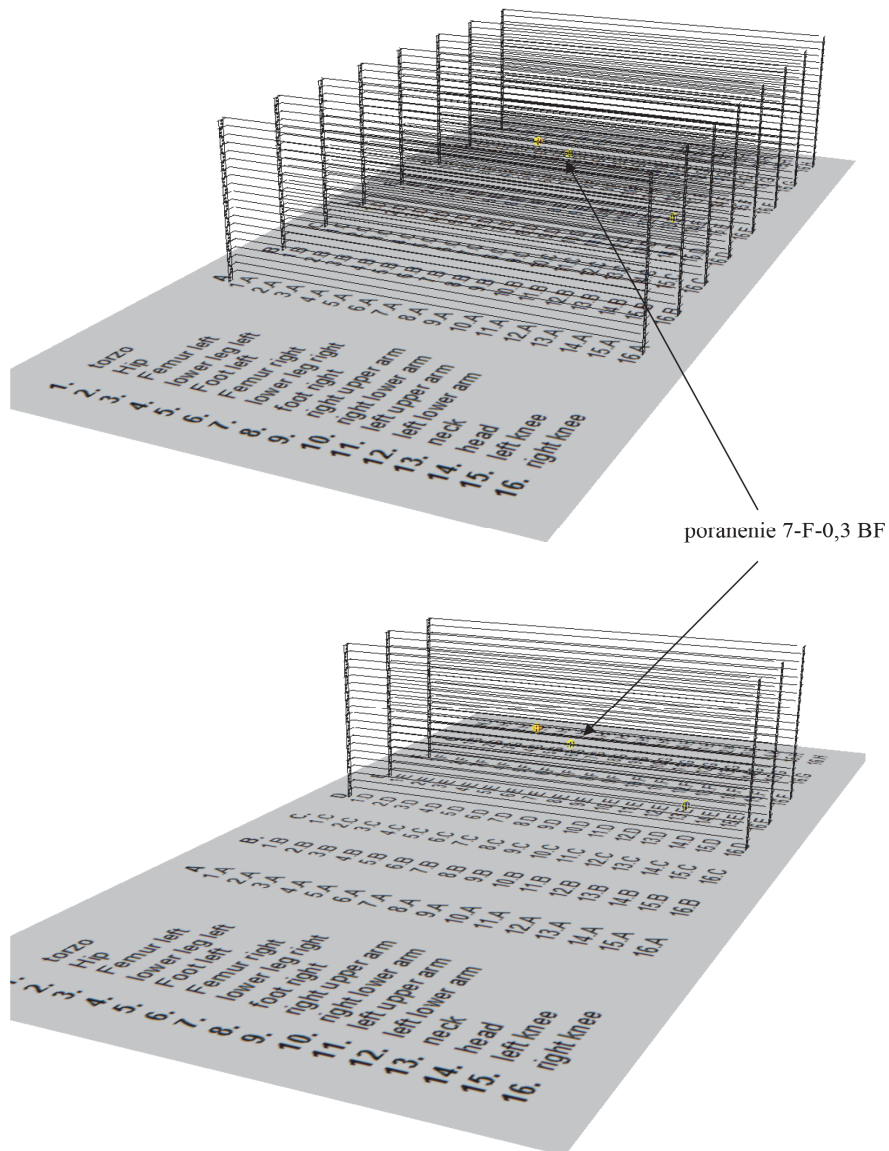
	A	B	C	D	E	F	G	H
1. torzo	1.A	1.B	1.C	1.D	1.E	1.F	1.G	1.H
2. Hip	2.A	2.B	2.C	2.D	2.E	2.F	2.G	2.H
3. Femur left	3.A	3.B	3.C	3.D	3.E	3.F	3.G	3.H
4. lower leg left	4.A	4.B	4.C	4.D	4.E	4.F	4.G	4.H
5. Foot left	5.A	5.B	5.C	5.D	5.E	5.F	5.G	5.H
6. Femur right	6.A	6.B	6.C	6.D	6.E	6.F	6.G	6.H
7. lower leg right	7.A	7.B	7.C	7.D	7.E	7.F	7.G	7.H
8. foot right	8.A	8.B	8.C	8.D	8.E	8.F	8.G	8.H
9. right upper arm	9.A	9.B	9.C	9.D	9.E	9.F	9.G	9.H
10. right lower arm	10.A	10.B	10.C	10.D	10.E	10.F	10.G	10.H
11. left upper arm	11.A	11.B	11.C	11.D	11.E	11.F	11.G	11.H
12. left lower arm	12.A	12.B	12.C	12.D	12.E	12.F	12.G	12.H
13. neck	13.A	13.B	13.C	13.D	13.E	13.F	13.G	13.H
14. head	14.A	14.B	14.C	14.D	14.E	14.F	14.G	14.H
15. left knee	15.A	15.B	15.C	15.D	15.E	15.F	15.G	15.H
16. right knee	16.A	16.B	16.C	16.D	16.E	16.F	16.G	16.H

lokalisierung 14-D (příklad 1)

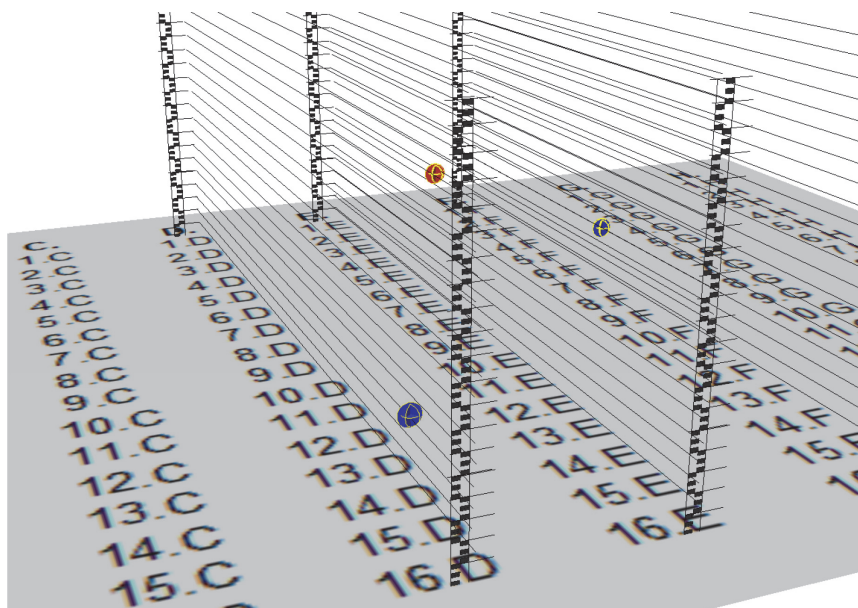
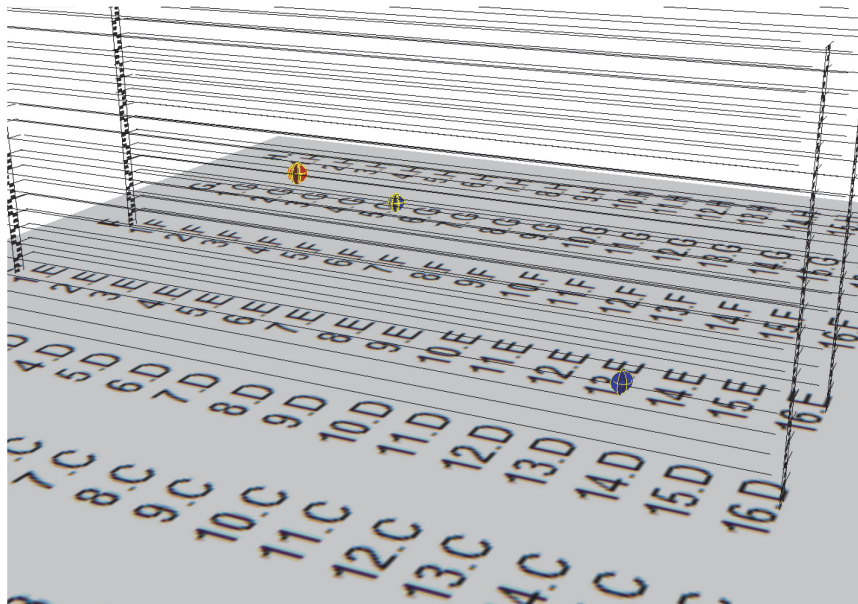
lokalisierung 7-E (příklad 2)

lokalisierung 7-F

Príklad č.3 v 3D s demonštráciou hĺbky následku kontaktu na tele zobrazenom lokalizačnou platformou



detail 7-F-0,3 BF (vr. 7-E-1,0 BF a 14-D-0,5 BF)



4.3 SIGNATÚRA PORANENÍ PRI VYUŽITÍ SUBSIGNATÚR

Pri zohľadnení už dokázaného axiómu, že každá zrážka vozidla s chodcom predstavuje komplex fyzikálnych javov, ktorý je pre konkrétnu zrážku individuálny a to nielen v pohybe a dynamickom stave vozidla ako aj v pohybe a v pozícii chodca, ale aj v tvarových, rozmerových a hmotnostných parametroch vozidla a chodca je zrejmé, že pomocou lokalizácie a sudnolekárskej charakteristiky poranení pomocou bodovacej škály FORTIS je možné pre danú zrážku vytvoriť signatúru poranení, ktorej charakteristika je individuálna.

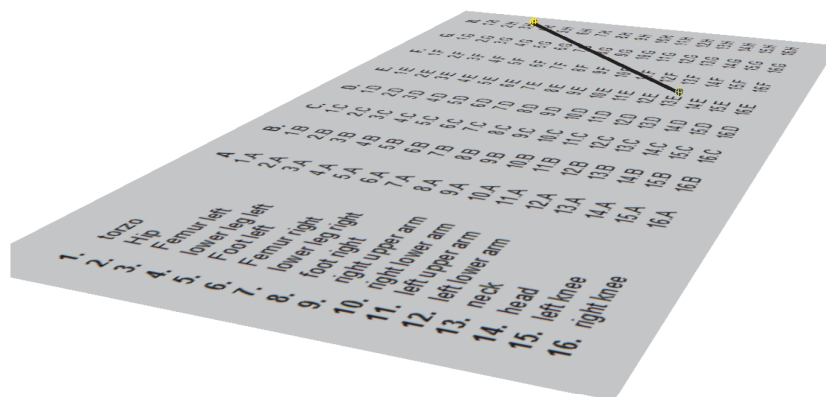
A. Signatúra poranení s využitím subsignatúr podľa príkladu č.1 a príkladu č.2

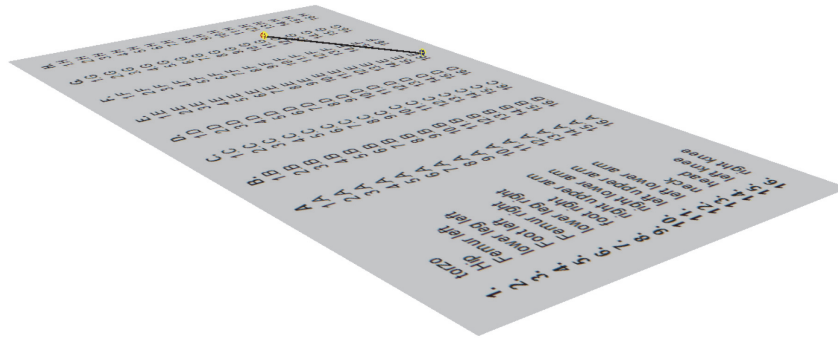
zobrazenie signatúry poranení pre príklad zrážky pri ktorej by vznikli poranenia 14-D-0,5 BF a 7-D-1,0 BF

v pôdoryse

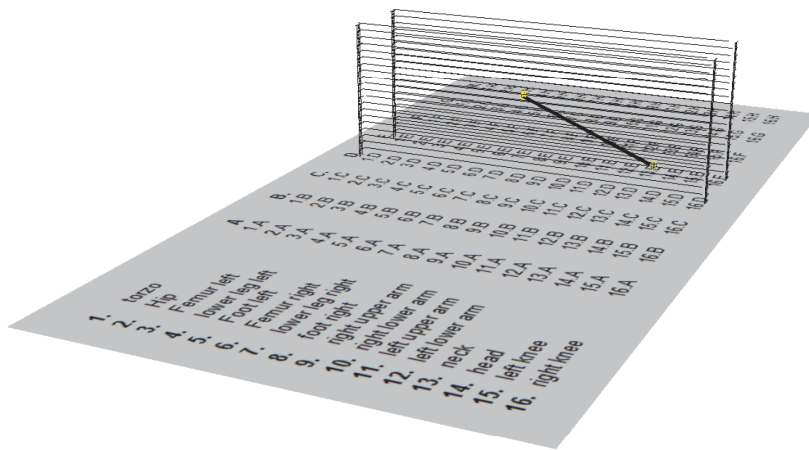
	A	B	C	D	E	F	G	H
1. torzo	1.A	1.B	1.C	1.D	1.E	1.F	1.G	1.H
2. Hip	2.A	2.B	2.C	2.D	2.E	2.F	2.G	2.H
3. Femur left	3.A	3.B	3.C	3.D	3.E	3.F	3.G	3.H
4. lower leg left	4.A	4.B	4.C	4.D	4.E	4.F	4.G	4.H
5. Foot left	5.A	5.B	5.C	5.D	5.E	5.F	5.G	5.H
6. Femur right	6.A	6.B	6.C	6.D	6.E	6.F	6.G	6.H
7. lower leg right	7.A	7.B	7.C	7.D	7.E	7.F	7.G	7.H
8. foot right	8.A	8.B	8.C	8.D	8.E	8.F	8.G	8.H
9. right upper arm	9.A	9.B	9.C	9.D	9.E	9.F	9.G	9.H
10. right lower arm	10.A	10.B	10.C	10.D	10.E	10.F	10.G	10.H
11. left upper arm	11.A	11.B	11.C	11.D	11.E	11.F	11.G	11.H
12. left lower arm	12.A	12.B	12.C	12.D	12.E	12.F	12.G	12.H
13. neck	13.A	13.B	13.C	13.D	13.E	13.F	13.G	13.H
14. head	14.A	14.B	14.C	14.D	14.E	14.F	14.G	14.H
15. left knee	15.A	15.B	15.C	15.D	15.E	15.F	15.G	15.H
16. right knee	16.A	16.B	16.C	16.D	16.E	16.F	16.G	16.H

v 3D (z rôznych pohľadov – vizualizácia hĺbky)

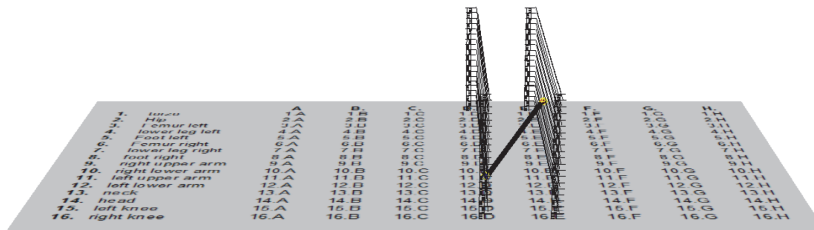


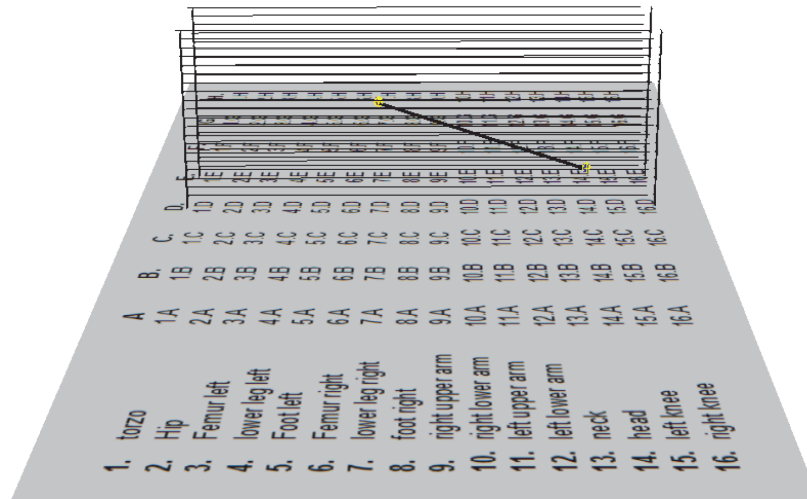


s zobrazeným bodovacej škály v rôznych pohľadoch (na lokalizačnej ploche je vyznačená lokalizácia poranenia a nad ňou bodová hodnota)

