

# ***3D modelovanie pre potreby simulačnej rekonštrukcie pádu ľudského subjektu do betónovej skruže***

## ***3D modeling for the needs of simulation reconstruction of the fall of a human subject into a concrete ring***

---

EDUARD KOLLA<sup>1</sup>, VERONIKA ADAMOVÁ<sup>2</sup>, FRANTIŠEK ŠTULLER<sup>3</sup>

---

### **Abstrakt**

Článok prezentuje metodiku 3D modelovania pre technickú rekonštrukciu a analýzu biomechanického vyhodnotenia pádu ľudského subjektu do stiesneného prostredia betónovej skruže. Článok sa zameriava na 3D modelovanie polohopisu miesta činu v simulačnom programe pre analýzu dopravných nehôd PC-Crash ako aj modelovanie simulačného modelu ľudského so zvýšenou biomechanickou vernosťou s využitím viactelesového modulu programu PC-Crash.

### **Kľúčové slová**

pád tela, biomechanika, simulácia, PC-Crash, viactelesový systém

### **Abstract**

The article presents the methodology of 3D modeling for the technical reconstruction and analysis of the biomechanical evaluation of the fall of a human subject into the confined environment of a concrete ring. The article focuses on the 3D modeling of the location of the crime scene in the PC-Crash traffic accident analysis simulation program, as well as the modeling of a human simulation model with increased biomechanical fidelity using the multi-body module of the PC-Crash program.

### **Key words**

body fall, biomechanics simulation, PC-Crash, multibody system

### **DOI**

<http://dx.doi.org/10.37355/fvpk-2024/1-04>

---

1 Doc. Ing. Eduard Kolla, PhD., Žilinská univerzita v Žiline, Ústav znaleckého výskumu a vzdelávania

2 Ing. Veronika Adamová, PhD., Žilinská univerzita v Žiline, Fakulta bezpečnostného inžinierstva, Katedra bezpečnostného manažmentu

3 MUDr. František Štuller, PhD. Úrad pre dohľad nad zdravotnou starostlivosťou

# Úvod

Technická analýza biomechaniky ľudského subjektu je súčasťou trestno-právneho skúmania forenzne relevantných dejov, a to najmä cestných dopravných nehôd a pádov z výšok. Takáto analýza dokáže v súlade so súdno-lekársym posúdením objasniť interakciu ľudského tela s prostredím a určiť pravdepodobnú technickú príčinu vzniku forenzne relevantnej udalosti. Veľmi cennou možnosťou realizácie biomechanickej rekonštrukcie a analýzy je využitie matematicko-fyzikálnych modelov.

V minulosti bolo prezentovaných množstvo prác, ktoré sa zaoberali danou problematikou. (Lau, Ooi, Phoon 1998) vykonali analýzu smrteľných pádov z výšok ku ktorým došlo počas 2 rokov v Singapore. Autori zistili koreláciu medzi výškou pádu a vekom a závažnosťou zranení vyjadrenou ISS (Injury Severity Score) a rozsahom zranení vyjadrenom AIS  $\geq 3$  (Abbreviated Injury Scale). (O'Riordan a kol. 2003) vykonali rekonštrukciu zranení hlavy, ku ktorým došlo z dôvodu pádov z výšky prostredníctvom viactelesového modulu simulačného programu MADYMO. Výsledky simulácií boli citlivé na zmeny v kontaktných charakteristikách hláv (charakteristika sila-deformácia) avšak aj napriek tomu predstavovali výsledky užitočný zdroj informácií pre analýzu zranení hlavy. (Adamec a kol. 2010) predstavili metódu využitia modelov ľudských tiel v simulačnom programe MADYMO pôvodne vyvinutých pre potreby automobilového priemyslu pre forenznú rekonštrukciu a analýzu pádu z výšky 13,8 m a pádu do jamy hĺbokej 2,5 m. (Wach, Unarski 2014) vykonali rekonštrukciu komplikovaného prípadu pádu ľudského objektu na schodisku obytného domu s využitím program PC-Crash. Autori zrealizovali množinu simulačných výpočtov parametrickým spôsobom tak aby bolo možné identifikovať najpravdepodobnejšiu polohu ľudského subjektu pred pádom. (Zhou a kol. 2016) vyvinuli model hlavy 10 ročného ľudského subjektu metódou konečných prvkov. Model následne podrobili validácii prostredníctvom kvázi-statických kompresných testov ako aj dynamických testov a použili ho pri rekonštrukcii reálnej situácie pádu detského subjektu smerom dozadu na betónový povrch.

Predkladaná práca rieši špecifickú problematiku pádu do stiesneného prostredia vo virtuálnom prostredí prostredníctvom simulačného programu PC-Crash. Špecifickosť prípadu spočíva v zriedkavom výskyte danej problematiky (v porovnaní s pádmi ľudských subjektov z výšok) a v malých rozmeroch objektu pádu, ktorý vyžaduje modelovanie biomechanicky verného modelu ľudského tela. Článok je rozdelený do niekoľkých častí. Prvá kapitola popisuje východiskové informácie o forenznom prípade, ktorý je predmetom analýzy, v druhej kapitole sa popisuje metodický postup 3D modelovania a použité softvérové nástroje a pomôcky. Tretia kapitola prináša výsledky 3D simulovanej rekonštrukcie pádu ľudského subjektu do skruže.

## 1 Východzie podklady

Bola zadokumentovaná forenzne relevantná udalosť pri ktorej došlo k nájdeniu ľudského subjektu mužského pohlavia (ďalej „poškodený“) v objekte betónovej skruže. Podľa znaleckého posudku znalcov z odboru zdravotníctvo a farmácia bola dĺžka tela

poškodeného (65 r.) 1,73 m a hmotnosť 86 kg. Ďalej bolo podľa znalcov bezprostrednou príčinou smrti poškodeného udusenie sa (mechanická asfyxia) pri nemožnosti vykonávať dýchacie pohyby v limitovanom priestore v kombinácii s akútnou otravou alkoholom (3,62 g.kg<sup>-1</sup> koncentrácia alkoholu v krvi; 4,51 g.kg<sup>-1</sup> koncentrácia alkoholu v moči). Pri vonkajšej obhliadke tela a pri pitve tela poškodeného boli zistené aj poranenia, ktoré vznikli pôsobením vonkajšieho mechanického násillia na jeho telo. Jednalo sa o odreniny a podliatiny na kolenách, odreniny na čele a podliatiny staršieho dáta vzniku nad pravým rebrovým oblúkom.

