

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Validace testovací figuríny – rozdíly v mechanické odezvě  
člověka**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:  
**doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.**

Vypracoval:  
**Bc. Lucie Literová**

Praha, duben 2023

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 23. 4. 2023

.....

Bc. Lucie Literová

## **Evidenční list**

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

---

### **Poděkování**

Zvláštní poděkování patří doc. PaedDr. Karlu Jelenovi CSc. za ochotu a vstřícné jednání při vedení a odborných konzultací během přípravy mé práce. Děkuji také Ing. Petrovi Kubovému za odborný dohled při práci v laboratoři Katedry anatomie a biomechaniky UK FTVS a Ing. Lubošovi Tomšovskému, Ph.D. za cenné rady při zpracování výsledků.

## **Abstrakt**

**Název:** Validace testovací figuríny – rozdíly v mechanické odezvě člověka

**Cíle:** Hlavním cílem této diplomové práce bylo ověření využitelnosti figuríny Dummy Hybrid III k nárazovým zkouškám v dopravním průmyslu v předním a bočním směru.

**Metody:** V předkládané diplomové práci bylo ke splnění cíle použito experimentálních metod. Měření drobných nárazů bylo provedeno v laboratořích Katedry anatomie a biomechaniky UK FTVS pomocí kyvadla vlastní konstrukce.

Měření bylo provedeno na lidských probandech a rovněž na figuríně Dummy Hybrid III.

Sledovány byly odezvy v oblasti hrudního obratle Th5 a na temeni hlavy po nárazu kyvadla do vybraných oblastí na těle člověka či figuríny. Nárazy byly provedeny ve čtyřech různých intenzitách do čela, spánkové kosti, hrudníku, ramene a stehna.

Měřenou veličinou nárazu byla impaktní rychlost. Sledovanou veličinou odezvy na těle člověka i figuríny, byla velikost vzniklého zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 a na temeni hlavy (occiput).

**Výsledky:** Výsledky této práce rozšířily znalosti v oblasti nárazových zkoušek v dopravním průmyslu.

Díky získaným výsledkům byla ověřena vhodnost laboratorního modelu kyvadla k dalším experimentálním měřením, které mohou být využity při nárazových zkouškách. Rovněž byla ověřena validita měřicího řetězce pro po experimentální testování drobných nárazů do lidí či figurín v předním či bočním směru.

Byla zjištěna shoda naměřených hodnot mezi figurínou Dummy Hybrid III a člověkem.

**Klíčová slova:** nárazové zkoušky, experiment, figurína, Dummy Hybrid III, kyvadlo, člověk

## **Abstract**

**Title:** Validation of the test dummy - differences in human mechanical response

**Objectives:** The main goal of this thesis was to verify the usability of the Dummy Hybrid III for crash tests in the transport industry (the front and side directions).

**Methods:** In the presented thesis, experimental methods were used to achieve the goal. The measurement of small impacts in laboratory conditions was carried out using the pendulum of the Department of Anatomy and Biomechanics of the UK FTVS.

The measurement was performed on humans as well as on the Dummy Hybrid III.

We monitored the reactions in the thoracic spine (thoracic vertebra Th5) and on the top of the head after impacts by a pendulum on certain areas on the human body/dummy. Impacts were delivered in four different intensities to the forehead, temporal bone, chest, shoulder and thigh.

The measured impact quantity was the impact velocity. The observed magnitude of the response on the human body and dummy was the magnitude of the resulting acceleration in the area of the Th5 thoracic vertebra and the top of the head.

**Results:** The results of this work have expanded the knowledge in the field of crash tests in the transport industry.

Thanks to the obtained results, there was verified the suitability of the laboratory model of the pendulum for further experimental measurements. So it can be used in the impact tests. The validity of the measuring chain was also verified after experimental testing of minor impacts to people in the front or side direction.

A match of the measured values between the Dummy Hybrid III dummy and the human was found.

**Keywords:** crash tests, experiment, dummy, Dummy Hybrid III, pendulum, human

## Obsah

1	Úvod	9
2	Teoretická východiska práce	11
2.1	Vědecké práce zabývající se poraněním člověka v dopravě	11
2.2	Vědecké práce zabývající se nárazovými zkouškami	18
2.3	Vědecké práce zabývající se odhadem rychlostí, překážkami, měřením vzdálenosti překážek od vozidla	25
2.4	Vědecké práce zabývající se modely člověka (figurínou)	39
3	Testovací figuríny	50
3.1	Historie testovacích figurín	50
3.2	Používané materiály pro výrobu testovacích figurín	54
4	Metodika měření	56
5	Zpracování experimentálních výsledků nárazových zkoušek	67
5.1	Impakt do hrudníku (předozadní náraz)	76
5.2	Impakt do levého ramene (boční náraz)	79
6	Zhodnocení výsledků – diskuze	83
7	Závěr	85
	Bibliografie	86
	Seznam obrázků	90
	Seznam grafů	92
	Seznam tabulek	92
	Příloha č. 1 - Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS	
	Příloha č. 2 - Informovaný souhlas k žádosti 325/2021	

