



3D MODELOVANIE PRE POTREBY SIMULAČNEJ REKONŠTRUKCIE PÁDU ĽUDSKÉHO SUBJEKTU Z VÝŠKY

3D MODELLING FOR THE SIMULATION RECONSTRUCTION OF A FALL FROM THE HEIGHT OF A HUMAN SUBJECT

EDUARD KOLLA, VERONIKA ADAMOVÁ

ABSTRACT: *The article presents the methodology for 3D modelling for biomechanical evaluation of falls from the height of a human subject. It focuses on 3D modelling as a base for numerical simulation using multibody modules in the PC-Crash simulation software. Basic steps for the creation of a 3D multibody model of the relevant building structure from a 3D point cloud are presented, as well as the procedure for the creation of a biofidelic female human body model. The multibody model of building structure and a multibody model of the human body can be in the following steps used for comprehensive parametric evaluation of possible fall scenarios using the iterative approach for convergence of trace correspondences.*

KEYWORDS: *Fall from height. Biomechanics. Simulation. PC-Crash. Multibody. Point cloud.*

ÚVOD

Problematika pádov z výšky ľudských subjektov je dôležitou súčasťou forenzného skúmania v rámci trestno-právneho procesu. Z hľadiska fyzikálnej podstaty sa jedná o zložený pohyb pozostávajúci z pohybu vodorovným smerom a voľného pádu (Strauss, 2020). Podobne ako v iných odvetviach problematiky technickej rekonštrukcie forenzne relevantných dejov, analytik vychádza zo zadokumentovaných stôp (mechanoskopické stopy, zranenia osoby, výpovede, apod.) a metodickými postupmi sa snaží identifikovať takú skupinu technicky prijateľných variantov pádu, ktorá bude v súlade so zadokumentovanými stopami a technickou logikou pádu.

V minulosti bolo odprezentované množstvo postupov forenznej rekonštrukcie tejto problematiky. Ivancic (2013) vyvinul hybridný model bedrovej chrčtice pre štúdium mechanizmu zranení v tejto oblasti pri páde. Model pozostáva z 3 stavcov (L3-L4-L5) z kadaverózneho ľudského subjektu stabilizovaných prostredníctvom syntetického replikátora svalovej kontrakcie v skúšobnej figuríne BioRID II. Model bol experimentálne validovaný. Park a kol. (2015) skúmali súvislosť medzi výskytom (resp. absenciou výskytu) fraktúr lebečných kostí a charakterom pádu prostredníctvom simulačného programu MADYMO. Zistili, že výška pádu pri doprednom páde má vplyv na to, ktorá časť tela rázovo kontaktuje povrch, a tým aj ktorá časť tela je primárne zranená. Pri páde z menšej výšky dochádza často k výskytu fraktúry lebečných kostí, avšak pri páde z väčšej výšky a väčšej pádovej rotácii tela bod primárneho nárazu je často chrbát, panva a nohy a nie hlava. Milanowicz a Kedzior (2017) sa zaoberali vývojom aktívneho numerického modelu ľudského tela pre rekonštrukciu pádov z výšky. Ich model je založený na modeli tela chodca pre simulačný program MADYMO pričom nový model zohľadňuje reakciu ľudského subjektu na stratu rovnováhy. Model využíva výsledky experimentálnych meraní počiatočnej fázy pádu z výšky. Han (2020) prezentoval spôsob odhadu počiatočnej polohy ľudského subjektu tesne pred pádom na základe Fuzzy metódy. Jeho nástroj bol vytvorený na základe kvantitatívnej databázy vytvorenej iteratívnym simulovaním rôznych variantov pádu. Počiatočné podmienky každého variantu pádu boli štandardizované v súlade s experimentálnymi meraniami a výsledkami simulácií.

Predkladaný príspevok sa zaoberá metodikou 3D modelovania pre potreby simulačnej rekonštrukcie pádu ľudského subjektu z výšky vo virtuálnom prostredí prostredníctvom simulačného programu pre analýzu dopravných nehôd PC-Crash.

1. VÝCHODZIE PODKLADY

Bol zadokumentovaný forenzne relevantný prípad pádu ľudského subjektu ženského pohlavia (28 r.; 1,7 m; 60 kg) z balkóna hotela na 4. poschodí. Telo poškodenej bolo zadokumentované v jeho konečnej polohe pod balkónom hotela na schodisku do pivničných priestorov. Balkón hotela bol pridružený izbe, okrem poškodenej sa v danej oblasti nachádzala pred pádom aj matka poškodenej. Poškodená utrpela zranenia nezlučiteľné so životom, pričom jej pri alkoholickom vyšetrení bola zistená prítomnosť etanolu v krvi v koncentrácii 2,73 g/kg a vo vzorke moču v koncentrácii 4,33 g/kg. Zranenia, ktoré boli na jej tele zadokumentované:

- tržno-zmliaždená rana v zadnej časti temennej oblasti hlavy, podliatina s odreninou a chýbaním časti vlasov na záhlaví vpravo, podliatiny, odreniny a trhliny v tvárovej oblasti hlavy,
- podliatina s odreninou na bruchu, odrenina na pravej vonkajšej ploche brucha a v spodnej časti ľavej bočnej plochy brucha,
- odrenina v hornej časti chrbta vpravo, dve malé tvarované odreniny v driekovej oblasti chrbta,
- rozsiahla odrenina na rozhraní chrbta a ľavej sedacej oblasti,
- hmatateľná zlomenina kosti pravého predlaktia, podliatina s odreninou na chrbtovej ploche dolnej tretiny pravého ramena, podliatiny s odreninami na ľavom predlaktí, drobná podliatina na chrbte ľavej ruky a drobné odreniny na prstoch ľavej ruky,
- pruhovité priečne podliatiny na stehnách a pravom predkolení, podliatina v ľavej sedacej oblasti a ďalšie.

Vnútorou prehliadkou bolo zistené:

- porušenie mäkkých lebečných pokrývok v mieste tržno-zmliaždenej rany v temennej časti hlavy, krvný výron v ľavej temenno-spánkovej oblasti a na záhlaví vpravo, zakrvácanie ľavého spánkoveho svalu, zlomenina lebečnej klenby a spodiny so zakrvácaním pod tvrdú a mäkké blany mozgu a pomliaždením spodiny spánkových a čelových lalokov,
- sériová zlomenina rebier vpravo ojedinele s porušením pohrudnice, zlomenina hrudnej kosti, ložiskové pomliaždenie dolných lalokov pľúc,
- zakrvácanie do podkožného tukového tkaniva a svalstva brušnej steny a do brušnej dutiny a malej panvy, ložiskové pomliaždenie závesu tenkého a hrubého čreva, trhliny závesu tenkého čreva, zakrvácanie do zapobrušnicového priestoru - do tukového obalu obličiek a obličkových panvičiek,
- zlomenina druhého stavca driekovej chrbtice, zlomeniny bočných výbežkov stavcov driekovej chrbtice, zakrvácanie do veľkých driekových svalov,
- zlomenina pravej laktovej kosti, pomliaždenie a zakrvácanie podkožného tukového tkaniva a svalstva ľavej sedacej oblasti, podkožná trzná rana (kapsu) s kolekciou tekutej tmavočervenej krvi a krvnej zrazeniny v driekovej oblasti chrbta so zakrvácaním a ložiskovým pomliaždením svalstva chrbta.

Okrem konečnej polohy tela poškodenej a jej zranení bolo zadokumentované aj poškodenie zábradlia na terase hotela na 1. poschodí.

2. METODIKA A VÝSLEDKY

2.1 Priestorový model miesta činu

Vzhľadom na nedostatok údajov v spisovom materiáli o vzdialenosti jednotlivých podstatných prvkov externej časti hotela bolo vykonané zameranie vonkajšej časti hotela v oblasti technicky prijateľného pádu poškodenej metódou 3D laserového skenovania prístrojom Faro Focus^S 350. Tento prístroj umožňuje veľmi presné zameranie priestorových súradníc s presnosťou ± 1 mm. Laserové skenovanie predmetnej externej časti hotela bolo vykonané z niekoľkých stanovísk (oblasť prízemnia v oblasti schodiska do suterénu, z poschodia terasy na zábradlie z ktorého dopadla poškodená a z balkóna izby č. 410, ktorý sa nachádza napravo od balkóna izby č. 409 na rovnakom poschodí). V tejto súvislosti je potrebné spomenúť:

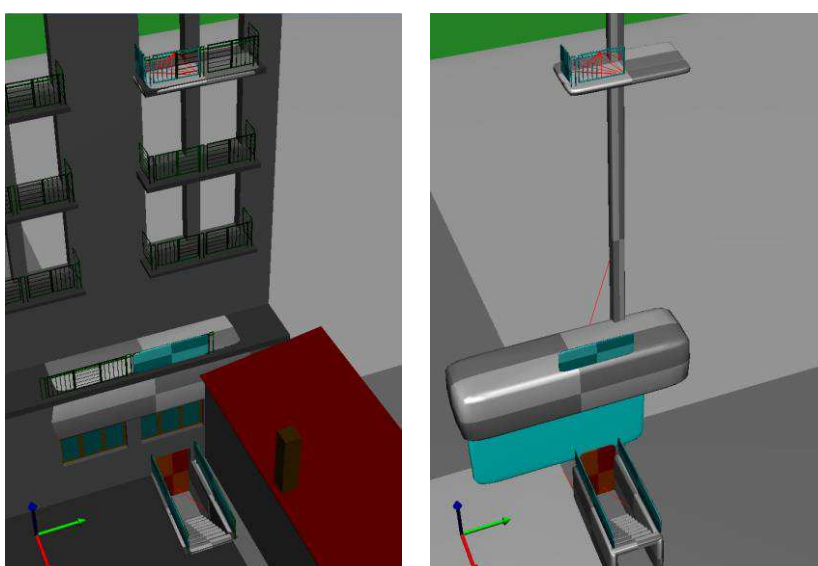
- v čase vykonávania laserového skenovania bola stále identifikovateľná deformácia zábradlia terasy na 1. poschodí (aj keď už bola opravená),