Informácie pre účely technického posúdenia polohy tela poškodeného v skruži pred jeho vytiahnutím a spôsobu, akým sa toto telo do skruže mohlo dostať sú čerpané predovšetkým z objektívne zaistených podkladov, teda:

- zo zápisnice z obhliadky miesta činu (náčrtok z obhliadky miesta činu, fotodokumentácia z obhliadky miesta činu, plán z obhliadky miesta činu, zadokumentované stopy...),
- z polohy tela poškodeného popísanej svedkami,
- zo znaleckého posudku z odboru zdravotníctvo farmácia,
- zo svedeckých výpovedí,
- z ostatných relevantných skutočností.

Na základe údajov z vyššie uvedených zdrojových materiálov bol zostrojený plán (Obr. 1) a 3D model (Obr. 2) polohopisu miesta činu a to s využitím nasledovných podkladov:

- Začiatkom súradnicovej sústavy (východzí bod merania) je roh dvoch stien z vnútornej strany, osi súradnicovej sústavy sú pozdĺž oboch stien.
- Objekty a stopy, ktorých vzdialenosti od oboch stien boli numericky vyjadrené boli betónová skruž a poloha okuliarov - u týchto predmetov boli použité miery uvedené v Náčrtku z obhliadky miesta činu a Zápisnice z obhliadky miesta činu. Vonkajší priemer skruže bol 1,2 m (hodnota prevzatá z Náčrtku z obhliadky miesta činu a Zápisnice z obhliadky miesta činu), hĺbka skruže 0,65 m (hodnota prevzatá z Náčrtku z obhliadky miesta činu a Zápisnice z obhliadky miesta činu) a hrúbka steny skruže bola uvažovaná štandardizovaná 0,09 m (Rochla 1987).
- Poloha zvratkov bola v číselnej podobe uvedená len od jednej steny (stena 1 na strane vstupných dverí do dvora) - táto stopa je uvedená ako "Úroveň zvratkov", t.j. nie ako jednoznačný bod. Táto úroveň bola určená kombináciou vzdialenosti od steny 1 a približnej polohy podľa fotodokumentácie z obhliadky miesta činu. Presná poloha zvratkov však nemá vplyv na závery technického posúdenia polohy tela poškodeného v skruži.
- Poloha tela poškodeného po vytiahnutí zo skruže bola od steny 1 (na strane vstupných dverí) zameraná vo vzdialenosti 4,1 m a vzdialenosti od steny 2 boli uvedené v Náčrtku z obhliadky miesta činu a v Zápisnici z obhliadky miesta činu boli uvedené ako 2,57 m (nohy) a 2,8 m (hlava). Je však zrejmé, že v takomto prípade by vzdialenosť medzi nohami a hlavou poškodeného bola len 0,23 cm čo aj pri skrčených nohách poškodeného (viditeľných na fotodokumentácii) nie je technicky prijateľné. Preto konečná poloha tela poškodeného po vytiahnutí zo skruže bola v pláne (Obr. 1 a Obr. 2) zakreslená tak, že bola zachovaná vzdialenosť

tela od steny 1 (4,1 m) a vzdialenosť tohto tela od druhej steny a teda poloha tela od tejto steny bola približne určená na základe fotodokumentácie z obhliadky miesta činu. Je však nutné podotknúť, že presné určenie polohy tela poškodeného po vytiahnutí zo skruže nemá vplyv na závery technického posúdenia polohy tela poškodeného v skruži.

- Poloha vstupných dverí do dvora (strana steny 1), poloha dverí na strane steny 2 a oblasť jamy zakrytej plechom nebola v predložennom spisovom materiáli jednoznačne zameraná, a preto bola na pláne (Obr. 1 a Obr. 2) lokalizovaná len približne na základe fotodokumentácie z obhliadky miesta činu. Presné zameranie týchto objektov však nemá vplyv na závery technického posúdenia polohy tela poškodeného v skruži.

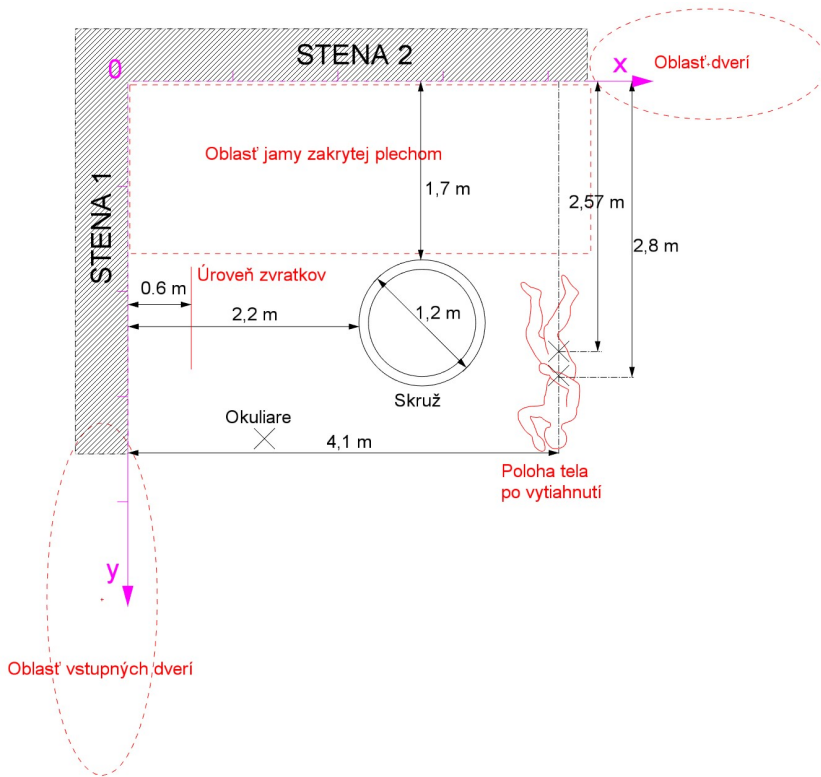
Úlohou definovanou zo strany zadávateľa bolo zistenie polohy poškodeného v skruži pred tým ako bol zo skruže vytiahnutý a určenie spôsobu akým sa poškodený do priestoru skruže mohol dostať.