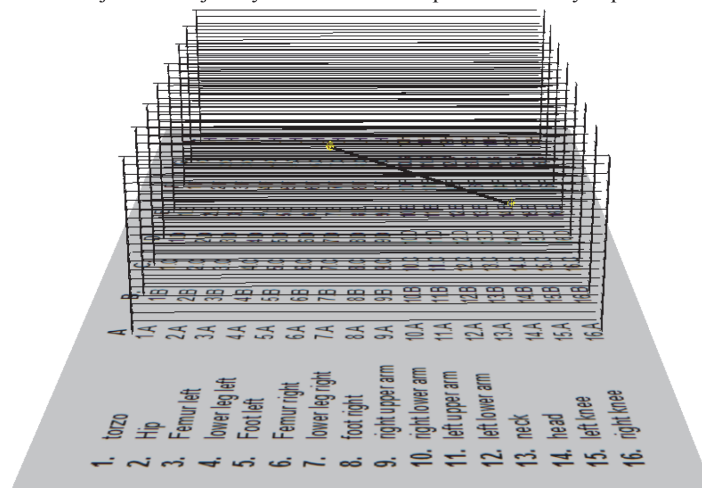


bližší pohľad na bodovú hodnotu lokalizovaného poranenia z pohľadu ich hĺbky

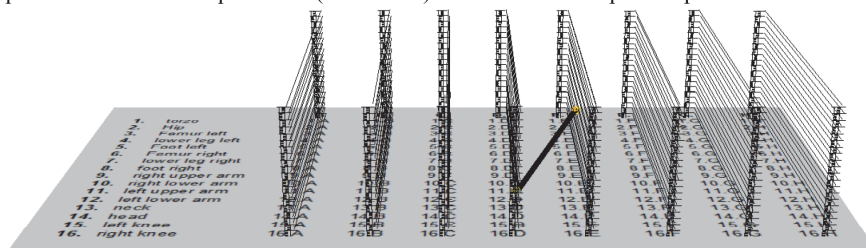




s zobrazením celej bodovacej škály nad lokalizačnou plochou v rôznych pohľadoch



pohľad na lokalizačnú platformu (128 lokalít) a bodovaciú škálu pre dve porovania



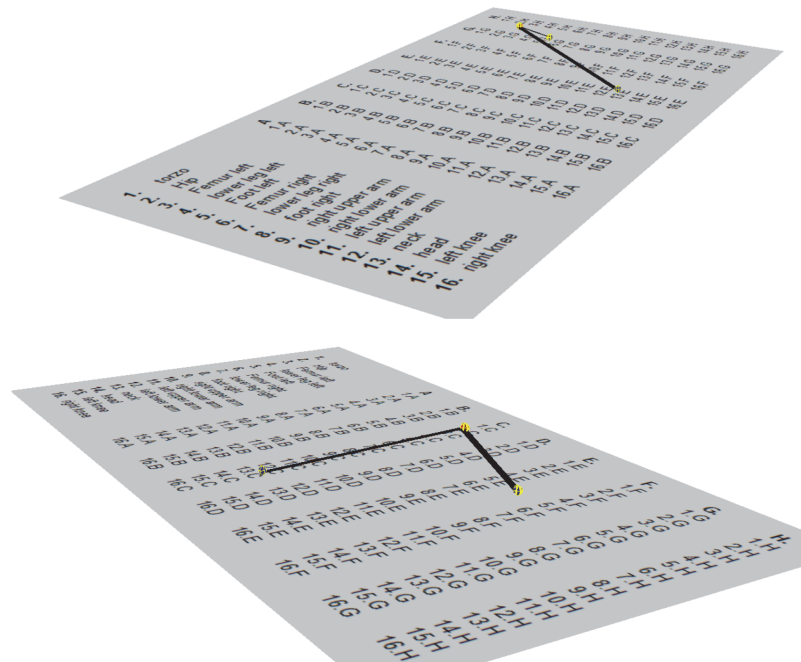
B. Signatúra poranení s využitím subsignatúr podľa príkladu č.1, príkladu č.2

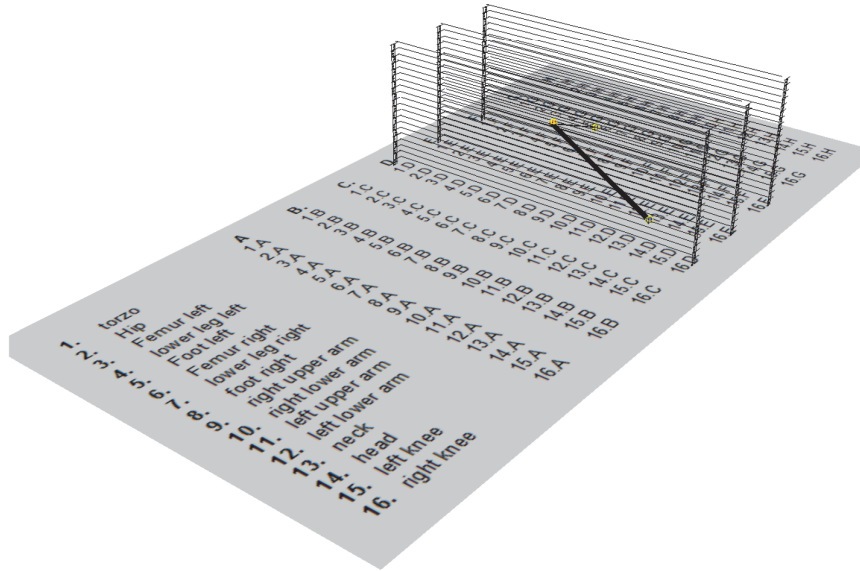
zobrazenie signatúry poranení pre príklad zrážky pri ktorej by vznikli poranenia 14-D-0,5 BF, 7-D-1,0 BF a 7-F-0,3 BF

lokalizačná platforma v pôdoryse

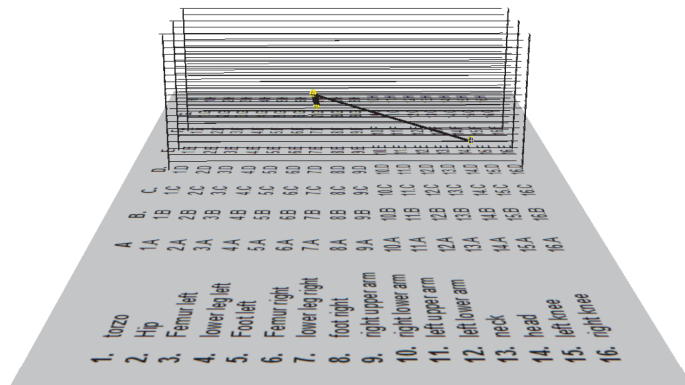
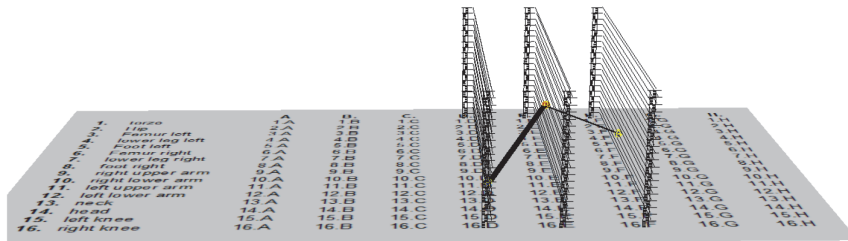
	A	B	C	D	E	F	G	H
1. torzo	1A	1B	1C	1D	1E	1F	1G	1H
2. Hip	2A	2B	2C	2D	2E	2F	2G	2H
3. Femur left	3A	3B	3C	3D	3E	3F	3G	3H
4. lower leg left	4A	4B	4C	4D	4E	4F	4G	4H
5. Foot left	5A	5B	5C	5D	5E	5F	5G	5H
6. Femur right	6A	6B	6C	6D	6E	6F	6G	6H
7. lower leg right	7A	7B	7C	7D	7E	7F	7G	7H
8. foot right	8A	8B	8C	8D	8E	8F	8G	8H
9. right upper arm	9A	9B	9C	9D	9E	9F	9G	9H
10. right lower arm	10A	10B	10C	10D	10E	10F	10G	10H
11. left upper arm	11A	11B	11C	11D	11E	11F	11G	11H
12. left lower arm	12A	12B	12C	12D	12E	12F	12G	12H
13. neck	13A	13B	13C	13D	13E	13F	13G	13H
14. head	14A	14B	14C	14D	14E	14F	14G	14H
15. left knee	15A	15B	15C	15D	15E	15F	15G	15H
16. right knee	16A	16B	16C	16D	16E	16F	16G	16H

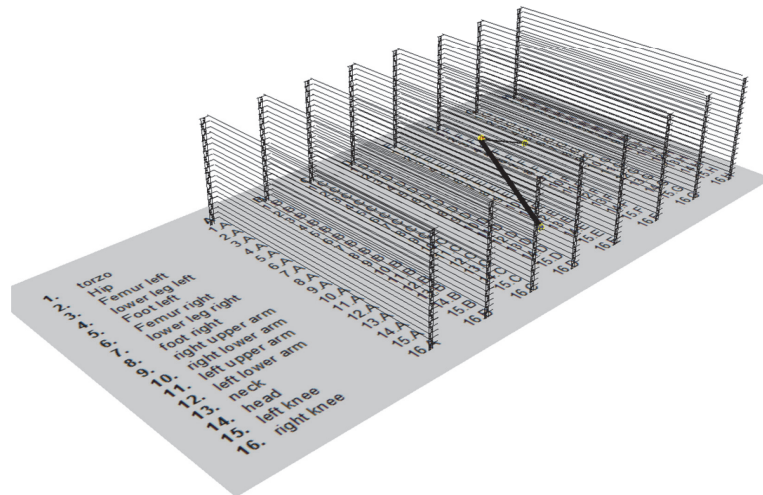
lokalizačná platforma a bodové hodnoty v 3D v rôznych pohľadoch





Zobrazenie signatúry v 3D so škálou – bočný pohľad na lokalizačnú platformu a bodovaciú škálu





Uvedenú signatúru poranení je možné pokladať za jedinečnú informáciu o priebehu zrážky ktorá významným spôsobom rozširuje možnosti vypočítať danú zrážku vozidla s chodcom za pomoci programu PC Crash, ktorý poskytuje o kontaktoch medzi vozidlom a chodcom dostatočne relevantné údaje (parametre intenzity násillia) ako aj zobrazuje lokalizáciu uvedených kontaktov.

Signatúra poranení tiež predstavuje matematicky vyjadriteľný tvar (v tomto prípade priamky s konkrétnym smerom a sklonom), čo zároveň vytvára možnosti jej ďalšieho univerzálnejšieho využitia (prenos informácií a ich verifikácia priamo pri výpočtoch - simuláciách).

Využitelnosť 3D zobrazenia subsignatúr

Pri interdisciplinárnom vytváraní a využití signatúr t.j. súdny lekár pre potreby analytika dopravných nehôd alebo iného technického znalca a naopak vyjadrenie fyzikálnych účinkov zo strany analytika dopravných nehôd resp. technického znalca pre potreby súdneho lekára pre posúdenie možnosti vzniku a stanovenia rozsahu poranení nutne vyvstane otázka:

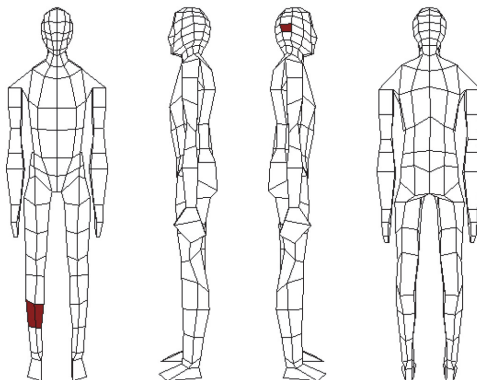
Je uvedený spôsob zobrazovania signatúr s využitím subsignatúrneho delenia tela poranenej osoby adekvátnym a dostatočne prehľadným nástrojom t.j. v 3D pre daný účel využitia?

porovnajme preto signatúru používanú bez využitia subsignatúr pre poranenia podľa predchádzajúcich príkladov 1,2,3 t.j. výsledný príklad č.3:

vyjadrenou číselne

Torzo	Hip	Femur left	lower leg left	Foot left	Femur right	lower leg right	foot right	right upper arm	right lower arm	left upper arm	left lower arm	neck	head	left knee	right knee
0	0	0	0	0	0	1,3	0	0	0	0	0	0	0,5	0	0

zobrazené v súčasne používanej verzii PC FORTIS



Meno:

FORTIS

	Celkom	ZPZ	Ko1	Ko2
Trup	0	0	0	0
Panva	0	0	0	0
Pravé stehno	0	0	0	0
Pravé lýtko	1,3	1,3	0	0
Pravé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé stehno	0	0	0	0
Ľavé lýtko	0	0	0	0
Ľavé chodidlo	0	0	0	0
Ľavé nadlaktie	0	0	0	0
Ľavé predlaktie	0	0	0	0
Pravé nadlaktie	0	0	0	0
Pravé predlaktie	0	0	0	0
Krk	0	0	0	0
Hlava	0,5	0,5	0	0
Ľavé koleno	0	0	0	0
Pravé koleno	0	0	0	0

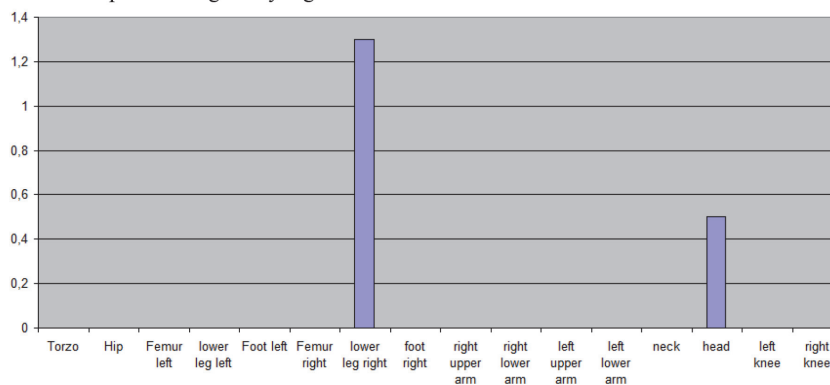
Celkom: FORTIS ZPZ 1,8

Celkom: FORTIS Ko1 0

Celkom: FORTIS Ko2 0

FORTIS celkom 1,8

zobrazenie príkladu signatúry v grafe



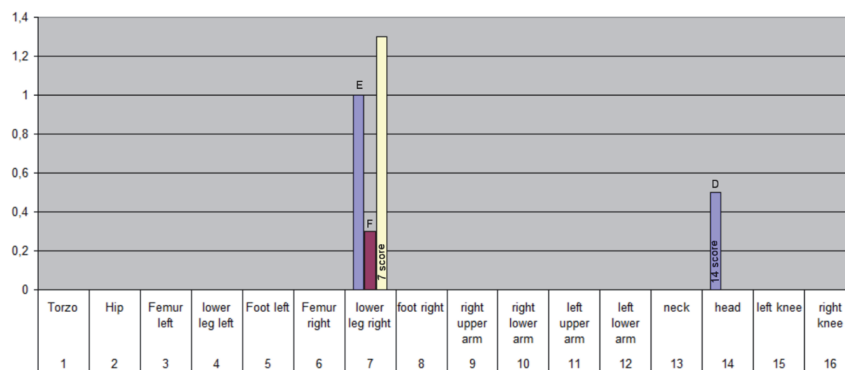
je zrejme, že dve poranenia na lower leg right sú zobrazené iba ako celkový následok násillia a nie sú špecifikované individuálne.