- zábradlia balkónov a terasy hotela boli v predmetnej časti hotela Jalta už v čase doobhliadky spracovateľom tohto ZP zvýšené. Toto dodatočné zväčšenie výšky zábradlia však bolo dobre odlišiteľné od pôvodného zábradlia a neprekážalo pri vytvorení CAD modelu zodpovedajúcemu stavu počas nehodového deja.

Výsledkom laserového skenovania bolo tzv. mračno bodov (priestorových súradníc bodov jednotlivých skenovaných objektov), z ktorého bolo následne zostrojený 3D CAD model (vo formáte VRML v. 2.0) predmetných podstatných častí externej časti hotela v oblasti pádu poškodenej. Tento model následne slúžil ako grafická predloha pri konštrukcii matematicko-fyzikálneho modelu (vo viactelesovom module programu PC-Crash 11.1) tých častí hotela, s ktorými prišlo telo poškodenej tesne pred pádom a počas tohto pádu do kontaktu, alebo bol predpoklad, že by ku určitému kontaktu mohlo prísť. Tieto podstatné časti hotela boli v programe PC-Crash 11.1 modelované elipsoidami rôznych stupňov s príslušnými kontaktnými vlastnosťami. Na nasledujúcich obrázkoch (obrázok 1 a 2) je znázornený pohľad na vytvorené mračno bodov a priestorový pohľad na CAD model predmetnej časti hotela.

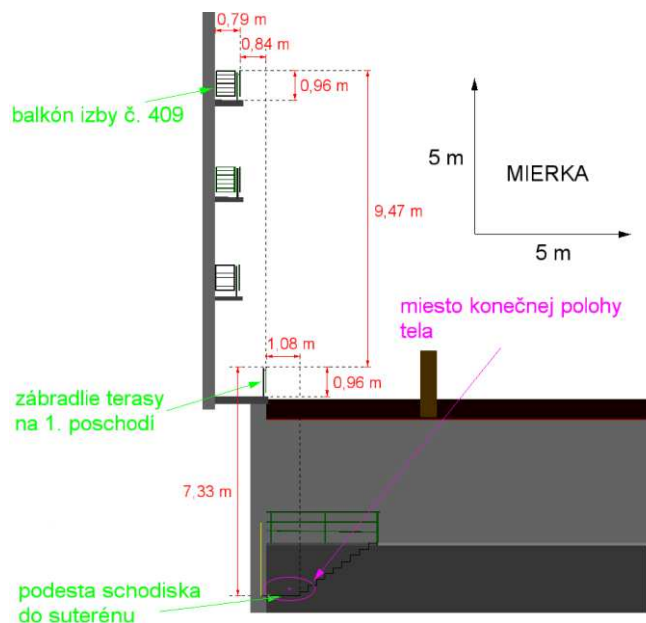


Obrázok 1 Pohľad na mračno bodov exportované z prístroja Faro FocusS 350 (vľavo) a na vytvorený 3D CAD model (vpravo) predmetnej časti hotela