## 2 Metodika

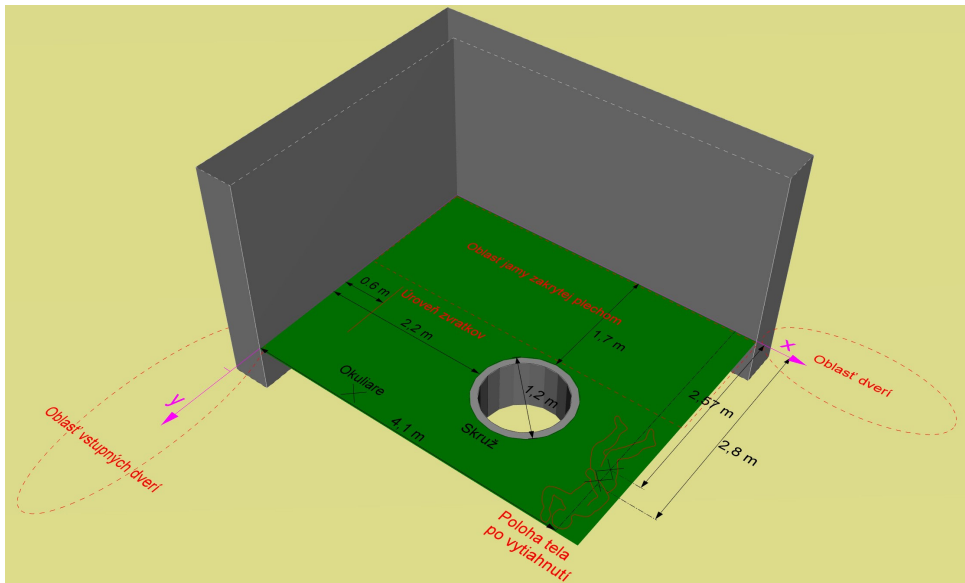
### 2.1 Vytvorenie plánu miesta činu

Na základe vyššie uvedených informácií v časti „Východzie podklady“ bol zhotovený plán (Obr. 1) a 3D model (Obr. 2) miesta činu, pričom výškový rozdiel (v smere vertikálnej osi z) medzi dnom skruže a okolitým povrchom (0,65 m) bol namodelovaný prostredníctvom modulu „Polygón sklonov“ v programe PC-Crash tak, že dno skruže je tvorené nulovou rovinou programu PC-Crash a trávnatý povrch na úrovni ústia skruže bol modelovaný polygónom sklonov posunutým vo vertikálnom smere od nulovej roviny o hodnotu 0,65 m. Rovnako vnútorné steny skruže boli modelované zvislými polygónmi sklonov. Tieto boli získané extrahovaním kruhu o priemere 1,02 m (vonkajší priemer 1,2 m - dvojnásobok hrúbky steny skruže 0,09 m) z úrovne trávnatého povrchu nadol v smere osi z. Tieto zvislé polygóny sklonov boli v oblastiach, kde bol predpokladaný kontakt dolných končatín modelu tela poškodeného s vnútornými stenami skruže „vystužené“ dvomi eliposoidami rádu 10 tak, aby bolo zabránené pri simulačnom výpočte nerealistické prenikanie nôh modelu tela do vnútorných stien skruže.

Na nasledovných obrázkoch (Obr. 1 a Obr. 2) je znázornené pôdorysné zobrazenie polohopisu miesta činu ako aj priestorový pohľad na 3D model polohopisu miesta činu.



**Obr. 1:** Plán miesta činu – pôdorysné zobrazenie polohopisu miesta činu



**Obr. 2:** Priestorový pohľad na 3D model polohopisu miesta činu

## 2.2 Vytvorenie matematicko-fyzikálneho modelu tela poškodeného

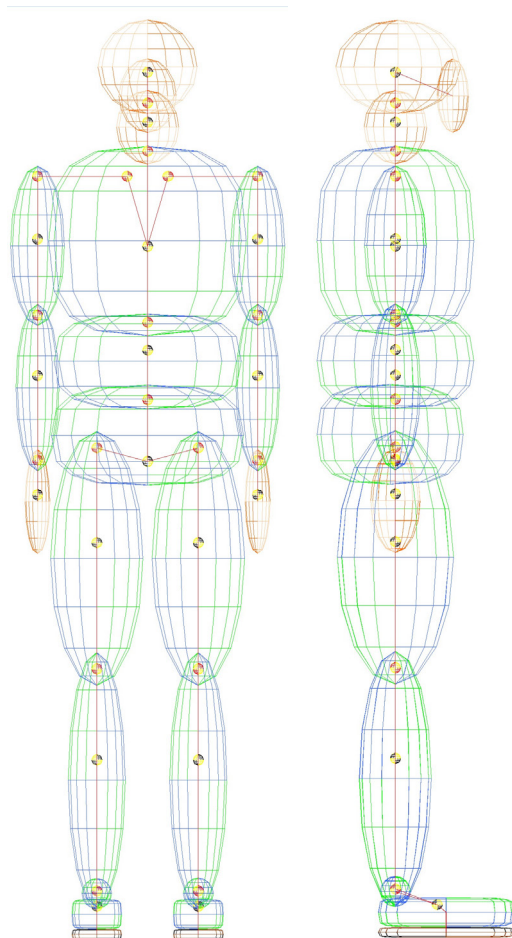
Rekonštrukcia a analýza pádu tela poškodeného bola pre účely tohto skúmania vykonaná prostredníctvom simulačného výpočtu v programe PC-Crash 11.1. Z dostupných modulov programu PC-Crash bol použitý modul viactelesového systému. Technický manuál princípov viactelesového systému v programe PC-Crash 11.1 je uvedený v (PC-Crash 2017). Oproti modelu, ktorý bol publikovaný, napr. v (Kolla, Kohút 2015, Kolla, Kohút 2013, Kolla 2016), má model tela poškodeného zvýšenú biomechanickú vernosť v nasledovných oblastiach:

- Rozmery, hmotnostné vlastnosti a zotrvačné vlastnosti segmentov modelu tela poškodeného 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 centra 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 WPS Spreadsheets vytvorený algoritmus, v ktorom na základe vstupných hodnôt pohlavie, výška a hmotnosť je možné vypočítať parametre jednotlivých telesných segmentov. V tomto algoritme bola použitá segmentácia tela podľa (Dumas a kol. 2007a, Dumas a kol. 2007b, Dumas a kol. 2015).
- 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, predlaktie a ruku vypočítané podľa údajov publikovaných v (Dumas a kol. 2007a, Dumas a kol. 2007b, Dumas a kol. 2015). Pre hlavu a krk boli veličiny dĺžka segmentu a hmotnosť segmentu vypočítané na základe kombinácie údajov z (Dumas a kol. 2007a, Dumas a kol. 2007b, McConville a kol. 1980), veličina poloha ťažiska v smere osi z od proximálneho anatomického kĺbu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných (McConville a kol. 1980) (krk) a (Chandler a kol. 1975) (hlava). Pre segment chodidla bola dĺžka segmentu vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Dumas a kol. 2007a), poloha ťažiska v smere osi z od proximálneho anatomického kĺbu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Anthropometry and Mass...1988), vzdialenosť ťažiska segmentu od päty v smere osi x bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Dumas a kol. 2007a) a hmotnosť segmentu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Dumas a kol. 2007a).
- Vzdialenosť medzi stredmi ramenných kĺbov a vzdialenosť medzi stredmi bedrových kĺbov v smere osi y bola vypočítaná podľa údajov publikovaných v (Plagenhoef a kol. 1983).
- Hlavné momenty zotrvačnosti segmentov hrudník, brucho, panva, stehno, holeň, chodidlo, rameno, predlaktie a ruka boli vypočítané na základe údajov publikovaných v (Dumas a kol. 2007a, Dumas a kol. 2007b, Dumas a kol. 2015).

Hlavné momenty zotrvačnosti segmentu hlava boli vypočítané podľa údajov publikovaných v (NASA 1978). Hlavné momenty zotrvačnosti segmentu krk boli vypočítané podľa údajov publikovaných v (McConville a kol. 1980).

- Celkové vonkajšie rozmery daného segmentu boli aproximované rotačným elipsoidom určitého stupňa, rozmery ktorého vychádzali z objemu segmentu. Objem segmentov bol vypočítaný na základe hmotnosti segmentu a hustoty segmentu. Hustota daného segmentu bola vypočítaná na základe údajov publikovaných v (Chandler a kol. 1975, Dempster 1955, Drillis a kol. 1964, Dempster a kol. 1967, Clauser a kol. 1969, Pearsall a kol. 1994, Pearsall a kol. 1996, Erdmann a kol. 1997, Park a kol. 1999, Lephart a kol. 2014, Amabile a kol. 2016). 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 1972). Pri modelovaní jednotlivých segmentov bola ďalej zohľadnená asymetrickosť daných segmentov, napr. stehno stojaceho človeka v reze horizontálnou rovinou pripomína elipsu s dlhšou predozadnou osou. Objem segmentov trupu (hrudník, brucho, panva) bol vypočítaný tak, aby celkový objem trupu zodpovedal vypočítanej hmotnosti trupu a hustote trupu 1000 kg/m<sup>3</sup>.
- Anatomické kĺby boli modelované podľa metodiky ako u pôvodného modelu publikovaného v (Kolla, Kohút 2015, Kolla, Kohút 2013, Kolla 2016), pričom jednotlivé hodnoty rozsahu pohybu a pasívneho odporu (tuhosti) v kĺboch boli upravené pre danú demografiu podľa údajov publikovaných v (Barter a kol. 1957, Robbins 1983, Kroemer 2010, Haug a kol. 2004, Yang a kol. 2000, Kapandii 2002a, Kapandii 2002b, Kapandii 2004).

Na nasledujúcich obrázkoch (Obr. 3) sú znázornené pohľady na vytvorený model spredu a z boku, celková výška modelu vo vzpriamenej stojacej polohe je 1,75 m (1,73 m dĺžka tela; 0,02 m technicky prijateľná výška podrážky obuvi) a hmotnosť modelu je 86 kg. Na obrázkoch sú ďalej viditeľné polohy ťažísk segmentov a polohy anatomických kĺbov.



**Obr. 3:** Pohľad na vnútornú štruktúru modelu ľudského tela s parametrami tela poškodeného

V Tab. 1 sú uvedené hmotnostné, zotrvačné a kontaktné vlastnosti modelu tela poškodeného a v Tab. 2 sú uvedené parametre jednotlivých kĺbov tela poškodeného.



**Tab. 1:** Hmotnostné, zotrvačné a kontaktné vlastnosti modelu tela poškodeného

Telesný segment	m (kg)	$I_{xx}$ (kg.m <sup>2</sup> )	$I_{yy}$ (kg.m <sup>2</sup> )	$I_{zz}$ (kg.m <sup>2</sup> )	Kontaktná tuhosť (N/m)
Hlava	4,65	0,0211	0,0197	0,0268	3 000 000
Tvár	-	-	-	-	100 000
Krk	1,11	0,0021	0,0025	0,0032	29 430
Hrudník	26,14	0,4890	0,3020	0,3590	85 000
Brucho	2,49	0,0158	0,0235	0,0086	62 500
Panva	12,21	0,1050	0,1150	0,0927	250 000
Rameno	2,06	0,0138	0,0147	0,0028	300 000
Predlaktie	1,46	0,0087	0,0081	0,0013	300 000
Ruka	0,52	0,0010	0,0012	0,0004	130 000
Stehno	10,49	0,1560	0,1670	0,0418	220 000
Holeň	4,13	0,0577	0,0577	0,0074	250 000
Chodidlo	1,03	0,0008	0,0043	0,0043	300 000