Z tohto pohľadu sa javí zobrazenie signatúry v 3D podstatne presnejšie s podstatne vyššou vypovedacou hodnotou, ale toto bolo v predchádzajúcom texte hodnotené ako komplikované.

Uvedený spôsob je možné pokladať za dostatočný v prípade ak sú jednotlivé kontaktné miesta vyznačené na figuríne, ale jeho nedostatkom je, že intenzita kontaktov nie je v prepojení s bodovou hodnotou v prípade viacnásobného poranenia danej časti tela, ale tento problém je potrebné riešiť v rámci ďalšieho vývoja simulačných programov.

Preto sa zatiaľ javí ako najvhodnejší spôsob zobrazovania signatúr spôsob, ktorý zahŕňa metódu mikrosignatúr so zachovaním zobrazenia v 2D, pričom ostáva možnosť túto signatúru „rozvinúť“ v prípade potreby do 3D.

Týmto kritériám by zodpovedalo nasledovné zobrazenie poranení podľa príkladov 1,2,3



kde jednotlivé stĺpce vyjadrujú

7 score: výsledný súčet poranenia lower leg right

7F – poranenie spôsobené kontaktom podľa príkladu č.2

7E – poranenie spôsobené kontaktom podľa príkladu č.3

14 score: výsledný súčet poranenia head

14D – poranenie spôsobené kontaktom podľa príkladu č.1

Využívanie subsignatúr je možné pokladať za prínos pre danú problematiku – využitie systému FORTIS k parametrizácii poranení, nakoľko

- detailnejšie popisuje lokalizáciu jednotlivých poranení resp. miest kde kontakt na telo mal za následok poranenie
- umožňuje rozlíšenie viacerých kontaktov na jednu časť tela

Zobrazovanie signatúr pri využití subsignatúr je možné pokladať za prínos predovšetkým preto, že:

- relatívne jednoduchým a čitateľným spôsobom podáva potrebné informácie o poraneniach s využitím subsignatúr v 2D

4.4. VYHODNOTENIE SIGNATÚR PODEA SYSTÉMU FORTIS Z HĽADISKA ICH INDIVIDUALITY

Za reálneho predpokladu, že:

- súdnolekárske bodovanie bude vykonané s toleranciou $\pm 0,2$ BF
- bude braný do úvahy rozsah poranení od 0,2 po 2,0 BF

viď zobrazenie uvažovaných predpokladov (pre každú časť tela 10 polí hodnotenia poranení napr.: 0 až 0,2, 0,2 až 0,4 atď.)

torzo	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Hip	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Femur left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
lower leg left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Foot left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Femur right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
lower leg right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
foot right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right upper arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right lower arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left upper arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left lower arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
neck	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
head	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left knee	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right knee	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0

Je možné vyvodit', že:

Pri dvoch poraneniach (príklad – lower leg left, head)

torzo	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Hip	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Femur left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
lower leg left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Foot left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Femur right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
lower leg right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
foot right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right upper arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right lower arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left upper arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left lower arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
neck	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
head	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left knee	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right knee	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0

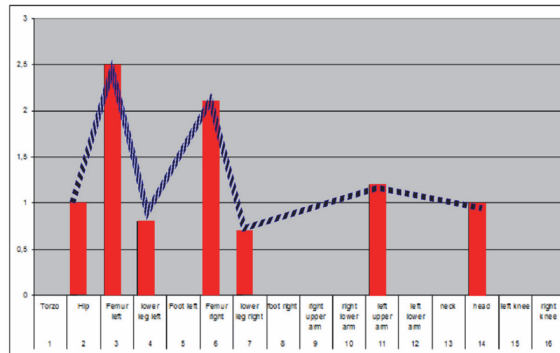
existuje 100 možností ich vzájomných bodových pomerov tzn. že reálne zistený rozsah poranení vyjadrený v BF (napr. lower leg left 0,6 BF, head 1,0 BF) predstavuje pravdepodobnosť 1:100 vzhľadom ku všetkým možnostiam ich vzájomného pomeru.

Pri troch poraneniach (príklad – lower leg left, head, Hip)

torzo	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Hip	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Femur left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
lower leg left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Foot left	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
Femur right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
lower leg right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
foot right	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right upper arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right lower arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left upper arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left lower arm	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
neck	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
head	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
left knee	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0
right knee	0	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0

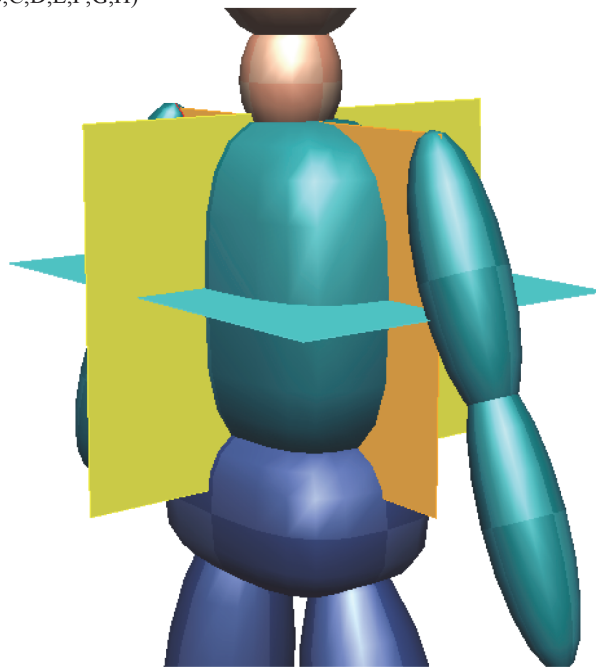
existuje 1000 možností ich vzájomných bodových pomerov tzn. že reálne zistený rozsah poranení vyjadrený v BF (napr. lower leg left 0,6 BF, head 1,0 BF, Hip 0,8) predstavuje pravdepodobnosť 1:1000 vzhľadom ku všetkým možnostiam ich vzájomných pomerov.

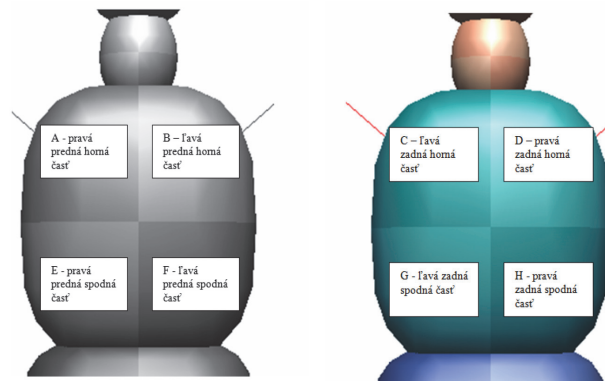
Potom je možné uviesť, že signatúra poranení pre sim 30-30 P – vid' zobrazenie



kde bolo zistené poranenia siedmich častí tela predstavuje za daných podmienok jednu z 10 000 000 možností t.j. pravdepodobnosť vzniku pomerov hodnôt pre jednotlivé časti tela pri zrážke je 1:10 000 000

V prípade využitia lokalizácie na osem častí každej časti tela (vid' zobrazenie rozdelenia trupu na lokalitu A,B,C,D,E,F,G,H)





je možné uvedení pravdepodobnosť vzniku konkrétnych poranení zvýšiť u dvoch poranení na jednu z 6400 možností t.j. 1:6400

pri troch poraneniach je počet možností 512000 t.j. 1:512000

v prípade lokalizácie siedmich poranení (sim 30-30 P) ide o jednu z $2,097 \cdot 10^{13}$ možností ich vzniku v konkrétnych pomeroch, ktoré zobrazuje ich signatúra.

Z uvedeného je možné vyvodit', že bodovací systém FORTIS a s jeho využitím zadefinované signatúry predstavujú možnosť ako s vysokou pravdepodobnosťou zistiť alebo overiť akým spôsobom prebehla konkrétna zrážka vozidla a chodca.

4.5 HODNOTENIE PRESNOSTI POSUDZOVANIA PORANENÍ

Je zrejme, že použitie každého systému (meranie, posudzovanie, parametrizácia a pod.) zo sebou prináša aj možnosť chyby, alebo prinajmenšom rozptylu hodnôt.

Pri využívaní systému FORTIS v praxi je možné predpokladať aj nasledovné vplyvy:

- subjektívny názor súdneho lekára na posúdenie rozsahu určitého poranení uvedený vplyv je pre využitie systému potrebné predpokladať, ale je zrejme, že tolerancia $\pm 0,2BF$ v hodnotení (z maxima 20,0 až 3,0 BF) predstavuje chybu 6,6 až 10%, čo je možné pokladať za prípustné vzhľadom na to, že výsledky systému FORTIS sú súčasťou výpočtového procesu analytikov nehôd, kde napr. už chyba v meraní na mieste dopravnej nehody býva 5 – 10% (v závislosti na hodnotách) a celý výpočet je prezentovaný v určitom intervale hodnôt (napr. nárazová rýchlosť určená v rozpätí 30,0 až 36,0 km/h) a uvedená odchýlka v bodovaní $\pm 0,2BF$ nemení výrazne celkový tvar signatúry poranení
- neznáme okolnosti pri priebehu zrážky v prípade ak nie sú ozrejmene a zadokumentované všetky skutočnosti (napr. chodec niesol tašku neznámej hmotnosti, dáždnik, mal batoh bez bližšej špecifikácie obsahu, dopadol na iný objekt), ktoré môžu mať vplyv na pohyb chodca pri simulácii jeho pohybu v priebehu zrážky uvedený vplyv môže do istej miery ovplyvniť priebeh vzniku poranení chodca (je možné predpokladať, že nie veľký) a je vecou konzultácie súdneho lekára a analytika nehodového

deja si prípadné rozpory objasniť a vec posúdiť, najlepšie pri vizuálnom posúdení pohybu chodca v priebehu zrážky a jeho kontaktov s vozidlom v nadväznosti na ostatné skutočnosti známe z dokumentácie (plánik miesta vzniku dopravnej nehody, deformácie vozidla, stopy na vozovke apod.)

- neúplné zadokumentovanie poranení chodca, resp. neúplná zdravotná dokumentácia
uvedený vplyv je možné v niektorých prípadoch predpokladať a je potrebné minimalizovať možnosť jeho vzniku resp. objasniť a doplniť potrebné skutočnosti

K možnosti rozptylu hodnôt pri posudzovaní poranení je potrebné uviesť, že pri slovnom vyjadrení stupňa pravdepodobnosti je zo strany právneho posudzovania vecí je obvykle používané nasledovné hodnotenie dejov a javov (zdroj: A. Bradáč: Soudní inženýrství)

kategória	miera	hodnotenie
1.	0%	nemožnosť, aby dej alebo jav nastal
2.	do 50%	možnosť aby dej alebo jav nastal
3.	50 - 60%	pravdepodobnosť, že dej nastal
4.	60 – 70%	prevažujúca pravdepodobnosť, že dej alebo jav nastal
5.	70 – 85%	veľká (vysoká) pravdepodobnosť, že dej alebo jav nastal
6.	85 – 97 (99)% a viac	veľmi vysoká pravdepodobnosť, že dej alebo jav nastal
7.	97 (99)% a viac	pravdepodobnosť hraničiaci s istotou
8.	100%	istota, že dej a lebo jav nastal

Z uvedeného je možné vyvodiť, že systém FORTIS s použitím signatúr poranení spĺňa prinajmenšom podmienky kategórie 6 t.j. všeobecne zodpovedá dosahovanej triede presnosti dokazovania priebehu dopravných nehôd, ktorá je s využitím simulačných programov vo všeobecnosti uvažovaná v rozpätí 90 – 97%, ale vždy priamo v závislosti na presnosti a úplnosti podkladov.

Potom je možné chápať systém FORTIS ako dôkazovú metódu, ktorej presnosť je porovnateľná a zodpovedá presnosti výstupov simulačných programov a že nedochádza k disproporcii ich možnosti využitia pri kombinácii ich použitia k potrebám dokazovania a jedna metóda (simulačný program) je podporovaná a dopĺňaná druhou metódou (FORTIS) čo platí aj naopak.

Parametrization of Pedestrian Injuries and its Utilisation in Proving Traffic Accidents Course Using Injury Signatures and Contact Signatures

Mandelík J.^{1*}, Bobrov N.², Nevolná Z.³

ABSTRACT

Background: The paper points out the present limited possibility of using the verbal description of injuries for the needs of experts from the field of road transportation as relevant criminalistics traces, as well as the options of the FORTIS system that creates a new area for a deeper interdisciplinary approach in the field of expert evidence. Further a description of how to create injury signatures and contact signatures and the possibilities of their evaluation and mutual comparison based on the proven individual attributes are described

Objective: To evaluate pedestrian injuries by the new proper FORTIS system and to show FORTIS valuability in the assessment of mechanical violence and mechanism of injuries.

Material and Methods: Cases of traffic injuries including photodocumentation, graphic schemes, medical files and autopsy protocols processed by the new FORTIS forensic system.

Results: A collision between a pedestrian and a vehicle represents a matrix of physical violence having an effect on the pedestrian's body and a matrix of the pedestrian's body's response to this violence. The analysis of individual cases shows the valuability of the FORTIS system.

Conclusion: It is apparent that for the needs of traffic accidents analysts the FORTIS system has more options for being used in forensic medicine, as it covers not only a field of evaluation of traffic injuries but also all kinds of injuries and accidents (rail accidents, air accidents, violent crimes, etc.).

Keywords

Pedestrian, parametrization of injuries, collision analysis, forensic medicine, accident case analysis

Introduction

The aim of this article is to get acquainted with the results of researching the possibilities of forensic parametrization and localization of pedestrian injuries resulting from a vehicle-pedestrian collision and with a consequent possibility to use the obtained information in solving and assessing an accident course by forensic engineers performing a technical analysis. The stated examples will be based on actual collision calculations and on a model of predicted pedestrian injuries due to a schematic explanation of the procedures used [1].