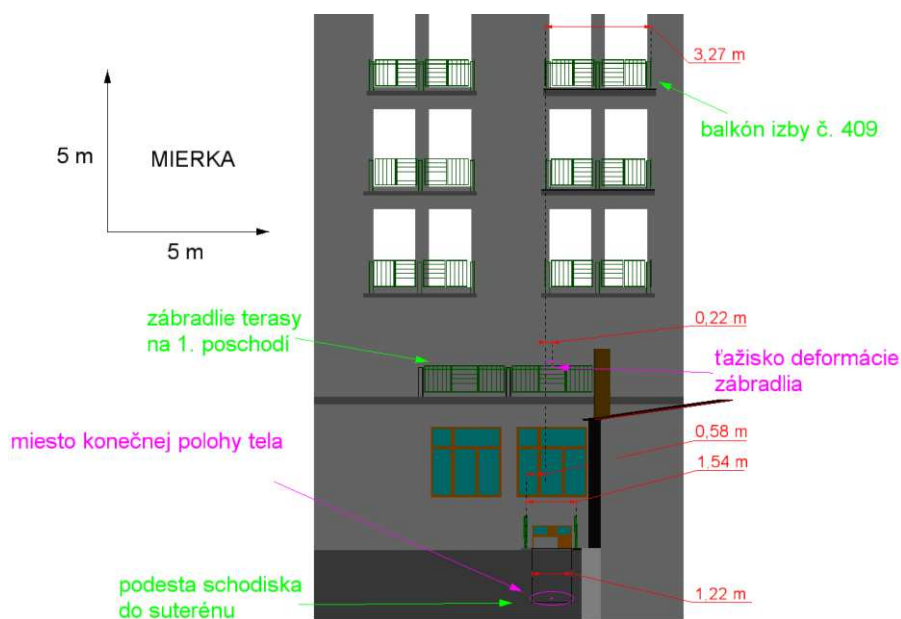


Obrázok 2 Pohľad na prekrytie 3D CAD modelu a matematicko-fyzikálneho modelu podstatných častí hotela Jalta (vľavo) a na samotný matematicko-fyzikálny model podstatných častí hotela Jalta (vpravo)

Na nasledujúcich obrázkoch (obrázok 3 a 4) je znázornený bočný a predný pohľad na CAD model predmetnej časti hotela spolu so zakótovanými podstatnými dĺžkovými mierami. Z obrázkov vyplýva, že vertikálna vzdialenosť medzi hornou hranou čelného zábradlia balkóna izby č. 409 a hornou hranou zábradlia terasy na 1. poschodí (na ktorom bola zadokumentovaná výrazná deformácia) je 9,47 m. Vertikálna vzdialenosť medzi hornou hranou zábradlia terasy na 1. poschodí a úrovňou podesty na konci schodiska do suterénu je 7,33 m a t.j. celková vertikálna vzdialenosť medzi hornou hranou čelného zábradlia balkóna izby č. 409 a úrovňou podesty na konci schodiska do suterénu je 16,8 m. Ďalej je zrejmé, že horizontálna vzdialenosť medzi čelným zábradlím balkóna izby č. 409 a zábradlím terasy na 1. poschodí je 0,84 m a horizontálna vzdialenosť medzi zábradlím terasy na 1. poschodí a rozhraním schodiska do suterénu a podestou je 1,08 m. Bočné odsadenie ťažiska deformácie zábradlia terasy na 1. poschodí a pravým bočným zábradlím balkóna izby č. 409 je 0,22 m.