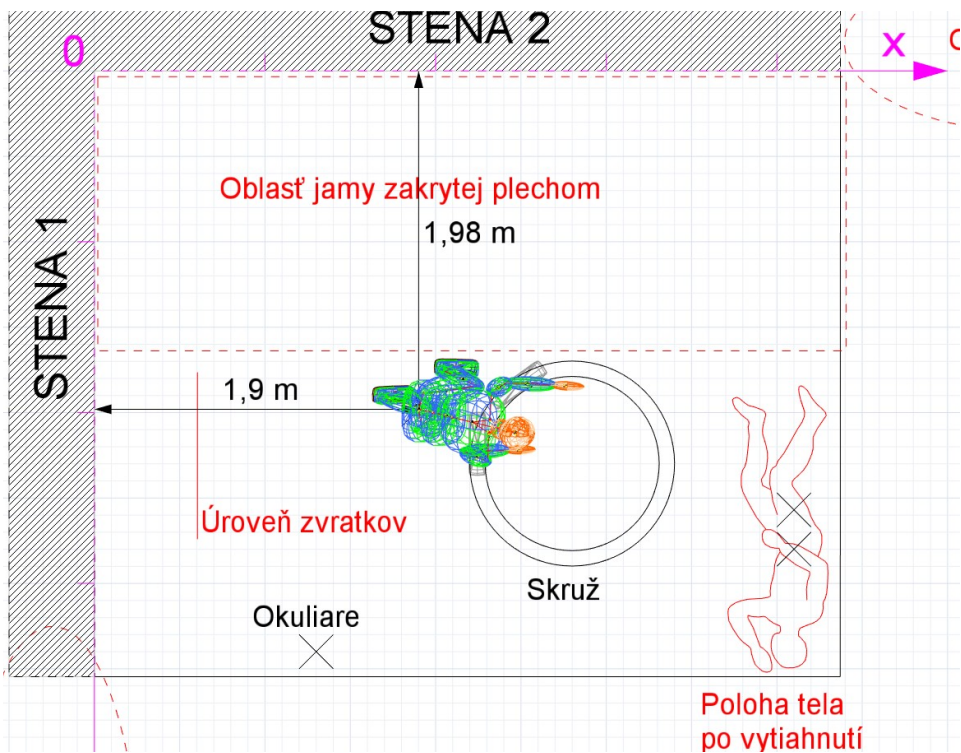
**Tab. 2:** Parametre kĺbov modelu tela poškodeného, poznámky: *Trans Z* – posuvný pohyb v smere osi Z, *AR* – axiálna rotácia, *BF* – bočná flexia, *FE* – flexia/extenzia, *AbAd* - abdukcia/addukcia, *SuPro* - supinácia/pronácia, *InEv* - inverzia/everzia, *x\** - hodnoty nenastavené v súčasnej verzii modelu tela (pevný kĺb), *RP* – rozsah pohybu, *ERH*- elevácia a rotácia lopatky nahor, *DRN* – depresia a rotácia lopatky nadol

Kĺbne spojenie	Anatomická poloha	Kinematický kĺb	Pohyb	RP (°)	Tuhosť (Nm/°)
<b>Hlava/krk</b>	Spojenie záhľavie-C1	Trans Z1	Trans Z	<i>x*</i>	<i>x*</i>
		Záves X1	BF	± 10	1,67
		Záves Y1	FE	10F, 15E	0,25
		Záves Z1	AR	± 10	0,50
<b>Krk/hrudník</b>	Spojenie C7-T1	Trans Z1	Trans Z	<i>x*</i>	<i>x*</i>
		Záves X1	BF	± 35	0,60
		Záves Y1	FE	30F, 60E	0,40
		Záves Z1	AR	± 40	0,50
<b>Hrudník/brucho</b>	Približne úroveň T12-L1	Trans Z1	Trans Z	<i>x*</i>	<i>x*</i>
		Záves X1	BF	± 25	2,20
		Záves Y1	FE	45F, 25E	2,20
		Záves Z1	AR	± 35	2,00
<b>Brucho/panva</b>	Približne úroveň L5-S1	Trans Z1	Trans Z	<i>x*</i>	<i>x*</i>
		Záves X1	BF	± 25	2,00
		Záves Y1	FE	60F, 35E	1,3
			AR	± 5	1,50
<b>Ramenný pletenec</b>	Ramenný kĺb, (Gleno-humerálny kĺb)	Záves X1	AbAd	140Ab, 40Ad	0,15
		Záves Y1	FE	190F, 60E	0,125
		Záves Z1	SuPro	80Su, 95Pro	0,30
	Spojenie kľúčna kosť - hrudná kosť	Záves X1	ERH/DRD	36ERH, 8DRD	1,00
		Záves Z1	AbAd	20Ab, 15Ad	1,00
<b>Laktový kĺb</b>	Laktový kĺb	Záves Y1	FE	150F, 0E	0,10
		Záves Z1	SuPro	90Su, 85Pro	0,20
<b>Zápästný kĺb</b>	Zápästný kĺb	Záves X1	FE	± 85	0,10
		Záves Y1	AbAd	15Ab, 45Ad	0,10
<b>Bedrový kĺb</b>	Trochanterion	Záves X1	AbAd	50Ab, 30Ad	0,70
		Záves Y1	FE	140F, 30E	1,00
		Záves Z1	SuPro	40Su, 60Pro	0,60
<b>Kolenný kĺb</b>	Kolenný kĺb	Záves Y1	FE	140F, 5E	0,10
			SuPro	40Su, 30Pro	1,00
<b>Členkový kĺb 1</b>	Trochlea tali	Záves Y1	FE	25F, 40E	0,40
<b>Členkový kĺb 2</b>	Subtalárny kĺb	Záves X1	InEv	25In35Ev	1,25