At present, an accident analyst, forensic engineer, has at solving the

¹The University of Security Management in Košice, ul. Kukučínova 17, 040 01 Košice, Slovak Republic

²Department of Forensic Medicine, Faculty of Medicine of University Hospital of P. J. Safárik and University Hospital of L. Pasteur in Košice, Trieda SNP 1, 040 11 Košice, Slovak Republic

³Hospital of Horná Orava with Health Care Center in Trstená, Mieru 549/16, 028 01 Trstená, Slovak Republic

*Corresponding author: J. Mandelík
The University of Security Management in Košice, ul. Kukučínova 17, 040 01 Košice, Slovak Republic
E-mail: emg@dodo.sk

Received: 16 October 2017
Accepted: 4 December 2017

accident case, considerably limited possibilities of using the information about manner and extent of injury of a pedestrian during accident case. It results from the fact that most often, it is only a verbal description of injuries elaborated by a physician; although, such a form of information only partially helps to disseminate necessary knowledge of the vehicle, pedestrian system. However, it is obvious that type, extent and localization of injuries of a pedestrian are some pieces of significant information about conditions and course of collision between a vehicle and a pedestrian. In the event that the information fails to correspond with outcomes of technical analysis or simulation of collision, it is possible to consider it incomplete, or even in some cases incorrect, or in extreme cases to be technically unacceptable.

At solving the given issue, it is necessary:

- on the side of a medical examiners: to use knowledge in the field of forensic medicine in a form usable for analysis of collision, i.e. FORTIS system
- on the side of an analysts of accident case: to use computer technique for analysis (PC Crash or Virtual Crash) which results in qualitative and comprehensive outcome of overall expert evidence.

Injuries of Traffic Accident Participant as Criminalistic Traces

An injury of a traffic accident participant (a pedestrian, crewmember, cyclist, motorcyclist) can be viewed and assessed from various angles.

1. Legal Assessment

It is based on the legal qualification of causes and consequences of injuries, on the investigation and demonstration of a degree of guilt on the part of participants as well as a degree of compensation of the affected persons in applying the respective legal provisions and procedures.

2. Medical Assessment

It is based on the diagnostics and subsequent

treatment of incurred injuries and on the principle of reducing health consequences as well as on the quantification of injury extent for the needs of compensation of the affected persons.

3. Forensic Assessment

a. It approaches the injury evaluation in light of assessment of its severity for subsequent legal procedures within the investigation of a deed.

b. The evaluation of injuries as traces for the needs of interdisciplinary evidencing of a traffic accident course in cooperation with traffic accident analysts, in which the injury evaluation is approached in terms of assessing a degree of violence having an effect on the body of the affected person, causing the injuries, as well as a detailed localization of parts which were violated (**FORTIS** system) [2,3].

The forensic assessment can be divided to:

- assessing the extent of injuries of people who did not survive the accident
- assessing the extent of injuries of people who survived the accident

From the investigational point of view, the outputs of an examination of an injured person should be in line with the needs of a forensic evaluation: i.e. photo documentation, description and a complete medical documentation.

Since the accident course is a unique and unrepeatable set of phenomena influenced by a variety of effects, out of which many are absolutely individual for a specific traffic accident, we may predict that in order to clarify, it is essential to use all known circumstances and facts, or that the performed traffic accident analysis and its subsequent assessment must fully correspond to all known facts and circumstances, whereas the extent and amount of the objectively known facts are largely influenced by the quality of the accident site inspection.

The traces on the bodies of victims and injured persons represent, as a whole, an integral part of the accident, and they carry the basic information about its course – especially in a collision phase, and as such, they must be

a part of the accident analysis resources during the expert evidence. As the evaluation of the above-mentioned traces is carried out by forensic examiners, the question is to objectivize them by means of their localization and parametrization for further investigation needs and for the needs of traffic accident analysts. It is not a rare situation that the traffic accident analysts provide the documentation for forensic examiners in order to assess the possibility of occurrence or non-occurrence of the detected injuries.


Based on the above, we may consider pedestrian's injuries trace that are usable for the needs of evidencing of the accident course. For that purpose, FORTIS system was developed, which enables us to make use of a forensic assessment of pedestrian injuries for an accident analysis as equivalent to other traces

on a vehicle, road or other objects. FORTIS system itself then represents a sophisticated forensic assessment, which is usable for the purposes of a consequent technical analysis, at least as a verification element.

Nowadays, we can divide the classification, identification as well as assessment of injuries as traces by forensic examiners in relation to the engineering procedures of accident analysts into four development stages [4]:

From the presented comparison of the method development, we may conclude that the completeness of evidence, with the current state of knowledge and with the currently applied methods, can be achieved mainly through the interdisciplinary evidence using the latest knowledge, procedures and methods of forensic engineering and forensic medicine.

We should emphasize that in order to deter-

FORENSIC ENGINEERING – TRAFFIC ACCIDENT ANALYSIS	RELATION	FORENSIC MEDICINE
<p>1. stage</p> <p>A typical examination usually performed in a descriptive way using minimum or no exact methods, relying primarily on "experience" of an expert.</p> <p>The first stage of the traffic accident analysis can be characterized as an analysis with minimal or no calculation, which is based on the expert's experience. The calculations and conclusions are only subjective and often incorrect.</p>	0	<p>1. stage</p> <p>A typical examination usually performed in a descriptive way using minimum or no exact methods, relying primarily on "experience" of an expert.</p> <p>Possible incorrect conclusions of forensic examiners are associated mainly with Possible incorrect conclusions of forensic examiners are associated mainly with their technical ignorance of the actual accident course. A probability of the evidence beyond a „belief“ is non-existent and relies mainly on the trust in the knowledge of forensic examiners and the correctness of their judgement.</p>
<p>2. stage</p> <p>This stage makes use of the latest knowledge in the field of automotive technology, vehicle theory, mechanics, physics and applied mathematics. The graphic methods, experimental test results, crash test results and results of driving and braking tests are used in the analysis.</p> <p>With the completeness of documents and a correct procedure of an expert a probability of incorrect conclusions is relatively little, on condition that the movement of braking vehicles left identifiable and localizable traces (without ABS) and the stated calculation does not take into account some dynamic influences on a vehicle movement.</p>		<p>2. stage</p> <p>A comparison with the known knowledge in the field connected with a simple modelling of the injured person's body's movement, perhaps even a general consultation with a technical expert without a detailed clarification of individual aspects of the occurrence of injuries.</p> <p>A probability of incorrect conclusion has been partly removed, but a proof performed this way is still mostly based on the "experience and belief" of the expert and relies mainly on the trust in the knowledge of forensic examiners and in the correctness of their forensic judgement.</p>

3. stage

This stage makes use of the latest science and technology and applies two-dimensional and three-dimensional computer simulation programs for a traffic accident analysis. In these simulation programs various databases are used, in which technical parameters of vehicles and their tyres can be set. One of the advantages of the simulation programs is an ability to perform calculations for specific geometric road shapes with a choice of adhesion factors for each surface respectively and a choice to select vehicle chassis suspension stiffness and tyre characteristics. When using this stage of a traffic accident technical analysis an emphasis is placed on high-quality hardware and software equipment of computers, including high-quality input parameters, whereas a video-recording of a pedestrian/vehicle movement is one of calculation outputs.

A probability of incorrect conclusions is low, but the elimination of alternatives is not sufficiently restricted – especially in terms of a position and movement of a pedestrian.

4. stage

This stage assumes a calculation in the simulation program is performed using detailed information about the injuries of participants, i.e. their localization and characteristics of the affecting violence and it assumes a subsequent consultation with a forensic examiner before a final assessment of an accident course and the accident itself.

A probability of incorrect conclusions is – with a proper use of the information and their evaluation – minimal, virtually removed, and the aforesaid procedure ensures that the performed proof has all features of exactness, completeness and controllability in relation to all detected traces including the traces on the injured person's body.

3. stage

A comparison with the known knowledge in the field connected with a cooperation with a technical expert to such an extent that the course of the movement of the injured body calculated in the simulation program is visually compared (a video recording of a collision calculation).

A probability of incorrect conclusions has been significantly removed. However, a proof performed this way is still based on the "experience" of the expert and on the way a technical expert calculates the collision, not using any exact knowledge of injuries, i.e. a type, localization or how they were caused.

4. stage

A detailed description of the detected injuries and their localization using the documented traces (measurements, photo documentation) and definition of the findings into a standardized form (e.g. Fortis) applicable for a technical expert as a description of the traces that must be considered in a collision calculation and their compliance with the forensic findings documented, a following consultation of a forensic examiner and a technical expert and an evaluation of the results of the calculation presented by a video-recording and an overview of contact parameters.

A probability of incorrect conclusion has been virtually removed and the aforesaid procedure ensures that the performed proof has all features of exactness, completeness and controllability in relation to all detected traces.

mine an implementation stage of a specific interdisciplinary evidence, a lower development stage is decisive, i.e. the use of a higher stage in one sector in combination with a lower stage in another sector does not lead to an evidence result at the level of the higher stage.

Parameterization of Injuries in Crashes Involving Pedestrian Injuries – FORTIS System (Forensic Traumatology Injury Scale)

At present, the medical forensic analysis

of traffic injuries is not always standardized, especially due to non-existence of an established, well-defined sequence for standardization of injury parameters. The proposed procedure for the assessment of traffic injuries, including the key element of injury parameter standardization according to internationally accepted AIS/ISS scale (Abbreviated Injury Scale/Injury Severity Score) is as follows:

Material and Methods

- Investigated circumstances, accompa-

nying documentation, autopsy reports, image documentation and results of supplementary investigation evidence from traffic accidents involving pedestrian fatalities

- Complete autopsy report in accordance with the requirements of International Disease Classification (10th revision)
- Assessment of injury parameters using proprietary modified FORTIS system, comparison of FORTIS values with AIS/ISS values.

The Modified System FORTIS

The result is a modified FORTIS, the use of which enables a more comprehensive definition of the extent of the injuries, thus enabling its application in the assessment of traffic accidents. **FORTIS** system uses a proprietary modified point value system, which besides determining the basic injury to health (ZPZ), proposes a classification of accompanying complications in two groups: Ko1 primary post-injury complications - such as traumatic shock, haemorrhagic shock, cardiac tamponade, hemothorax, pneumothorax) and secondary complications Ko2 – such as inflammatory changes, edemas of non-traumatic origin, thromboses, conditions arising from surgeries, etc. Such a division provides an opportunity to indirectly assess quality of healthcare provision in case of a surviving injured.

During the verification of modified **FORTIS** system itself, 12 fatal traffic accidents were subjected to assessment by forensic pathologists, evaluating each case as a single event, and subsequently each relevant item in the autopsy report was assessed in a similar way. The results acquired through above analysis are compared to standard assessment of injury parameters – AIS/ISS in order to demonstrate new possibilities of FORTIS in the quantification of injury parameters, especially in non-fatal traffic trauma involving pedestrians, to develop documentation for health insurance organizations [3,5,6].

Presentation of FORTIS system and signature theory to be utilised when analysing collisions between vehicles and pedestrians as a complex accident action

Subsequently, to compare the methods, a point evaluation of 12 assessed pedestrian fatalities is introduced using standard AIS/ISS method, and the modified FORTIS system can be seen in Table 1.

It is apparent that the possibilities of **FORTIS** injury classification system are wider, the system is more flexible and relevantly differentiates the injuries resulting from the accident.

Results

A. Results - case No.4

Investigated circumstances: involving motor vehicle VW Passat, whereas the vehicle with its right side collided with underage pedestrian who entered its trajectory from the right side, causing him head injury to which he succumbed shortly after the accident. Figure 1

Immediate cause of death: Rupture of the connection between medulla oblongata and cerebral pons and contusion and laceration of brain and intracranial haemorrhage resulting from fragmented fractures of cranial calvaria and base. Figure 2

B. Results - case No.11

Investigated circumstances: involving a collision between passenger vehicle and pedestrian. The injured pedestrian was subsequently hospitalized at the traumatology department with bilateral fracture of pelvis (treated by conservative – Kirschner's extension of left leg). On 12th day of hospitalization, F.K. died. Figure 3

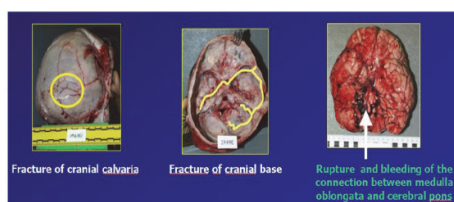
Immediate cause of death: Bilateral focal catarrhal-purulent broncho-pneumonia. Figure 4

Evaluation and Benefits of the Modified FORTIS System

Table 1: Scoring of road accidents of pedestrians, using classical methodology AIS/ISS and respective modified FORTIS system.

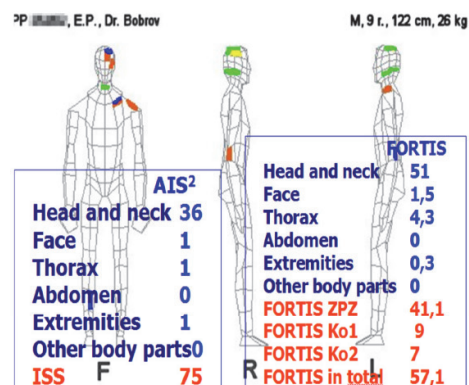
Case No.	Name, Age	M/W	Car	Period of survival (hours)	ISS	FORTIS total	FORTIS ZPZ	FORTIS K01	FORTIS K02
1	P. U., 41 years	M	Car	0	66	44,1	22,4	11,7	13
2	M. J., 38 years	M	Car	0	75	82,8	47,7	16,1	19
3	A. P., 67 years	W	Car	0	75	78,2	53,6	17,6	7
4	E. P., 9 years	M	Car	0	75	57,1	41,1	9	7
5	P. S., 49 years	M	Car	0	75	66,3	65,3	1,0	0
6	A. C., 80 years	W	Car	0,8	57	83,2	66,2	12	5
7	J. N., 58 years	M	Car	2	75	97,4	77,4	7,3	12,7
8	J. B., 57 years	M	Car	24	75	99,2	60,8	20,7	17,7
9	I. M., 47 years	M	Car	72	75	102,7	46,9	16,1	37,7
10	S. Ch., 57 years	M	lorry	239	75	59	19,1	14,5	25,4
11	F. K., 51 years	M	Car	288	75	27	9,3	7,7	10
12	M. P., 39 years	M	Car	291	75	60,8	24,2	8,5	28,1

Illustrative examples of scoring of forensic examination of fatal injuries with a different ratio ZPZ, Ko1 and Ko2

**Figure 1:** Documentation of finding - illustration to case no. 4

The results of the above-mentioned cases indicate that in case of pedestrian death at the site of accident, the point values yielded by **FORTIS** are relatively greater for items ZPZ and Ko1, in case of surviving victim, the values of FORTIS Ko2 are progressively increasing, because there are more secondary complications, while the values of FORTIS Ko2 can be viewed also from the viewpoint of the provision of healthcare, with the point value proportion of the basic injury to health, primary and secondary complications, is specific for each type of accident event.