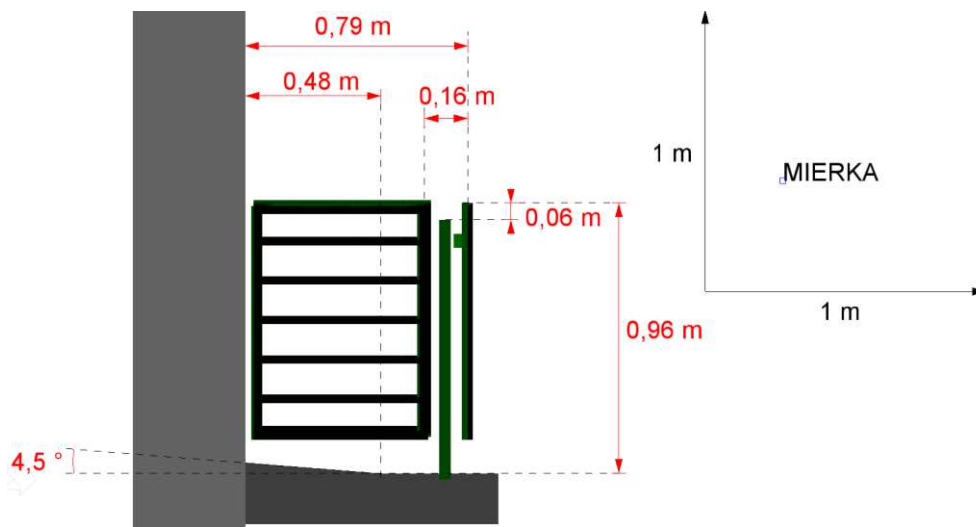


Obrázok 3 Bočný pohľad na 3D CAD model predmetnej časti hotela

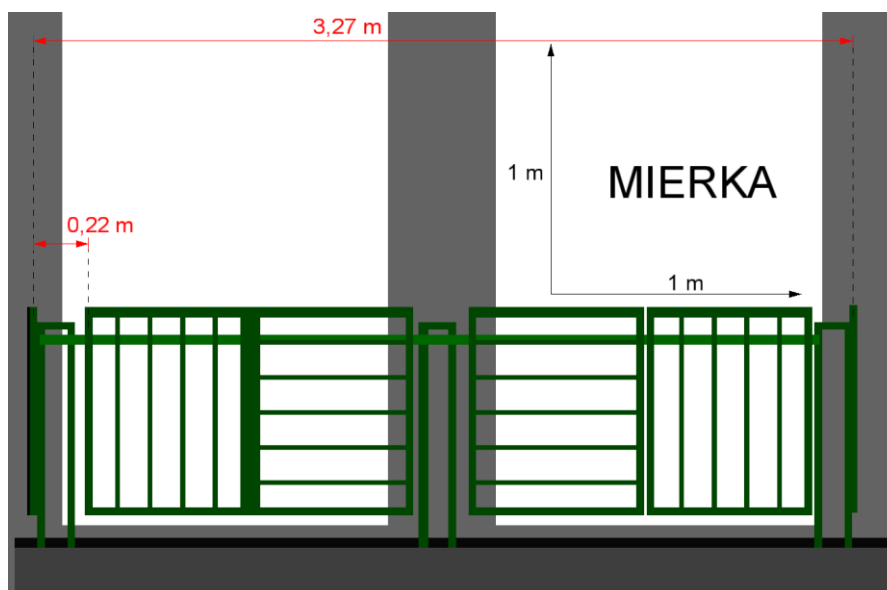


Obrázok 4 Predný pohľad na 3D CAD model predmetnej časti hotela

Na nasledujúcich obrázkoch (obrázok 5 a 6) je znázornený bočný a predný pohľad na CAD model balkóna izby č. 409 hotela spolu so zakótovanými podstatnými dĺžkovými mierami.



Obrázok 5 Bočný pohľad na 3D CAD model balkóna izby č. 409 hotela



Obrázok 6 Predný pohľad na 3D CAD model balkóna izby č. 409 hotela

2.2 Matematicko-fyzikálny model tela poškodenej

Rekonštrukcia a analýza pádu poškodenej bola vykonaná prostredníctvom simulačného výpočtu v programe PC-Crash 11.1. Z dostupných modulov programu PC-Crash bol použitý modul viactelesového systému. Technický manuál princípov viactelesového systému v programe PC-Crash 11.1 je uvedený v (PC-Crash 11.1, 2007). Štandardný model ľudského tela, ktorý je súčasťou tohto modulu nebol z dôvodu malej biomechanickej vernosti použitý a namiesto toho bol vytvorený nový biomechanicky verný model tela poškodenej. Tvorba tohto modelu bola založená na princípoch popísaných v (Kolla, Kohút, 2015) a (Kolla, 2016). Oproti modelu, ktorý bol publikovaný v týchto zdrojoch model tela poškodenej má zvýšenú biomechanickú vernosť v nasledovných oblastiach.

Rozmery, hmotnostné vlastnosti a zotrvačné vlastnosti segmentov modelu tela poškodenej boli vypočítané z výšky, hmotnosti a pohlavia danej osoby. Boli oddelené hmotnostné a zotrvačné vlastnosti

daného segmentu od jeho kontaktných vlastností tým, že hmotnostné a zotrvačné vlastnosti segmentu boli sústredené v ťažisku segmentu s minimálnymi kontaktnými vlastnosťami, ku ktorému bol pevným kĺbom pripojený kontaktný elipsoid s minimálnymi zotrvačnými a hmotnostnými vlastnosťami. Vďaka tomuto princípu mohlo byť ťažisko daného segmentu umiestnené nezávisle od polohy kontaktného elipsoidu do polohy zodpovedajúcej skutočnej polohe ťažiska daného segmentu (v smere osi z segmentu) – napr. ťažisko hmoty stehna je spravidla u danej demografie bližšie k bedrovému kĺbu ako ku kolennému kĺbu. Pre tieto účely bol v tabuľkovom editore MS Excel 2010 vytvorený algoritmus, v ktorom na základe vstupných hodnôt pohlavia, výšky a hmotnosti je možné vypočítať parametre jednotlivých telesných segmentov. V tomto algoritme bola použitá segmentácia tela podľa (Plagenhoef, Evans, Abdelnour, 1983).