### 3 Výsledky

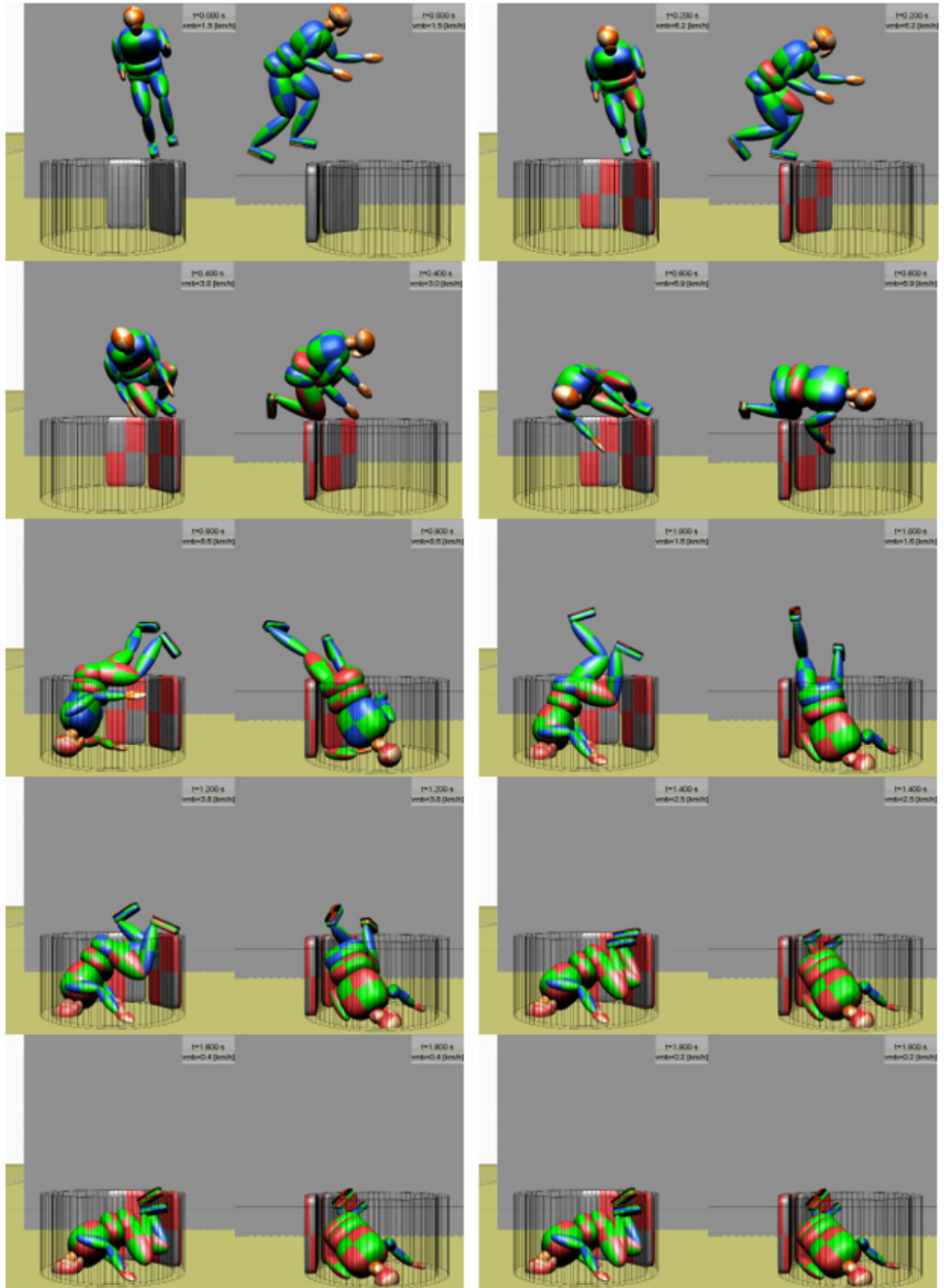
Výsledkom 3D modelovania s využitím programu PC-Crash boli 3D model polohopisu miesta činu ako aj 3D simulačný model tela poškodeného. Simulačný výpočet mechanizmu pohybu tela poškodeného do objektu skruže samovoľným pádom je následne vykonaný na základe údajov uvedených v časti „Východzie podklady“. Pri simulačnom výpočte je poloha modelu tela poškodeného a relatívne pozície jednotlivých segmentov modelu voči sebe iteračným spôsobom variované tak, aby došlo k splneniu údajov uvedených v časti „Východzie podklady“, pričom je zohľadnený technicky prijateľný charakter pohybu osôb pod vplyvom alkoholu. Pri simulačnom výpočte sa následne nastaví integračný krok a celkový čas výpočtu. Ďalej sa nastaví ostatné okrajové podmienky ako napr. hodnota doprednej rýchlosti modelu tela na začiatku výpočtu.

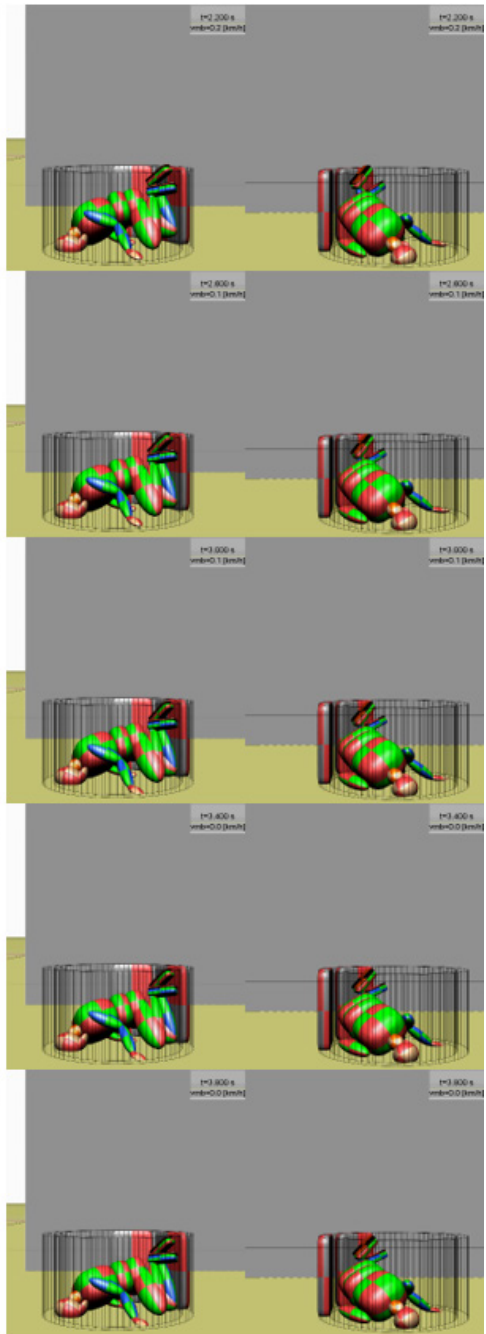
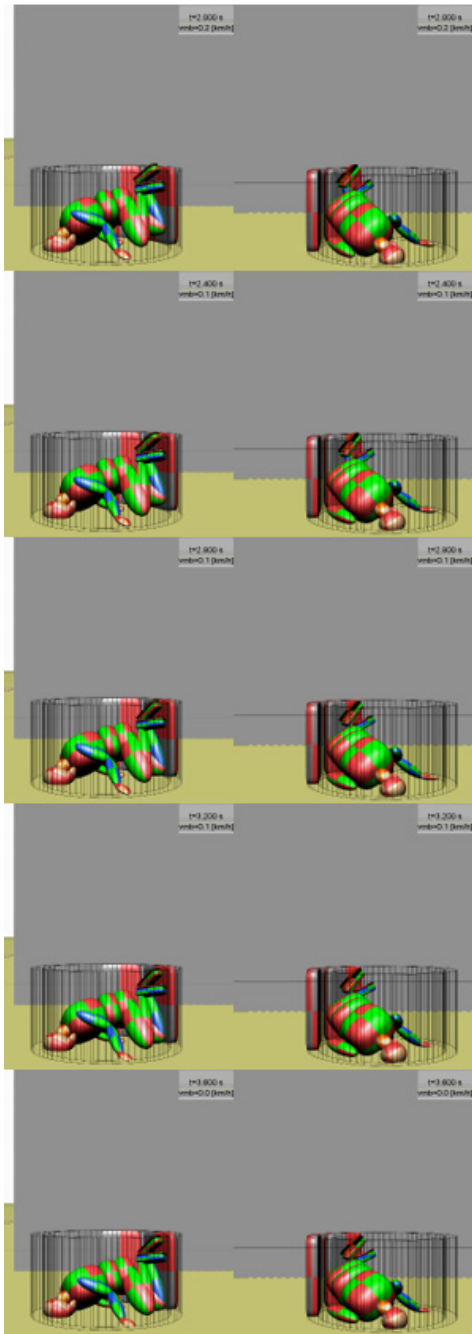
Na nasledujúcich obrázkoch (Obr. 4 a Obr. 5) sú znázornené začiatočné pohybové parametre simulačného výpočtu pohybu modelu tela a poloha modelu tela poškodeného, ktoré boli získané iteračným spôsobom ako výsledok analýzy najlepšie zodpovedajúci požiadavkám vyplývajúcim zo spisového materiálu. Ťažisko panvy modelu tela poškodeného sa nachádza 1,9 m od steny 1 a 1,98 m od steny 2.