The research conducted so far, outcomes of

**Figure 2:** Evaluation of parameters of injuries in case no. 4 via custom modified **FORTIS** system and comparison of FORTIS values with AIS/ISS values

which are presented herein, as well as the case studies of the already performed analyses enable us to state that the technique of standardization of pedestrian injury parameters in case of traffic accidents (quantification of

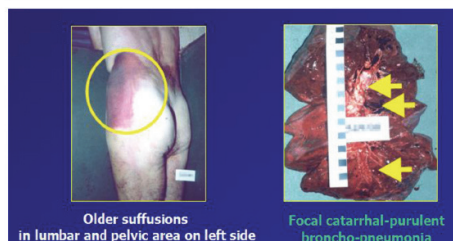


Figure 3: Documentation of the finding - illustration to case no. 11

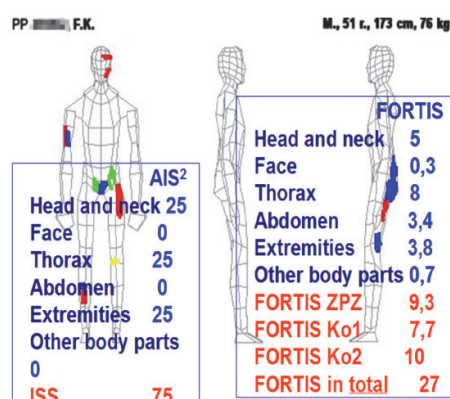


Figure 4: Evaluation of parameters of injuries in case no. 11 via custom modified FORTIS system and comparison of FORTIS values with AIS/ISS values

injuries) requires the application of the proprietary modified scoring system **FORTIS**, that enables (subject to good quality of input parameters) to calculate the degree of basic injury to health, primary post-injury complications and secondary complications, including painful treatment procedures and poor quality of healthcare and in case of fatal injuries, it enables to determine the immediate cause of death.

It is also possible to use this standardized injury score to more accurately determine the degree of fault of a person responsible for

the traffic accident from other circumstances, such as irresponsible attitude on the part of the victim or insufficient or inadequate treatment of the resulting injuries.

Traditional methods of injury parameter standardization (AIS/ISS) have proven to be insufficient with respect to the assessment of the extent of injuries, since – especially in case of higher energy acting upon the body – the score does not change. On the other hand, **FORTIS** score reflects the extent of the injuries more accurately, thus making this quantification of injuries a basis for application using a computer calculation program (e.g. PC Crash) using which, it is possible to perform not only a simulation of accident sequence but also verification of its accuracy using **FORTIS** at pedestrians in connection with the localization of contact points on a pedestrian's body, as it is clear that **FORTIS** reflects the severity of injuries occurring during traffic accidents depending on the mechanical energy that caused the injuries during the impact [3,7].

The modified system of injury scoring differs from the existing systems in the following aspects:

FORTIS vs. AIS/ISS

- Scoring of injuries and their complications using modified tables Injury Score in Forensic Medicine

- Special scoring of the basic injury to health (ZPZ)

- The complications are divided in two categories:

- 1) primary post-injury complications (Ko1)
- 2) secondary complications (Ko2)

- The score values include decimal positions
- Maximum score of FORTIS is not limited
- Using the FORTIS methodology the point value of an injury is localized on the place of the injury causing contact on the surface of an injured person's body.

It is clear that the above-mentioned differences between **FORTIS** and the scale of AIA/ISS system significantly increase FORTIS utility, accuracy resulting in certain parameters of

the injury expressed in the form of a number, enabling the generation of characteristic signatures with respect to the parameters of the collision between the vehicle and the pedestrian, or in general to the mechanism of injuries. An expert in the field of road transport would thus clearly understand which injuries are directly related to the accident (ZPZ) and which injuries are a result of the subsequent response of the pedestrian's body (Ko1), health condition, treatment procedures, etc. (Ko2), while it should be emphasized that **FORTIS** score is dimensionless and determined on the basis of a certain arbitrary scale.

At present, a total of 39 tables are available for scoring of injuries in individual parts of the body, with respect to critical health consequences, in respect of the applied level of forces. This data is gradually being validated and supplemented by additional data, and the method is being continuously improved [2,3].

PC FORTIS Program Designed for Parametrization and Localization of Injuries

A software application **PC FORTIS** was developed for the parametrization and visualization of injuries on the surface of the body. When a doctor uses this application during the first and during subsequent treatments, the quality of the data on pedestrian and his injuries should be greatly improved for the needs of traffic accident analysts. A 3D static strength prediction program – 3DSSPP (University of Michigan, USA, freeware) was used as auxiliary graphics software [3,7].

An expert in the field of road transport should consider it a benefit to use or similar program which graphically presents the injuries, as it greatly improves the information on the contact localization and parameters of individual injuries.

When colour coding is used to distinguish between ZPZ, KOo1 and Ko2, it can be assumed that such information will be significantly more valuable for the expert, whereas

the tables with scores are located outside the dummy with identified localization of contacts on the body surface and colour coding of severity of individual injuries. It can be assumed that in case of primary medical intervention (traumatology in survivors), the doctor should have available a PC software showing the injuries identified by score value in colours corresponding to the assigned score.

PC FORTIS program, which in addition to the data on a patient (age, height, weight, clothes, verbally described diagnosis, etc.), enables a direct localization of a contact location on the body surface resulting in an injury and scoring of individual injuries using the provided classification tables and instructions for their use. Figure 5, 6

The output presents a depiction of the localization of individual's injury contacts, overall point value as well as a local point value and its distribution on the body of a pedestrian – patient. Figure 7

A detailed score – the result of FORTIS classification – is compatible with a multi-body system used for calculations in PC Crash, enabling an approximate analysis of forces acting during a collision on individual parts, or to

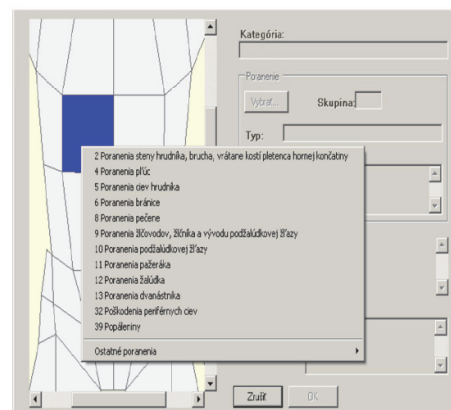


Figure 5: Illustration of the use of classification tables in the PC Fortis program

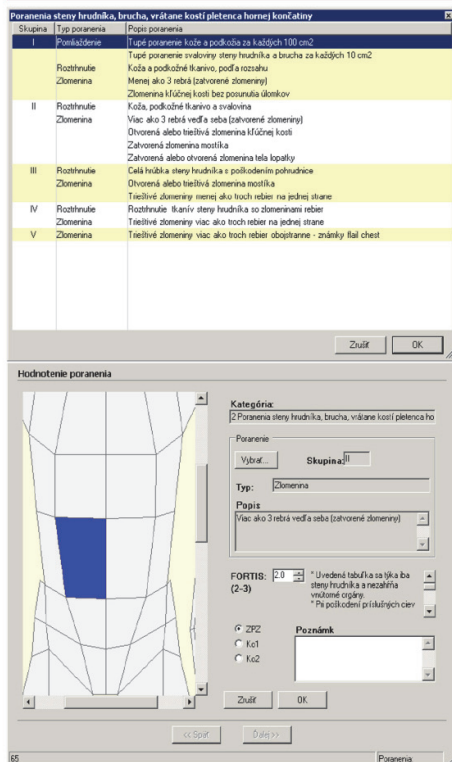


Figure 6: Example of classification tables and their use in the PC Fortis program

recognize the consequences of the force acting upon a patient's body.

Assessment and Advantages of FORTIS System and PC FORTIS Program

FORTIS system represents a universal instrument usable in practice, which enables to substitute, for the needs of experts – analysts of traffic accidents, the medical verbal description of injuries with the description of injuries expressed in point scoring by means of their parametrization with high evidence value.

PC FORTIS program can be considered as a tool for expert practise at using the modified system FORTIS, and even in combination with

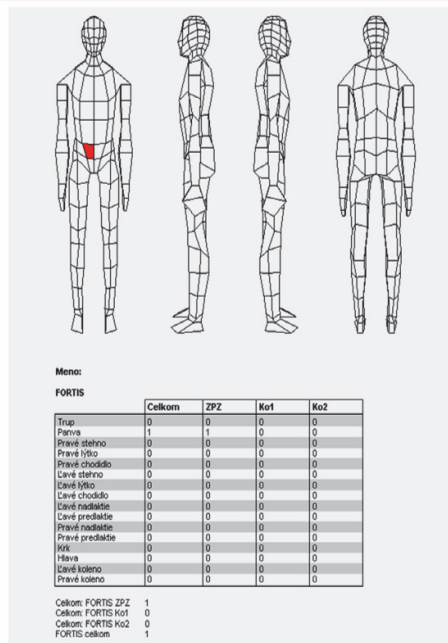


Figure 7: Illustration of FORTIS output after classification of injuries and localization of contacts

video-recording from simulation of contacts of the pedestrian's body during collision and other outputs with their physical parameters from the PC Crash program or Virtual Crash program. The localisation and parametrization of injuries made in the PC FORTIS program by a medical examiner provides an option of direct visualisation of injuries as significant information for a traffic accident technical analyst. As its advantage can be considered, also the fact that it enables not only visualisation of injuries localisation, but also generation of individual signature of injuries (ratio of forces acting at the time of injury on individual parts of the body according to its distribution corresponding to a calculation multi-body system in PC Crash) for a particular type of collision and for specific conditions, such as characteristics of pedestrian's body, his position, move-

ment, type of vehicle, its speed, dynamics at the time of collision, etc. When conducting the research, the following data on energy distribution on the pedestrian's body at the time of collisions were also collected and calculated from the PC Crash program. We could state that for a particular collision such data have always individual features, from which it is possible to generate characteristic signatures.

A collision between a pedestrian and a vehicle represents a matrix of physical violence having an effect on the pedestrian's body and a matrix of the pedestrian's body's response to this violence. The stated matrices of impact of forces and other physical effects and of the pedestrian's body's responses are mutually dependent and are individual, identifiable and comparable for the specific collision.

It is not possible that in two different pedestrian/vehicle collisions the same forces have an effect on a pedestrian's body. Thus, the pedestrian's body's response (injuries) is always different.

In order to be able to recognize differences, or individual features, of a collision we may use a calculation simulation program - PC Crash, which not only calculates the course of a collision on a validated pedestrian model, but also generates the values of the physical violence having an effect on the pedestrian's body.

In order to recognize the individual features of the pedestrian's body's response (injuries), we may use the FORTIS system, which serves to perform the forensic universal parametrisation of pedestrian injuries by evaluating their injuries and which, based on forensic examiners' knowledge using a forensic scale, determines the effects affecting the surface of individual parts of the pedestrian's body in a special point scale.

In order to display the values, a so-called injury signature is used, which in connection with the localisation of the contacts on the pedestrian's body, allows for a comparison of these data with the values of the affecting

physical violence generated from the calculation by means of PC Crash program as well as a comparison of the contact localisation in three-dimensional display (video recording) from the calculation.

The signature represents a visual expression of something – in this case a proportion of the values characterizing:

A. the physical effects on the surface of the pedestrian's body during a collision with a vehicle (**signature of contacts**)

B. the response of the pedestrian's body to these physical effects on the surface of his/her body determined on the basis of the forensic evaluation of the injuries observed (**signature of injuries**)

Then, the term signature of injuries means a visual expression of the localisation and extent of injuries on a pedestrian's body by means of FORTIS system, allowing a comparison with the signatures created from the outputs of a collision simulation and the evaluation of their compliance.

Individuality of Contacts during a Collision between a Pedestrian and a Vehicle

Within the performed research, the results obtained by NS of a backpropagation type indicate that the distribution of injuries on a pedestrian's body is always functionally dependent on the type of a collision, during which the pedestrian suffered them and that their signature (in this case of the energy distribution) be usable to identify a collision type. We may state that the experiment results obtained from this sample confirm the basic hypothesis, i.e. a possibility to recognize individual features of each individual collision between a pedestrian and a vehicle depending on the localization and type of pedestrian's injuries to a technically relevant extent [8].

A demonstration of a possibility to recognize the individual features of the contacts between a

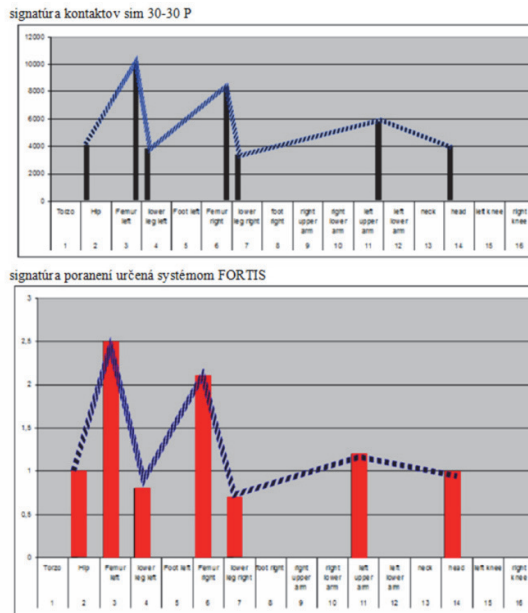


Figure 12: A display of a comparison of injury signature and contact signature for sim 30-30R

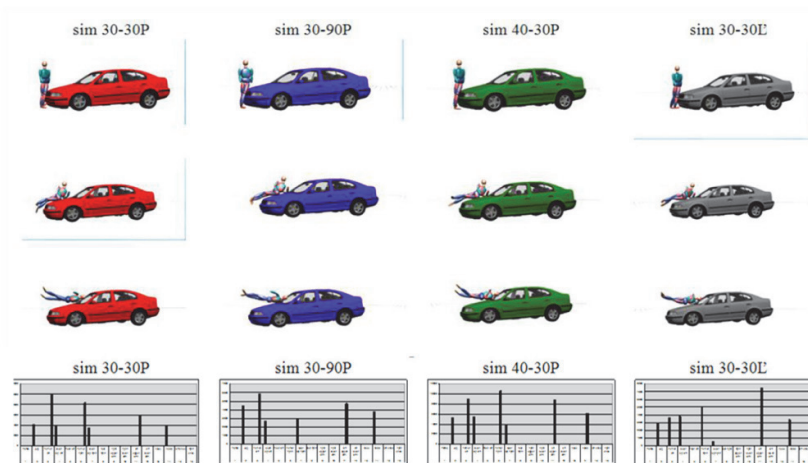


Figure 13: A display of the collision course and contact signatures for comparable collisions

Figure 12

For other comparable collisions, the following contact signatures were achieved:

A comparison of collision courses and contact force signatures for sim 30-30R, sim 30-90R, sim 40-30R, sim 30-30L collisions – Figure 13

Conclusion

It is apparent that for the needs of traffic accidents analysts while solving a vehicle-pedestrian collision, an opportunity to compare a level of a compliance of the localisation of injuries at own calculations is created by the described means and procedures, and even a comparison of the compliance of distribution of the total energy and other physical influences acting upon collision on a pedestrian's body, using the presented way. The mentioned program has more options for being used in forensic medicine, as it covers not only a field of evaluation of traffic injuries but also all kinds of injuries and accidents (rail accidents, air accidents, violent crimes, etc.). In order to get more from the possibilities of its utilisation, it would be advisable to use FORTIS program at the first contact of a physician with a patient who has suffered an injury, and until the patient is fully recovered. This procedure would provide a complete documentation of traces on the body of an injured person as well as the assessment of other relevant facts. This procedure, based on the FORTIS system, the developed Theory of injury and contact signatures, has been used in the police practice in the Slovak Republic for several years and we may say that thanks to its utilisation, the evidencing process has been improved considerably, even in the cases in which it would not have been possible to achieve a clear conclusion by means of regular procedures. This can be attributed to the fact that the utilisation of FORTIS method makes it possible to evaluate the traces on a pedestrian's body in a way that it can be used for further evidencing by forensic engineers. The extent of a compli-

ance of injury and contact signatures is strictly demonstrable, which is also accepted in court proceedings in proving and assessing the course of an accident in the legal system of Slovak Republic.

Acknowledgment

The authors of the publication are not in a mutual conflict of interests, and they agree with its publication. The manuscript is not in a conflict of interests with any natural or legal entity.