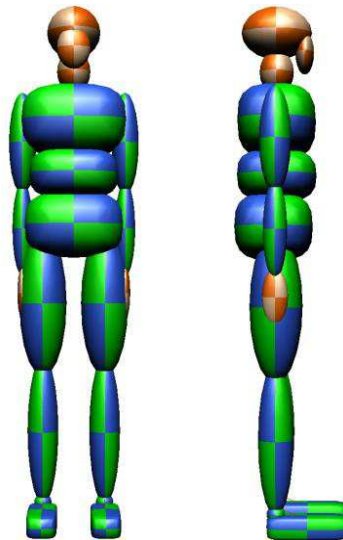
V tomto algoritme boli veličiny dĺžka segmentu (medzi 2 anatomickými kĺbmi), poloha ťažiska v smere osi z od proximálneho anatomického kĺbu a hmotnosť segmentu pre hrudník, brucho, panvu, stehno, holeň, rameno a predlaktie vypočítané podľa údajov publikovaných v (Plagenhoef, Evans, Abdelnour, 1983). Pre hlavu a krk boli veličiny dĺžka segmentu a hmotnosť segmentu vypočítané na základe kombinácie údajov z (Plagenhoef, Evans, Abdelnour, 1983) a (Young a kol., 1983), veličina poloha ťažiska v smere osi z od proximálneho anatomického kĺbu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Plagenhoef, Evans, Abdelnour, 1983). Pre segment ruka bola dĺžka segmentu vypočítaná na základe údajov publikovaných v (De Leva, 1996) poloha ťažiska v smere osi z od proximálneho anatomického kĺbu a hmotnosť segmentu boli vypočítané podľa údajov publikovaných v (Plagenhoef, Evans, Abdelnour, 1983). Pre segment chodidlo bola dĺžka segmentu vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Contini, 1972) poloha ťažiska v smere osi z od proximálneho anatomického kĺbu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Young a kol., 1983), vzdialenosť ťažiska segmentu od päty v smere osi x bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Dumas, Chéze, Verriest, 2007) a hmotnosť segmentu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Plagenhoef, Evans, Abdelnour, 1983).

Vzdialenosť medzi stredmi ramenných kĺbov a vzdialenosť medzi stredmi bedrových kĺbov v smere osi y bola vypočítaná podľa údajov publikovaných v (Plagenhoef, Evans, Abdelnour, 1983). Hlavné momenty zotrvačnosti segmentov hrudník, brucho, panva, holeň, chodidlo, rameno, predlaktie a ruka boli vypočítané na základe údajov publikovaných v (De Leva, 1996). Hlavné momenty zotrvačnosti segmentu stehno boli vypočítané podľa údajov publikovaných v (Dumas, Chéze, Verriest, 2007) a (Dumas, Robert, Cheue, Verriest, 2015). Hlavné momenty zotrvačnosti segmentu hlava boli vypočítané podľa údajov publikovaných v (Young, et al., 1983). Hlavné momenty zotrvačnosti segmentu krk boli vypočítané podľa údajov publikovaných v (Chandler a kol., 1975).

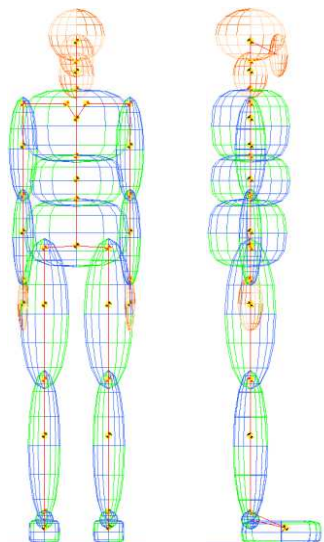
Celkové vonkajšie rozmery daného segmentu boli aproximované rotačným elipsoidom určitého stupňa, rozmery ktorého vychádzali z objemu segmentu. Objem segmentu bol vypočítaný na základe hmotnosti segmentu a hustoty segmentu. Hustota daného segmentu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Chandler a kol., 1975) a (Dempster, 1955). Pri výpočte hustoty segmentov horných a dolných končatín bol zohľadnený nelineárny pokles hustoty segmentu pri náraste hmotnosti segmentu (pri danej výške) cez tzv. ponderálny index (bližšie v (Contini, 1975)). Pri modelovaní jednotlivých segmentov bola ďalej zohľadnená asymetrickosť daných segmentov, napr. stehno stojaceho človeka v reze horizontálnou rovinou pripomína elipsu s dlhšou predozadnou osou.

Anatomické kĺby boli modelované podľa metodiky ako u pôvodného modelu publikovaného v Kolla, Kohút, 2015) a (Kolla, 2016) pričom jednotlivé hodnoty rozsahu pohybu a pasívneho odporu (tuhosti) v kĺboch boli upravené pre danú demografiu podľa údajov publikovaných v (Barter, 1957), (Kapandji, 2002a), (Kapandji, 2002b) a (Kapandji, 2004).

Na nasledujúcich obrázkoch (obrázok 7 a 8) sú znázornené pohľady na vytvorený model spredu a z boku, celková výška modelu vo vzpriamenej stojacej polohe je 1,72 m (1,7 m dĺžka tela, 0,02 m technicky prijateľná výška podrážky obuvi) a hmotnosť modelu je 60 kg. Na obrázkoch sú ďalej viditeľné polohy ťažísk segmentov a polohy anatomických kĺbov. V tabuľke 1 sú uvedené hmotnostné, zotrvačné a kontaktné vlastnosti modelu tela poškodenej. V tabuľke 2 sú uvedené parametre jednotlivých kĺbov tela poškodenej.