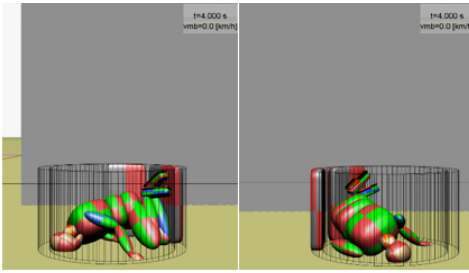


**Obr. 4:** Poloha modelu tela poškodeného pred pádom do skruže – pôdorysný pohľad

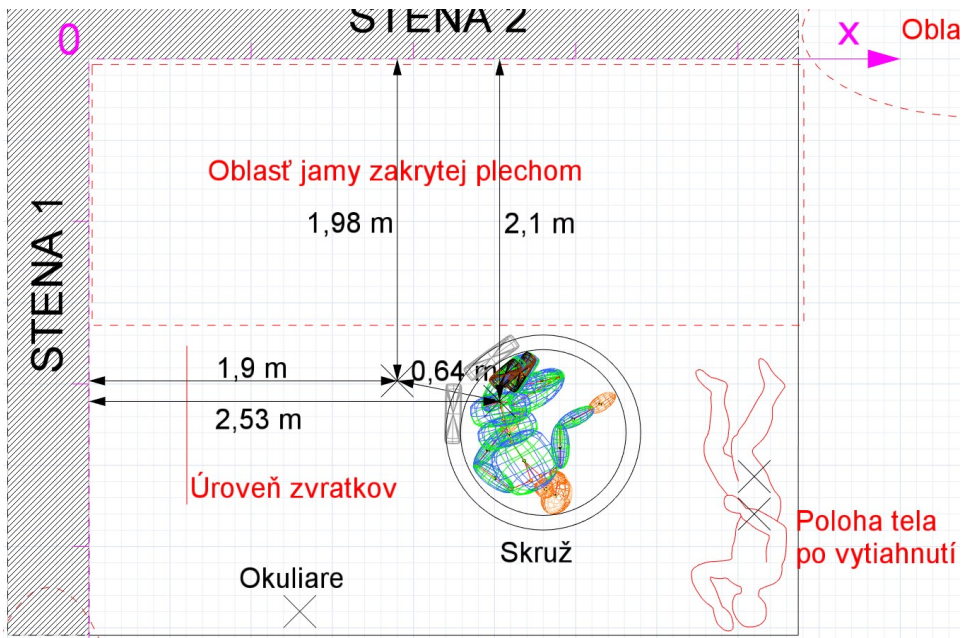
Na nasledujúcich obrázkoch (Obr. 5) je znázornený predný a bočný pohľad na simulačný výpočet pádu modelu tela poškodeného do skruže v časovom kroku 0,2 s počas časového úseku 4 s. Pre väčšiu názornosť je zobrazený len minimálny počet prvkov plánku miesta činu.







**Obr. 5:** Zľava doprava zhora nadol – predný a bočný pohľad na simulačný výpočet pádu modelu tela poškodeného v časovom kroku 0,2 s



**Obr. 6:** Poloha modelu tela poškodeného v skruži na konci simulačného výpočtu

## 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 ľudského subjektu do objektu betónovej skruže. V príspevku bola venovaná zvýšená pozornosť prezentovaniu vývoja matematicko-fyzikálneho modelu ľudského tela so zvýšenou biomechanickou vernosťou. Vývoj takéhoto modelu (vs. použitie existujúceho modelu ľudského tela

v programe PC-Crash) bol v predmetnom prípade nutný z dôvodu malých rozmerov objektu pádu. Pri simulácii pádu do takéhoto objektu je nutné použiť model ľudského tela s realistickými rozsahmi a odpormi v anatomických kĺboch tak aby pohyb bol simulovaný pohyb tela realistický.

Takto vytvorený model je možné v následných krokoch použiť 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.

## Podakovanie

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 forenzej analýzy cestných dopravných nehôd.

## Literatúra

Adamec, J., Jelen, K., Kubovy, P., Lopot, F., Schuller., E. Forensic Biomechanical Analysis of Falls from Height Using Numerical Human Body Models. *Journal of Forensic Sciences*. 2010, ISSN: 1556-4029. DOI: 10.1111/j.1556-4029.2010.01445.x.

Amabile, C., Choisne, J., Nérot, A., Pillet, H., Skalli, W. Determination of a new uniform thorax density representative of the living population from 3D external body shape modelling, *Journal of Biomechanics*, vol. 49, pp. 1162-1169, 2016.

Barter, J., T., Emanuel, I., Truett, B. *A statistical evaluation of joint range data*, Technická správa WADC 57-311, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1957.

Clauser, C., E., McConville, J., T., Young, J., W. *Weight, Volume and Center of Mass of Segments of the Human Body*, Technická správa AMRL-TR69-70, Aerospace Medical Research Laboratories, Wright –Patterson Air Force Base, Ohio, NASA CR-11262, 1969.

Dempster, W., T. *Space requirements of the Seated Operator*, Technická správa WADC-TR-55-159, Wright Ari Development Center, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.