The presented research was funded by the authors themselves without any other support.

Conflict of Interest

None

References

1. Moser A, Steffan H, Kasanický G. The pedestrian model in PC-crash—The introduction of a multi body system and its validation. *SAE transactions*. 1999:794-802.
2. Bobrov N, Longauer F, Szabo M, Mandelík J, Mandelíková Z. Standardization of Injury Parameters at Pedestrians Traffic Accidents in Forensic Medicine. Proceedings to the 80th Anniversary of Pasteur Hospital Foundation; 2004. p. 62-66 (in Slovak).
3. Mandelík J. Pedestrian's injuri parametrisation and its usage in description of traffic accidents. University of Žilina: PhD. Thesis; 2006. (in Slovak)
4. Bobrov N, Mandelík J, Havaj P. The possibilities of medico-legal evaluation of injuries and its usage in the interdisciplinary traffic accident solving. *VŠBM Košice*. 2017;**185**:21-9, 225. (in Slovak)
5. Bobrov N, Ginelliová A, Mandelík J, Longauer F, Mátyás T. The evaluation of soft tissue injury extent at polytrauma in pedestrian traffic accident cases. *Folia Societatis Medicinae Legalis Slovacae*. 2012;**2**(1):13-17. (in Slovak)
6. Bobrov N, Ginelliová A, Mandelík J. The injury quantification in traffic accident cases: the injury signature. Proceedings of the 4th Czech and Slovak Congress of Forensic Medicine with international participation; 2014. p. 41-45 (in Slovak)
7. Mandelík J, Bobrov N. Parametrization of Inju-

ries by the FORTIS System and its Utilisation at Solving Traffic Accidents with Pedestrians by the Police. *American Scientific Research Journal for Engineering, Technology, and Sciences (ASR-JETS)*. 2017;**36**(1):294-305.

8. Mandelík J, Bundzel M. Application of neural network in order to recognise individuality of course of vehicle and pedestrian body contacts during accidents. *International Journal of Crashworthiness*. 2018:1-14.

KAZUISTIKA 5

Zrážka cúvajúceho vozidla s chodcom s následkom smrti

Uvedený prípad bol analyzovaný v dôsledku nedostatku iných podkladov iba na základe poranení v kontextu s základnými údajmi z miesta vzniku dopravnej nehody, pričom názory súdnych lekárov vo veci poranení sa rozchádzali a preto bola potrebná záverečná konzultácia. Pre účely tejto publikácie je ale možné ukázať na uvedenom prípade význam správne vyhodnotených poranení a význam praktického využitia systému FORTIS:

Chodec: R.X. 75 r.

V zdravotnej dokumentácii R.X (Prepúšťacia správa – správa o úmrtí) je uvedené nasledovné: hospitalizovaný ako zrazený chodec pre kraniocerebrálne poranenie s nutnosťou umelej pľúcnej ventilácie. Hlava - mezocefalická, stav po vykonanej chirurgickej operácii – dekompresívnej kraniektómii v temennej a spánkovej oblasti vpravo, rana sterilne krytá, obojstranne periokulárny hematóm, zrenica vpravo širšia, hrudník bez deformít. Bolo vykonané CT vyšetrenie s nálezom rozsiahleho krvného výronu pod tvrdou plenou mozgu v čelovej, spánkovej, temennej a záhlavnej oblasti (kombináciu s krvným výronom nad tvrdou plenou mozgu nemožno vylúčiť) maximálnej hrúbky 15 mm, s opuchom pravej pologule mozgu, útlakom komorového systému mozgu a presunom stredočiarových štruktúr doľava o cca 8 – 9mm. Obdobný krvný výron sa nachádzal aj v temennej oblasti hlavy vľavo, maximálnej hrúbky 15 mm, difúzne obojstranne prítomný krvný výron medzi mäkkými plenami mozgu. V čelových lalokoch mozgu obojstranne bol prítomný vzduch v mozgových komorách (pneumocefalus). Pri CT vyšetrení hlavy sa taktiež zistila zlomenina čelovej kosti vpravo s postihnutím oboch čelových dutín, kde lomná línia pokračovala v priebehu stredového šípového šva lebky a prechádzala na záhlavnú kosť vľavo, okrem toho boli zistené aj zlomeniny riečice (etmoidálnej kosti) a tvárových kostí tvoriacich očnice. Pri CT vyšetrení hrudníka v zadných segmentoch obidvoch pľúc boli zistené rozvíjajúce sa kontúzne zmeny, viac v ľavých pľúcach, bez pleurálneho resp. perikardiálneho výpotku, brušná dutina a skelet trupu boli bez traumatických zmien. Pri CT vyšetrení mozgu boli opísané kontúžno-hemoragické ložiská takmer v celom objeme čelových a čiastočne aj spánkových lalokov mozgu, ako aj v mozočku vľavo, presun štruktúr čelových lalokov mozgu doľava o 8mm a zároveň aj presun časti štruktúr mozgu doprava o 5 mm ako následok predpadnutia pravej pologule mozgu cez chirurgický kraniotomický otvor. Boli zistené čerstvé krvné výrony pod tvrdou plenou v čelovej a temennej oblasti vpravo aj vľavo, ako aj zakrvácanie bočných komôr mozgu – bola konštatovaná progresia poúrazového nálezu. Po prijatí aj napriek intenzívnej liečbe sa stav pacienta zhoršuje a následne bola konštatovaná smrť. Zo zdravotnej dokumentácie vyplýva, že **pacient prežival po úraze 80 hodín a 10 minút**.

V pitevnom náleze zomrelého R.X. je uvedené, že išlo o mŕtve telo muža vo veku 75 rokov, dĺžky 170 cm, hmotnosti 104 kg, kostry silnej, výživy nadmernej, svalstva primerane vyvinutého. Pri vonkajšej a vnútornej obhliadke zomrelého boli zistené nasledujúce poranenia a poúrazové stavy:

- kožné odreniny: v temenno-záhlavnej oblasti hlavy uprostred, 3 na predovonkajšej ploche strednej tretiny pravého ramena a 3 na zadnej ploche ľavého lakťa,
- krvné podliatiny: na horných mihalniciach obidvoch očí a na predovonkajšej ploche strednej tretiny pravého ramena,
- tržnozmliaždená rana v temenno-záhlavnej oblasti hlavy uprostred (chirurgicky ošetrená),
- prekrvácanie mäkkých pokrývok lebečných v čelovo-temennej oblasti obojstranne a v temenno-záhlavnej oblasti hlavy obojstranne,

- zlomeniny kostí lebečnej klenby a spodiny: čelovej kosti, čuchovej kosti, obidvoch temenných kostí a záhľavnej kosti,
- pomliaždenie spodiny až zaoblina obidvoch čelových, spánkových a temenných lalokov mozgu,
- zakrvácanie pod tvrdú plenu mozgu v čelovo-temenno-spánkovo-záhľavnej oblasti mozgu vpravo – klinický údaj,
- zvyškové zakrvácanie pod tvrdou plenu mozgu v prednej až strednej jame lebečnej vľavo a v prednej, strednej až zadnej jame lebečnej vpravo (80 g krvi),
- difúzne zakrvácanie medzi mäkkými plenami mozgu,
- opuch mozgu s tlakovými kuželmi ťažkého stupňa.

Vyššie uvedené poranenia R.X. boli spôsobené tupými, prípadne tupohranatými predmetmi o širšej kontaktnej ploche, ktoré pôsobili prevažne veľkou silou a prudkosťou na temenno-záhľavnú oblasť hlavy menovaného, na pravú a ľavú bočnú plochu hrudníka, na vonkajšie a zadné plochy obidvoch horných končatín tela, a **mohlo sa tak stať pri náraze OMV zn. Opel Astra do pravej bočnej plochy tela a hlavy poškodeného a následnom páde na ľavú bočnú až zadnú plochu tela, vrátane temenno-záhľavnej oblasti hlavy.** V čase nárazu sa s najväčšou pravdepodobnosťou R.X. ako chodec nachádzal na ploche parkoviska v jazdnej dráhe cúvajúcего osobného motorového vozidla vo vzpriamenej polohe v kroku, obrátený pravou bočnou plochou tela k zadnej časti vozidla.

Vychádzajúc z uvedeného, je možné posúdiť a kvantifikovať poranenia R.X. s použitím skórovacieho systému FORTIS (*Forensic Traumatology Injury Scale*). Ide o grafické znázornenie lokalizácie na šablóne ľudského tela v 128 topograficko-anatomických oblastiach. Kvantifikácia poranení v uvedenom prípade odráža závažnosť poranení vznikajúcich pri dopravnej nehode v závislosti od mechanickej energie, ktorou boli tieto poranenia spôsobené. Systém FORTIS je modifikáciou medzinárodne prijatej štandardizácie parametrov poranení AIS/ISS (*Abbreviated Injury Scale/Injury Severity Score*) a predstavuje spôsob parametrizácie poranení a ich komplikácií pri účinkoch mechanickeho násilia.

Poranenia menovaného podľa lokalizácie, rozsahu a závažnosti sú kvantifikované nasledovne:

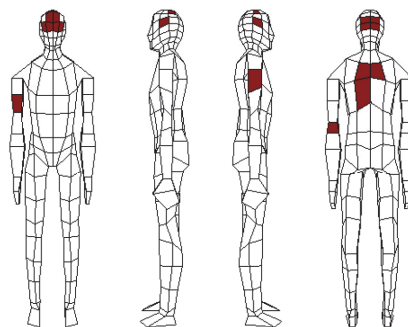
P.č.	Popis poranenia	Body FORTIS základného porušenia zdravia (BF-ZPZ)
1.	Kožná odrenina v temenno-záhľavnej oblasti hlavy uprostred	0,1
2.	Tržnozmliaždená rana v temenno-záhľavnej oblasti hlavy uprostred (chirurgicky ošetrená)	0,3
3.	Prekrvácanie mäkkých pokrývok lebečných v čelovo-temennej oblasti obojstranne	0,3
4.	Prekrvácanie mäkkých lebečných pokrývok v temenno-záhľavnej oblasti hlavy obojstranne	0,3
5.	Krvné podliatiny na horných mihalniciach obidvoch očí	0,2

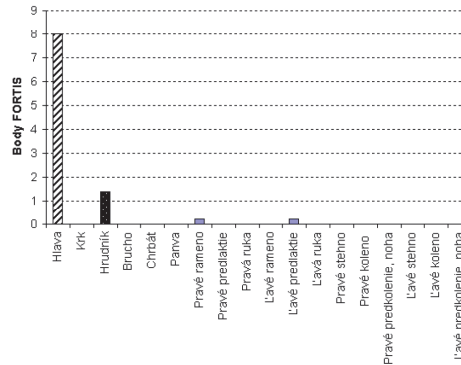
6.	Zlomenina čelovej kosti vpravo s pokračovaním lomnej línie medzi obidvoma temennými kosťami v priebehu stredového šípkového šva lebky a na záhlavnú kosť vľavo	1,8
7.	Zlomeniny riečice (etmoidálnej kosti)	1,0
8.	Zlomeniny tvárových kostí tvoriacich očnice	1,2
9.	Pomliaždenie spodiny až zaoblíny obidvoch čelových, spánkových a temenných lalokov mozgu	2,8
10.	Ložiskové pomliaždenie obidvoch pľúc v oblasti zadných segmentov, viac vľavo	1,4
11.	3 kožné odreniny na predovonkajšej ploche strednej tretiny pravého ramena	0,2
12.	Krvná podliatina na predovonkajšej ploche strednej tretiny pravého ramena	<i>po manipulácii s telom pacienta</i>
13.	3 kožné odreniny na zadnej ploche ľavého lakťa	0,2
Celkové bodové hodnotenie FORTIS podľa kategórií (BF-ZPZ)		9,8

Verzia A:

Táto verzia výpočtu zrážky cúvajúceho vozidla a chodca vychádzala z predpokladu, že hlava chodca mala s vozidlom kontakt čelovou časťou a následne mala kontakt zátylkom s vozovkou:

viď vyhodnotenie poranení systémom Fortis:





Výsledok výpočtu verzie A. bol nasledovný:

Popis priebehu nehodového deja:

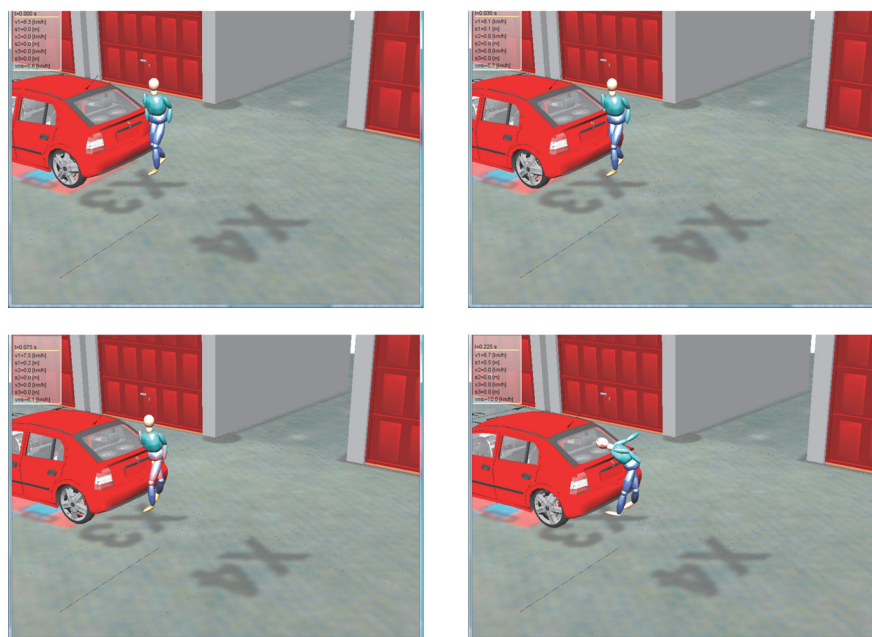
- **Osobné motorové vozidlo zn. Opel Astra** sa v čase 2,6 až 2,8 s pred zrážkou s chodcom začalo pohybovať cúvaním, pričom v tomto čase sa jeho zadná časť nachádzala vo vzdialenosti 3,1 až 3,3 m pred jeho polohou v čase zrážky s chodcom. Vodič sa s vozidlom pohyboval na dráhe 2,3 až 2,6 m (čas pohybu 2,3 až 2,6 s), pričom vozidlo akcelerovalo intenzitou asi 20 – 30% maximálnej akcelerácie a následne začal reagovať (je nanajvýš pravdepodobné, že v tomto čase začal chodec vstupovať do jazdného koridoru vozidla). V priebehu reakcie vodiča prešlo vozidlo dráhu 0,6 až 0,8 m za čas 0,2 až 0,4 s, pričom bolo naďalej zrýchľované a následne došlo k zrážke s chodcom, pričom v čase bezprostredne pred zrážkou sa vozidlo pohybovalo rýchlosťou 7,0 až 9,0 km/h. V čase zrážky s chodcom sa vozidlo pohybovalo vo vozovke cúvaním v smere jeho jazdy jeho zadnou pravou stranou (ľavý okraj vozidla v smere pohybu vozidla) vo vzdialenosti 0,85 až 1,05 m pred miestom jeho zastavenia (t.j. 1,7 až 1,9 m za VBM) vo vzdialenosti 3,8 až 4,0 m od garáží (PVB) pod uhlom 5 až 7°. Vozidlo sa v čase zrážky pohybovalo rýchlosťou 6,0 až 8,0 km/h. Vodič v čase zrážky reagoval s cieľom vozidlo zastaviť jeho intenzívnym brzdením a jeho reakcia trvala aj v čase 0,4 až 0,6 s po zrážke za ktorý čas prešlo vozidlo dráhu 0,7 až 0,8 m. Následne po skončení reakcie vodič vozidlo intenzívne brzdil a toto bolo brzdené až do jeho zastavenia v predpokladanej konečnej polohe. Následne, podľa výpovede vodiča, sa tento s vozidlom začal pohybovať smerom dopredu, kde zastal v jeho zameranej konečnej polohe.
- **Chodec R.X.** sa v čase 2,6 až 2,8 s pred zrážkou nachádzal vo vzdialenosti 0,6 až 0,8 m pred okrajom vozovky a následne vstúpil do vozovky a pohyboval sa na dráhe 3,5 až 3,7 m až do miesta zrážky. V čase zrážky sa chodec pohyboval vo vozovke v smere od medzery medzi garážami priamo z ľavej do pravej strany vzhľadom k smeru pohybu vozidla, pričom jeho vykročená ľavá noha, ktorá bola zaťažená, sa nachádzala 0,7 až 0,8 m za obrysom vozidla t.j. chodec sa nachádzal za vozidlom v jeho jazdnom koridore. V čase zrážky sa chodec pohyboval rýchlosťou 1,5 až 1,6 m/s (5,4 až 5,8

km/h – ktorú hodnotu je možné charakterizovať po stránke technickej pre vek chodca ako zodpovedajúcu pre rýchlu chôdzu). Po prvom kontakte vozidla jeho pravou časťou Z nárazníka s zakročenou pravou nohou chodca tento začal rotovať, pričom sa predklonil smerom k vozidlu a došlo ku kontaktu jeho hlavy s zadnou časťou vozidla a následne začal padať na chrbát, pričom pri dopade došlo ku kontaktu jeho hlavy a pravého ramena s vozovkou a následne sa pohyboval po vozovke do jeho konečnej polohy, pričom došlo ku kontaktu jeho ľavého predlaktia s vozovkou.