Obrázok 7 Priestorový pohľad na model ľudského tela s parametrami poškodenej



Obrázok 8 Pohľad na vnútornú štruktúru modelu ľudského tela s parametrami

Tabuľka 1 Hmotnostné, zotrvačné a kontaktné vlastnosti modelu tela poškodenej

Telesný segment	m (kg)	I_{xx} (kg.m ²)	I_{yy} (kg.m ²)	I_{zz} (kg.m ²)	Kontaktná tuhosť (N/m)
Hlava	3,89	0,0165	0,0159	0,0186	3 000 000
Tvár	-	-	-	-	100 000
Krk	0,91	0,0012	0,0015	0,0015	29 430
Hrudník	10,2	0,1032	0,0469	0,0959	85 000
Brucho	7,34	0,0261	0,0175	0,0240	62 500
Panva	9,58	0,0449	0,0387	0,0472	250 000
Rameno	1,74	0,0116	0,0102	0,0033	300 000
Predlaktie	0,94	0,0047	0,0046	0,0006	300 000
Ruka	0,3	0,0004	0,0005	0,0002	130 000
Stehno	7,05	0,1214	0,1294	0,0456	220 000
Holeň	3,21	0,0426	0,0413	0,0050	250 000
Chodidlo	0,8	0,0010	0,0041	0,0047	300 000

Tabuľka 2 Parametre kĺbov modelu tela poškodenej

Kĺbne spojenie	Anatomická poloha	Kinematický kĺb	Pohyb	RP (°)	Tuhosť (Nm/°)
Hlava/krk	Spojenie záhlavie-C1	Trans Z1	Trans Z	x*	x*
		Záves X1	BF	± 10	1,67
		Záves Y1	FE	10F, 15E	0,25
		Záves Z1	AR	± 10	0,50
Krk/hrudník	Spojenie C7-T1	Trans Z1	Trans Z	x*	x*
		Záves X1	BF	± 35	0,60
		Záves Y1	FE	30F, 60E	0,40
		Záves Z1	AR	± 40	0,50
Hrudník/brucho	Približne úroveň stredu mečovitého výbežku hrudnej kosti	Trans Z1	Trans Z	x*	x*
		Záves X1	BF	± 25	2,20
		Záves Y1	FE	45F, 25E	2,20
		Záves Z1	AR	± 35	2,00
Brucho/panva	Približne úroveň pupku	Trans Z1	Trans Z	x*	x*
		Záves X1	BF	± 25	2,00
		Záves Y1	FE	60F, 35E	1,3
		Záves Z1	AR	± 5	1,50
Ramenný pletenec	Ramenný kĺb (Glenohumerálny kĺb)	Záves X1	AbAd	140Ab,	0,15
		Záves Y1	FE	190F, 60E	0,125
		Záves Z1	SuPro	80Su,	0,30
	Spojenie kľúčna kosť-hrudná kosť	Záves X1	ERH/D	36ERH,8D	1,00
		Záves Z1	AbAd	20Ab,	1,00
Lakt'ový kĺb	Lakt'ový kĺb	Záves Y1	FE	150F, 0E	0,10
		Záves Z1	SuPro	90Su,	0,20
Zápästný kĺb	Zápästný kĺb	Záves X1	FE	± 85	0,10
		Záves Y1	AbAd	15Ab,	0,10
Bedrový kĺb	Trochanterion	Záves X1	AbAd	50Ab,	0,70
		Záves Y1	FE	140F, 30E	1,00
		Záves Z1	SuPro	40Su,	0,60
Kolenný kĺb	Kolenný kĺb	Záves Y1	FE	140F, 0E	0,10
		Záves Z1	SuPro	40Su,	1,00
Členkový kĺb 1	Trochlea tali	Záves Y1	FE	25F, 40E	0,40
Členkový kĺb 2	Subtalárny kĺb	Záves X1	InEv	25In35Ev	1,25

Poznámky: Trans Z – posuvný pohyb v smere osi Z, AR – axiálna rotácia, BF – bočná flexia, FE – flexia/extenzia, AbAd – abdukcia/addukcia, SuPro – supinácia/pronácia, InEv – inverzia/everzia, x* – hodnoty nenastavené v súčasnej verzii modelu tela (pevný kĺb), RP – rozsah pohybu, ERH – elevácia a rotácia lopatky nahor, DRN – depresia a rotácia lopatky nadol.

ZÁVER

Predkladaný článok predstavil základné kroky vytvorenia 3D modelu polohopisu miesta činu ako aj matematicko-fyzikálneho modelu ľudského tela ako podkladov pre realizáciu numerického výpočtu v rámci simulačnej rekonštrukcie pádu z výšky ľudského subjektu.