Dempster, W., T., Gaughran, G., R., L. Properties of Body Segments Based on Size and Weight, *American Journal of Anatomy*, vol. 120, no. 1, pp. 33-54, 1967.

Dumas, R., Chéze, L., Verriest, J.-P. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters, *Journal of Biomechanics*. 40(2007a), 543-553.

Dumas, R., Chéze, L., Verriest, J.-P. Corrigendum to "Adjustments to McConville et al. And Young et al. body segments parameters", *Journal of Biomechanics*. 40(2007b), 1651-1652.

Dumas, R., Robert, T., Cheue, L., Verriest, J.-P. Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al., *International Biomechanics* . Vol. 2, no. 1, 113-118, 2015.

Drillis, R., Contini, R., Bluestein, M. Body Segment Parameters: A Survey of Measurement Techniques, *Artificial Limbs*, vol. 8, no. 1, pp. 44-66, 1964.

Erdmann, W., S. Geometric and Inertial Data of the Trunk in Adult Males, *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 7, pp. 679-688, 1997.

Haug, E., et al. Human Models for Crash and Impact Simulation, in: Ciarlet, P. G. et al: *Handbook of Numerical Analysis*, Volume 12: Computational Models for the Human Body - Special Volume, Elsevier, ISBN 978-0-444-51566-7, 2004.

Chandler et al. *Investigation of Inertial Properties of the Human Body*, technická správa AMRL-TR-74-137, Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1975.

Kapandji, I., A. *The Physiology of the joints, volume 1*, Churchill Livingstone, ISBN 0-443-02504-5, 2002a.

Kapandji, I., A. *The Physiology of the joints, volume 2*, Churchill Livingstone, ISBN 0-443-03618-7, 2002b.

Kapandji, I., A. *The Physiology of the joints, volume 3*, Churchill Livingstone, ISBN 0-443-01209-1, 2004.

*Anthropometry and Mass Distribution for Human Analogues, Volume I: Military Male Aviators*, Naval Biodynamics Laboratory, New Orleans LA, USA, 1988.

Kolla, E., Kohút, P. *Virtual human body model for PC-Crash*, Zborník príspevkov z 24. výročného kongresu analytikov dopravných nehôd EVU 2015, Edinburgh, Veľká Británia, 2015.

Kolla, E., Kohút, P. *Nový matematický model ľudského tela pre VTS modul programu PC-Crash*, Znalectvo – doprava cestná, elektrotechnika, strojárstvo a iné technické odbory (odborný a vedecký časopis ÚZVV ŽU, EDIS-Vydavateľské centrum Žilinskej univerzity, 2/2013, ISSN 1335-1133.

Kolla, E. *Biofidelic human body modelling using multibody approach*, Zborník príspevkov z X. medzinárodnej vedecko-technickej konferencie Automotive Safety 2016 – Problemy bezpieczeństwa w pojazdach samochodowych, Kielce – Ameliówka, Poľsko, 2016, ISBN 978-83-63792-70-1.

Kroemer, K., H., E., Kroemer, H., J., Kroemer-Elbert, K., E. *Engineering Physiology*, 4. ed., Springer-Verlag Berlin Heidelberg, ISBN 978-3-642-12882-0, 2010.

Lau, G., Ooi, P. L., Phoon, B. Fatal falls from a height: The use of mathematical models to estimate the height of fall from the injuries sustained, *Forensic Science International*, Volume 93, Issue 1, 1998, 33-44, ISSN 0379-0738, DOI: 10.1016/S0379-0738(98)00027-9.

Lephart, S., A., Bolte, J., H., Albery, C., B. The Effect of Variable and Uniform Densities on the Inertial Properties of Cadaver Segments, a Comparisom of Frozen and Thawed Densities and Segment Densities Related to Endomorphy and Ectomorphy, *Journal of Sports*, Jún 2014.

McConville, J., T. et al. *Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia*, Technická správa AFAMRL-TR-80-119 (AD A097 238), Air Force Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1980.

NASA/Webb: *Anthropometric source book vol. 1*, NASA Reference Publication 1024, LBJ Space Center, NASA, Houston, TX, 1978.

O'Riordain, K., Thomas, P. M., Phillips, J. P., Gilchrist, M. D. Reconstruction of real world head injury accidents resulting from falls using multibody dynamics, *Clinical Biomechanics*, Volume 18, Issue 7, 2003, 590-600, ISSN 0268-0033, doi: 10.1016/S0268-0033(03)00111-6.

*PC-Crash 11.1*, operačný a technický manuál, DSD, Linz, Rakúsko, 2017.



- Park, S., J., Kim, C.-B., Park, S., C. Anthropometric and Biomechanical Characteristics on Body Segments of Koreans, *Applied Human Science*, vol. 18, no. 3, pp. 91-99, 1999.
- Pearsall, D., J., Reid, J., G., Ross, R. Inertial Properties of the Human Trunk of Males Determined from Magnetic Resonance Imaging, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 22, pp. 692-706, 1994.
- Pearsall, D., J., Reid, J., G., Livingston, L., A. Segmental Inertial Parameters of the Human Trunk as Determined from Computed Tomography, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 24, pp. 198-210, 1996.
- Plagenhoef, S., Evans, F.G., Abdelnour, T. Anatomical Data for Analyzing Human Motion, *Research Quarterly for Exercise and Sport*, vol. 54, no. 2, pp. 169-178, 1983.
- Robbins, D., H. *Anthropometric specifications for mid-sized male dummy, vol. 2*, Technická správa UMTRI-83-53-2, The University of Michigan, Transportation Research Institute, 1983.
- Rochla, M. *Stavební tabulky*, piate prepracované vydanie, SNTL - Nakladatelství technické literatury, n.p., 1987.
- Wach, W., Unarski, J. Fall from height in a stairwell – mechanics and simulation analysis, *Forensic Science International*, Volume 244, 2014, 136-151, ISSN 0379-0738, DOI: 10.1016/j.forsciint.2014.08.018.
- Yang, J., K., et al. A Human-Body 3D Mathematical Model for Simulation of Car-Pedestrian Impacts, *Journal of Crash Prevention and Injury Control*, 2:2, 131-149, 2000.
- Zhou, Z., Jiang, B., Cao, L., Zhu, F., Mao, H., Yang, K. H. Numerical simulations of the 10-year-old head response in drop impacts and compression tests, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Volume 131, 2016, 13-25, ISSN 0169-2607, DOI: 10.1016/j.cmpb.2016.04.013.