obr. A.1 Zobrazenie počiatočných polôh vozidla a chodca (2,6 až 2,8 s pred zrážkou) v 3D



obr. A.2 Pohyb vozidla a chodca v priebehu zrážky a po zrážke v 3D

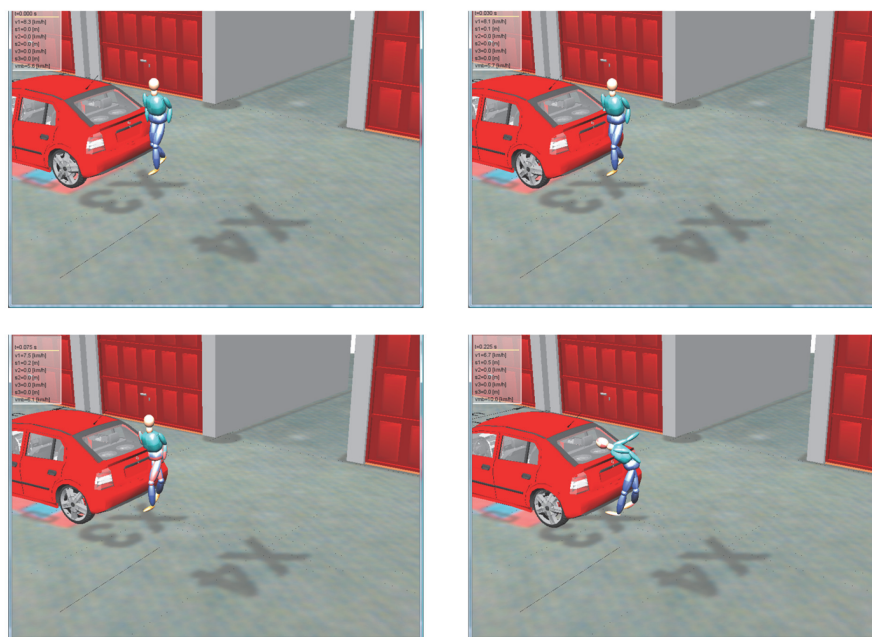


km/h – ktorú hodnotu je možné charakterizovať po stránke technickej pre vek chodca ako zodpovedajúcu pre rýchlu chôdzu). Po prvom kontakte vozidla jeho pravou časťou Z nárazníka s zakročenou pravou nohou chodca tento začal rotovať, pričom sa predklonil smerom k vozidlu a došlo ku kontaktu jeho hlavy s zadnou časťou vozidla a následne začal padať na chrbát, pričom pri dopade došlo ku kontaktu jeho hlavy a pravého ramena s vozovkou a následne sa pohyboval po vozovke do jeho konečnej polohy, pričom došlo ku kontaktu jeho ľavého predlaktia s vozovkou.

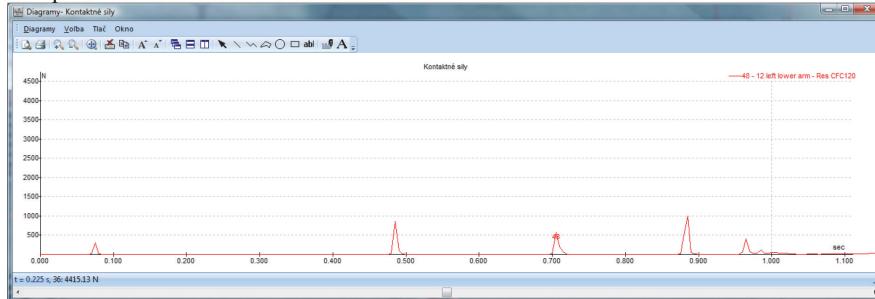
obr. A.1 Zobrazenie počiatočných polôh vozidla a chodca (2,6 až 2,8 s pred zrážkou) v 3D



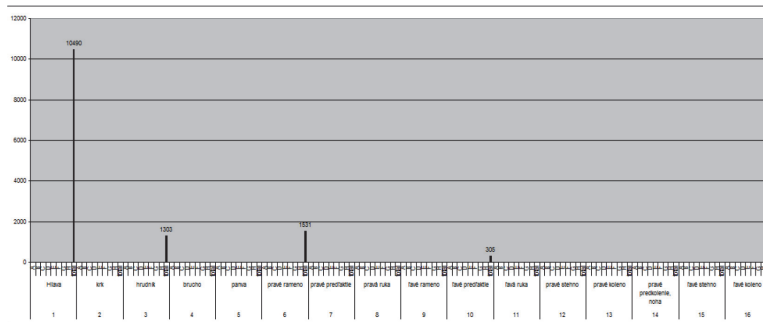
obr. A.2 Pohyb vozidla a chodca v priebehu zrážky a po zrážke v 3D



Ľavé predľaktie

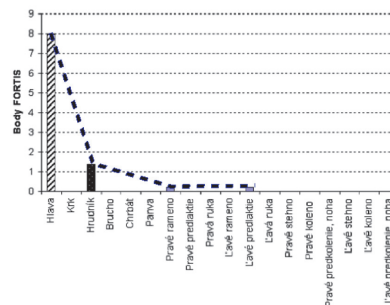


priamo pôsobiace kontaktné sily podľa výpočtu (N):
základná signatúra:

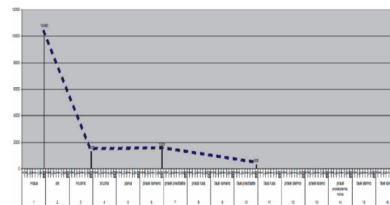


porovnanie signatúr:

súdnolekárska Fortis (BF)



podľa výpočtu v PC Crash



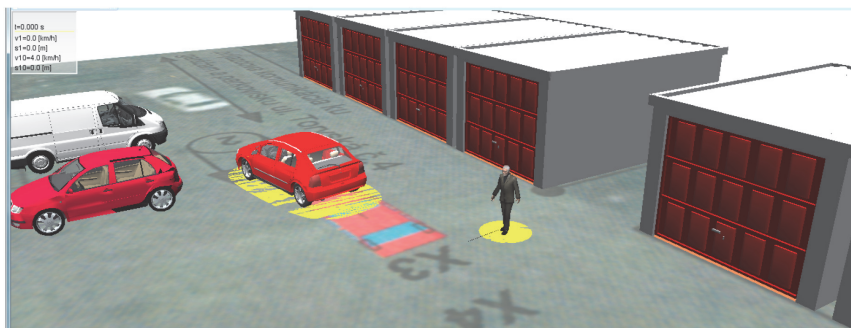
Verzia B:

Táto verzia výpočtu zrážky cúvajúceho vozidla a chodca vychádzala z predpokladu, že hlava chodca nemala s vozidlom kontakt a mala kontakt iba zátylkom s vozovkou:

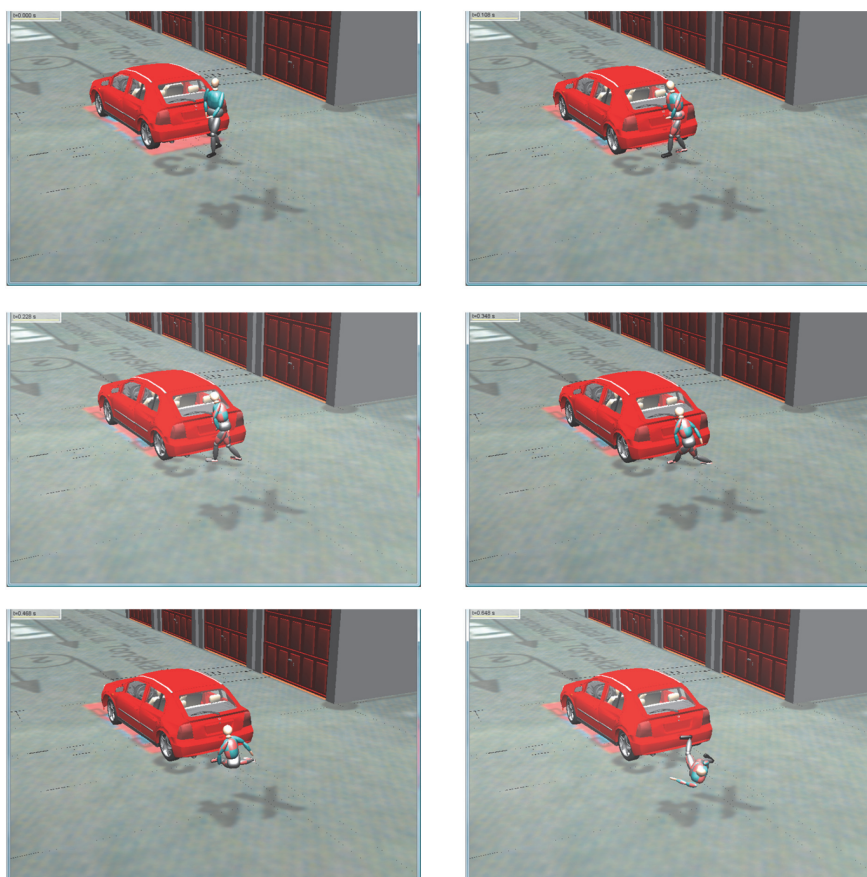
Výsledok výpočtu verzie B. bola nasledovný:

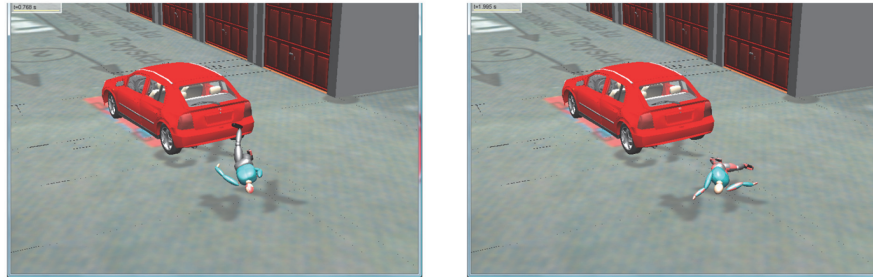
- **Osobné motorové vozidlo zn. Opel Astra**, sa v čase 1,4 až 1,6 s pred zrážkou s chodcom začalo pohybovať cúvaním, pričom v tomto čase sa jeho zadná časť nachádzala vo vzdialenosti 3,3 až 3,6 m pred jeho polohou v čase zrážky s chodcom. Vodič sa s vozidlom pohyboval na dráhe 0,6 až 0,8 m (čas pohybu 0,5 až 0,7 s) a následne začal reagovať (je nanajvýš pravdepodobné, že v tomto čase začal chodec vstupovať do jazdného koridoru vozidla), pričom v tomto čase sa vozidlo pohybovalo rýchlosťou 7,0 až 8,0 km/h. V priebehu reakcie vodiča prešlo vozidlo dráhu 2,3 až 2,7 m, pričom bolo naďalej zrýchľované a následne začal vodič vozidlo intenzívne brzdiť z rýchlosti 15,5 až 16,5 km/h, pričom po nábehu brzd vozidla na dráhe 0,15 až 0,2 m došlo k zrážke s chodcom. V čase bezprostredne pred zrážkou sa vozidlo pohybovalo rýchlosťou 13,0 až 15,0 km/h. V čase zrážky s chodcom sa vozidlo pohybovalo vo vozovke cúvaním v smere jeho jazdy jeho zadnou pravou stranou (ľavý okraj vozidla v smere pohybu vozidla) vo vzdialenosti 0,85 až 1,05 m pred miestom jeho zastavenia (t.j. 1,7 až 1,9 m za VBM) vo vzdialenosti 3,8 až 4,0 m od garáží (PVBM) pod uhlom 5 až 7°. Vozidlo sa v čase zrážky pohybovalo rýchlosťou 13,0 až 15,0 km/h. Vodič v čase zrážky vozidlo intenzívne brzdil a toto bolo brzdené až do jeho zastavenia. Následne, podľa výpovede vodiča, sa tento s vozidlom začal pohybovať smerom dopredu, kde zastal v jeho zameranej konečnej polohe.
- **Chodec R.X** sa v čase 1,4 až 1,6 s pred zrážkou pohyboval vo vozovke vo vzdialenosti 0,9 až 1,1 m pred okrajom jazdného koridoru vozidla, pričom je možné predpokladať, že sa pohyboval normálnou chôdzou t.j. 1,0 až 1,2 m/s a že jeho pohyb smeroval mierne šikmo do ľavej strany. Následne prešiel dráhu 1,5 až 1,7 m až do miesta zrážky. V čase bezprostredne pred zrážkou sa chodec pohyboval rýchlosťou 1,0 až 1,2 m/s (t.j. 3,6 až 4,3 km/h). V čase zrážky sa chodec pohyboval vo vozovke v smere od medzery medzi garážami z ľavej do pravej strany vzhľadom k smeru pohybu vozidla, pričom jeho vykročená ľavá noha, ktorá bola zaťažená, sa nachádzala 0,8 až 0,9 m za obrysom vozidla a zakročená nezaťažená pravá noha sa nachádzala 0,3 až 0,4 m za obrysom vozidla t.j. chodec sa nachádzal za vozidlom v jeho jazdnom koridore a jeho pohyb smeroval mierne do ľavej strany. V čase zrážky sa chodec pohyboval rýchlosťou 1,0 až 1,2 m/s (3,6 až 4,3 km/h – ktorú hodnotu je možné charakterizovať po stránke technickej pre vek chodca ako zodpovedajúc pre normálnu chôdzu). Po prvom kontakte vozidla jeho zadnou časťou s pravou pažou chodca došlo ku kontaktu Z nárazníka s zakročenou pravou nohou chodca a tento začal rotovať a následne začal padať na chrbát, pričom pri dopade došlo ku kontaktu jeho hlavy a pravého ramena s vozovkou a následne sa pohyboval po vozovke do jeho konečnej polohy, pričom došlo ku kontaktu jeho ľavého predlaktia s vozovkou.