Takto vytvorené modely budú v následných krokoch použité v rámci iteratívneho numerického výpočtu parametrickým spôsobom tak, aby bola dosiahnutá korešpondencia medzi jednotlivými zadokumentovanými stopami ako aj technická prijateľnosť a technická logika samotného pádu. Uvedený postup je možné aplikovať na ľubovoľný prípad forenzne posudzovaného pádu z výšky s použitím simulačného programu PC-Crash.

POĎAKOVANIE

Tento príspevok bol podporený Agentúrou pre podporu výskumu a vývoja na základe zmluvy č. APVV-20-0626. Tento príspevok bol vypracovaný v rámci projektu APVV-20-0626: Biomechanicky verná náhrada ľudského tela pre zvýšenie objektivity forenznej analýzy cestných dopravných nehôd.

This work was supported by the Slovak Research and Development Agency under contract no. APVV-20-0626. This work was created within the project APVV-20-0626: Biofidelic human body surrogate to increase the objectivity within the forensic analysis of road traffic accidents.

LITERATÚRA

- Barter J.T., Emanuel I., Truett B. (1957). A statistical evaluation of joint range data. Technical report WADC 57-311, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, USA.
- Chandler R.F. (1975). Investigation of Inertial Properties of the Human Body. Technical report AMRL-TR-74-137, Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, USA
- Contini R. (1972). Body Segment Parameters, Part II. Artificial Limbs. 16 (1), 1-19.
- De Leva P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters. Journal of Biomechanics, 29(9), 1233-1230. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00178-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00178-6).
- Dempster W.T. (1955). Space requirements of the Seated Operator. Technical report WADC-TR-55-159, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, USA.
- Dumas R., Chéze L., Verriest J.P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameter. Journal of Biomechanics. 40, 543-553. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.013>.
- Dumas R., Robert T., Cheue L., Verriest J.P. (2015). Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al. International Biomechanics. 2 (1), 112-118. <https://doi.org/10.1080/23335432.2015.1112244>.
- Han I. (2020). Characteristic analysis and fuzzy simulation of falls-from-height mechanics, and case studies. Forensic Science International. 311, 110287. <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2020.110287>
- Strauss, J. (2020). Hraniční meze biomechanického hodnocení pádu a skoku z výšky / Boundary Limits of Biomchanical Evaluation of Fall and Jump from Height. Forenzní vědy, právo, kriminalistika. 5(1), 42-57. <http://dx.doi.org/10.37355/fvbk-2020/1-04>
- Ivancic P.C. (2013). Hybrid cadaveric/surrogate model of thoracolumbar spine injury due to simulated fall from height. Accident Analysis and Prevention. 59, 185-191. <http://dx.doi.org/10.1016/j.aap.2013.05.024>.
- Kapandji I.A. (2002). The Physiology of the joints, volume 1, Churchill Livingstone.
- Kapandji I.A. (2002). The Physiology of the joints, volume 2, Churchill Livingstone.
- Kapandji I.A. (2004). The Physiology of the joints, volume 3, Churchill Livingstone.
- Kolla E. (2016). Biofidelic human body modelling using multibody approach. In Proceedings from X. international science-technical conference Automotive Safety 2016, Kielce, Poland.
- Kolla E., Kohút P (2015). Virtual human body model for PC-Crash. In Proceedings from 24th annual congress of the EVU. Edinburgh, UK.
- Milanowicz M., Kedzior K. (2017). Active numerical model of human body for reconstruction of falls from height. Forensic Science International. 270, 223-231. <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2016.10.009>.
- Park, S., Cha J.G., Lee Y., Seo I., Lee B., Choi Y., Choi W., Yang K. (2015). Biomechanical analysis of biphasic distribution of skull injury in falls. Forensic Science International. 255, 112-117. <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2015.06.009>
- PC-Crash 11.1, operačný a technický manuál, DSD, Linz, Rakúsko, 2017.
- Plagenhoef S., Evans F.G., Abdelnour T. (1983). Anatomical Data for Analyzing Human Motion. Research Quarterly for Exercise and Sport, 54 (2), 169-178. <https://doi.org/10.1080/02701367.1983.10605290>.
- Young J., et al. (1983). Anthropometric and Mass Distribution Characteristics of the Adult Female. Technical report FA-AM-83-16, FAA Civil Aeromedical Institute, Oklahoma City, Oklahoma, USA.

Eduard Kolla, doc. Ing. PhD.

Žilinská univerzita v Žiline, Ústav znaleckého výskumu a vzdelávania, Univerzitná 8215/1, Žilina, 010 26
e-mail: kolla@uniza.sk

Veronika Adamová, Ing. PhD.

Žilinská univerzita v Žiline, Fakulta bezpečnostného inžinierstva, Katedra bezpečnostného manažmentu, Univerzitná 8215/1, Žilina, 010 26
e-mail: veronika.adamova@uniza.sk