obr. B.1 Zobrazenie počiatočných polôh vozidla a chodca (1,4 až 1,6 s pred zrážkou) v 3D

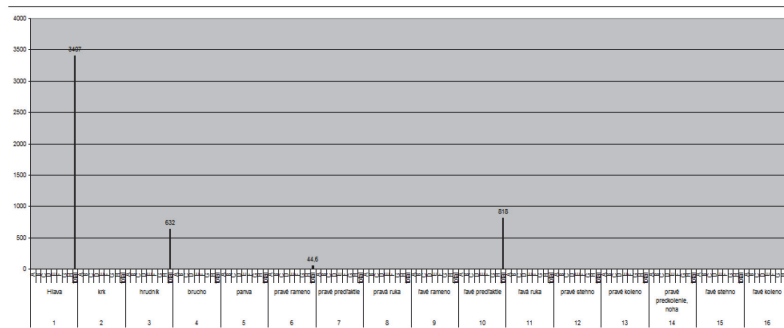


obr. B.2 Pohyb vozidla a chodca v priebehu zrážky a po zrážke v 3D



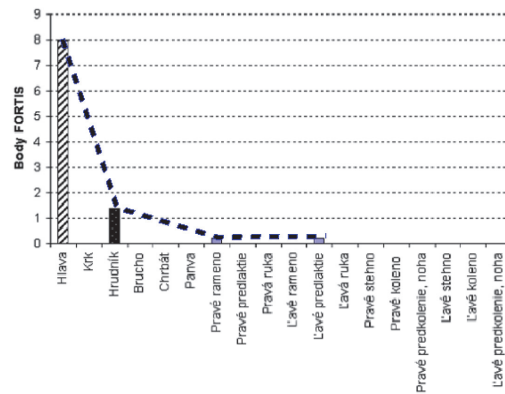


priamo pôsobiace kontaktné sily podľa výpočtu (N):
základná signatúra:

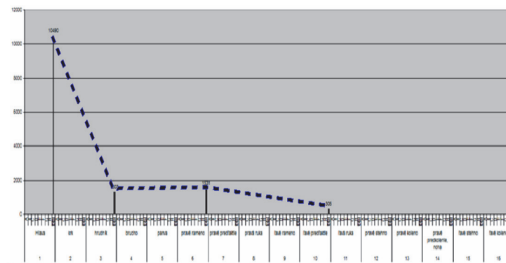


Vyhodnotenie signatúr

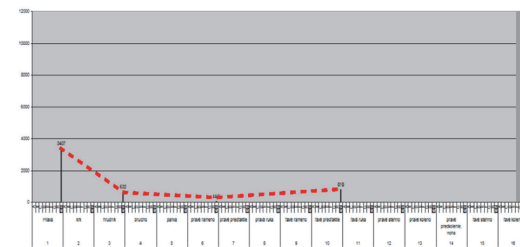
súdnolekárska:



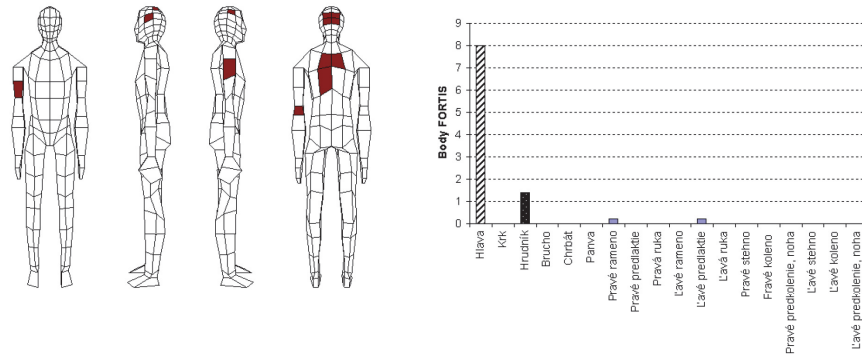
verzia A



verzia B

Verzia C:

Táto verzia výpočtu zrážky cúvajúceho vozidla a chodca vychádzala z predpokladu, že hlava chodca mala s vozidlom kontakt zátylkom a mala aj kontakt zátylkom s vozovkou:



Lokalizácia, kvantifikácia a individuálna signatúra poranení R.X. skórovacím systémom FORTIS. Hodnotenie poranení zodpovedá 9,8 bodov FORTIS základného porušenia zdravia (BF-ZPZ).

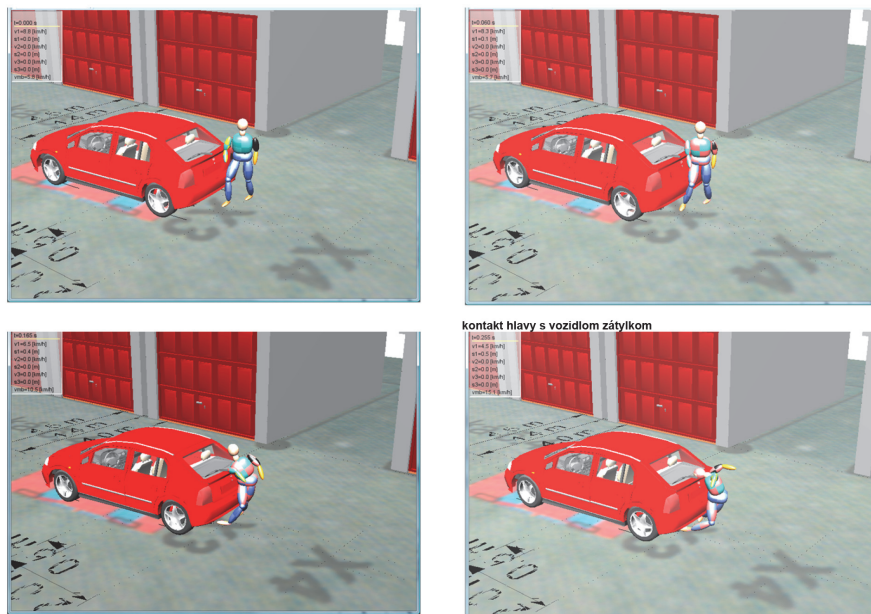
Výsledok výpočtu verzie C. bol nasledovný:

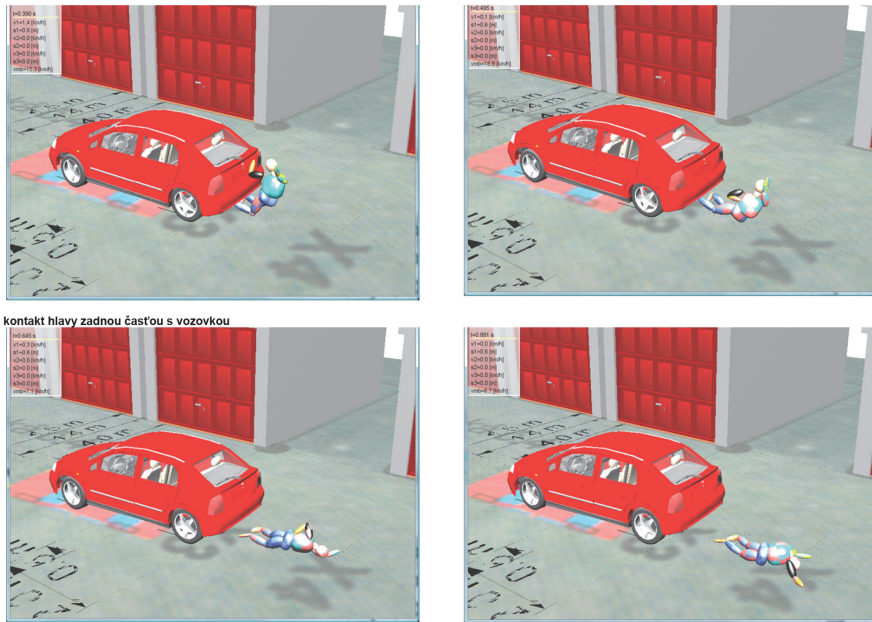
- **Osobné motorové vozidlo zn. Opel Astra** sa v čase 3,0 až 3,2 s pred zrážkou s chodcom začalo pohybovať cúvaním, pričom v tomto čase sa jeho zadná časť nachádzala vo vzdialenosti 3,6 až 3,8 m pred jeho polohou v čase zrážky s chodcom. Vodič sa s vozidlom pohyboval na dráhe 2,1 až 2,3 m (čas pohybu 2,2 až 2,5 s), pričom vozidlo akceleroval intenzitou asi 30 – 40% maximálnej akcelerácie a následne začal reagovať (je nanajvýš pravdepodobné, že v tomto čase začal chodec vstupovať do jazdného koridoru vozidla). V priebehu reakcie vodiča prešlo vozidlo dráhu 1,4 až 1,6 m za čas 0,6 až 0,8 s, pričom bolo naďalej zrýchľované a následne došlo k zrážke s chodcom, pričom v čase bezprostredne pred zrážkou sa vozidlo pohybovalo rýchlosťou 8,0 až 10,0 km/h. Vozidlo sa v čase zrážky s chodcom pohybovalo vo vozovke cúvaním v smere jeho jazdy jeho zadnou pravou stranou (ľavý okraj vozidla v smere pohybu vozidla) vo vzdialenosti 0,5 až 0,7 m pred miestom jeho zastavenia (t.j. 1,7 až 1,9 m za VBM) vo vzdialenosti 3,8 až 4,0 m od garáží (PVB) pod uhlom 5 až 7°. Vozidlo sa v čase zrážky pohybovalo rýchlosťou 8,0 až 10,0 km/h. Vodič v čase zrážky reagoval s cieľom vozidlo zastaviť jeho intenzívnym brzdením a jeho reakcia trvala aj v čase 0,05 až 0,15 s po zrážke za ktorý čas prešlo vozidlo dráhu 0,2 až 0,3 m. Následne po skončení reakcie vodič vozidlo intenzívne brzdil a toto bolo brzdené až do jeho zastavenia v predpokladanej konečnej polohe. Následne, podľa výpovede vodiča, sa tento s vozidlom začal pohybovať smerom dopredu, kde zastal v jeho zameranej konečnej polohe.
- **Chodec R.X.** sa v čase 3,0 až 3,2 s pred zrážkou nachádzal vo vzdialenosti 1,1 až 1,3 m pred okrajom vozovky t.j. 4,8 až 5,2 m pred miestom zrážky a následne vstúpil do vozovky a pohyboval sa rýchlosťou 1,5 až 1,7 m/s (t.j. 5,4 až 6,0 km/h) na dráhe 3,8 až 4,0 m až do miesta zrážky. V čase zrážky sa chodec pohyboval vo vozovke v smere od medzery medzi garážami mierne šikmo do ľavej strany z ľavej do pravej strany vzhľadom k smeru pohybu vozidla, pričom jeho vykročená pravá noha, ktorá nebola zaťažená, sa nachádzala 0,7 až 0,8 m za obrysom vozidla a zakročená zaťažená ľavá noha sa nachádzala 0,1 až 0,2 m za obrysom vozidla t.j. chodec sa nachádzal za vozidlom v jeho jazdnom koridore. V čase zrážky sa chodec pohyboval rýchlosťou 1,5 až 1,7 m/s (t.j. 5,4 až 6,0 km/h – ktorú hodnotu je možné charakterizovať po stránke technickej pre vek chodca ako zodpovedajúcu pre rýchlu chôdzu). Po prvom kontakte vozidla jeho pravou časťou Z nárazníka s vykročenou ľavou nohou chodca tento začal rotovať smerom do ľavej strany, pričom sa predklonil smerom k vozidlu a došlo ku kontaktu jeho hlavy s zadnou časťou vozidla a následne začal padat', pričom naďalej rotoval a pri dopade došlo ku kontaktu jeho hlavy s vozovkou a následne sa pohyboval po vozovke do jeho konečnej polohy, pričom došlo ku kontaktu jeho ľavého predlaktia s vozovkou.

obr. C.1 Zobrazenie počiatočných polôh vozidla a chodca (3,0 až 3,2 s pred zrážkou) v 3D



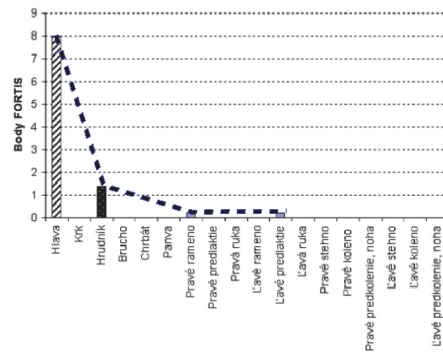
obr. C.2 Pohyb vozidla a chodca v priebehu zrážky a po zrážke v 3D



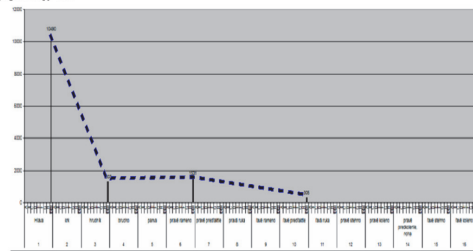


Vyhodnotenie signatúr

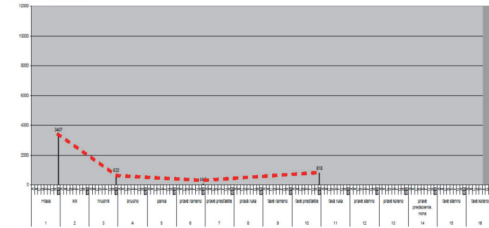
súdnolekárska:



verzia A

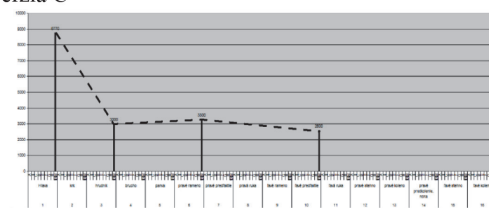


verzia B



uvedenú verziu B. je možné vylúčiť ako technicky neprijateľnú

verzia C



uvedenú verziu C. je možné pokladať pri zohľadnení plochy kontaktov za technicky najpriateľnejšiu

Vyhodnotenie výsledkov výpočtov A,B,C z hľadiska časopriestorového pohybu vozidla a chodca

A.

parameter	vozidlo	chodec
dráha	3,1 – 3,3 m	4,3 -4,5 m
čas	2,6 – 2,8 s	2,6 – 2,8 s
nárazová rýchlosť	7,0 – 9,0 km/h	1,5-1,6 m/s
čas začiatku reakcie vodiča	po čase 2,3 až 2,6 s	

B.

parameter	vozidlo	chodec
dráha	3,1 – 3,3 m	2,4-2,8 m
čas	1,4 – 1,6 s	1,4-1,6 s
nárazová rýchlosť	13,0 – 15,0 km/h	1,0-1,2 m/s
čas začiatku reakcie vodiča	po čase 0,5 až 0,7 s	

C.

parameter	vozidlo	chodec
dráha	3,6 – 3,8 m	4,8-5,2 m
čas	3,0 – 3,2 s	3,0-3,2 s
nárazová rýchlosť	8,0 – 10,0 km/h	1,5-1,7 m/s
čas začiatku reakcie vodiča	po čase 2,2 až 2,5 s	