## Seznam použitých symbolů a zkratek

AAAM	Association for the Advancement of Automotive Medicine
AIS	Abbreviated Injury Score
ATD	Antropomorfní Testovací Zařízení
BioRid	Biofidelic Rear impact dummy
DOF	Degree Of Freedom (stupeň volnosti)
ECE	Economic Commission for Europe - Evropská hospodářská komise
EPIDM	External Peripheral Instrument for Deformation Measurement
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standards
HIC	Head Injury Criterion
Hybrid III-50M	Hybrid III 50th Percentile Male Crash Test Dummy
IRTAD	Mezinárodní databáze silniční dopravy a nehodovosti
MADYMO	Mathematical Dynamic Models
MDCT	Multidetektorová Počítačová Tomografie
PCDS	Pedestrian Crash Data Study
PMHS	Postmortem Human Subjects
PRARs	Pedestrian Rotation Angle Range
THUMS	Total Human Model for Safety
WHO	World Health Organization (Světová zdravotnická organizace)



# 1 Úvod

Extrémní zatížení člověka při úrazech v dopravních prostředcích je celosvětově řešenou problematikou. Rovněž jsou v řešení také srážky člověka s vozidlem na dopravní komunikaci, například srážky člověka s tramvají v městské dopravě (Centrum dopravního výzkumu, 2023).

Hlavní příčinou takových nehod většinou bývá z nepozornosti. Chodec např. dobíhá na tramvajovou zastávku a nerozhledne se. Velmi často kouká do telefonu anebo je pod vlivem alkoholu. Další z příčin takové nehody může být tzv. „automatické chování“, ke kterému velmi často dochází na přechodech pro chodce, kde se při čekání rozejde několik jedinců a ten, který nesleduje provoz, bez rozhlédnutí automaticky vstoupí do silnice (Simopt.cz, 2022).

Z výše popsaných důvodů je v dnešní době řešena úprava konstrukce předního čela tramvaje, aby při srážce s chodcem docházelo k minimalizaci vzniku těžkého poranění či případné smrti sraženého jedince. Totožná problematika je řešena v rámci projektu UK FTVS s názvem: *Analýza nehodových dějů chodec tramvaj – validace simulačních modelů*, jehož cílem je zvýšení bezpečnosti ať už pasivní či aktivní vzhledem k chodcům.

V rámci testování byla vypracována metodika nárazových zkoušek tramvaj-chodec s testovací figurínou Hybrid III 50th Percentile Male Crash Test Dummy (HIII-50M). „Využitím většího množství crashtestů byl vytvořen a validován simulační model střetu tramvaj-chodec. Přínosem této práce bude efektivní návrh bezpečnějších konstrukcí vozidel“. Vyrobené zařízení a připravená metodika budou následně využita pro experimentální ověření přínosu, funkčnosti a potřebnosti systému automatického brzdění před překážkou (Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2022).

Předkládaná diplomová práce z daného projektu vychází. V laboratoři katedry anatomie a biomechaniky na UK FTVS bylo sestaveno měřicí zařízení vlastní konstrukce (model kyvadla), na kterém je možné testovat drobné nárazy do člověka či figuríny Hybrid III-50M.

V této práci je popsáno experimentální měření drobných nárazů do člověka a do figuríny. Cílem práce byla verifikace shody odezvy na těle po provedeném nárazu mezi figurínou a člověkem. Provedené zjištění je využitelné pro další šetření nárazových zkoušek v případě čelní a boční kolize při střetu člověka s tramvají.

Experimentální měření probíhalo v různých intenzitách nárazů do čela, spánkové kosti, hrudníku, ramene a stehna. Zvolené intenzity nárazu byly pro člověka bezpečné. Hodnocena byla odezva zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 a na temeni hlavy.

Stejně velikosti impaktů byly vedeny do figuríny Hybrid III-50M. Tyto výsledky provedených experimentů sloužily pro stanovení shody naměřených výsledků mezi figurínou a člověkem.

Díky provedeným experimentům a získaným výsledkům byla ověřena vhodnost laboratorního modelu kyvadla k dalším experimentálním měřením, které mohou být využity při nárazových zkouškách v dopravním průmyslu. Rovněž byla ověřena validita měřicího řetězce pro možnosti dalšího zpracování získaných hodnot a jejich porovnání mezi figurínou Hybrid III-50M a člověkem.

Statistické zpracování výsledků provedeného laboratorního šetření rovněž umožnilo potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz provedeného výzkumu:

- **Hypotéza 1** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti temene hlavy (occiput) mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do hrudníku (předozaďní směr nárazu).
- **Hypotéza 2** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti hrudního obratle Th5 mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do hrudníku (předozaďní směr nárazu).
- **Hypotéza 3** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti hrudního obratle Th5 mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do levého ramene (boční směr nárazu).
- **Hypotéza 4** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti temene hlavy (occiput) mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do levého ramene (boční směr nárazu).

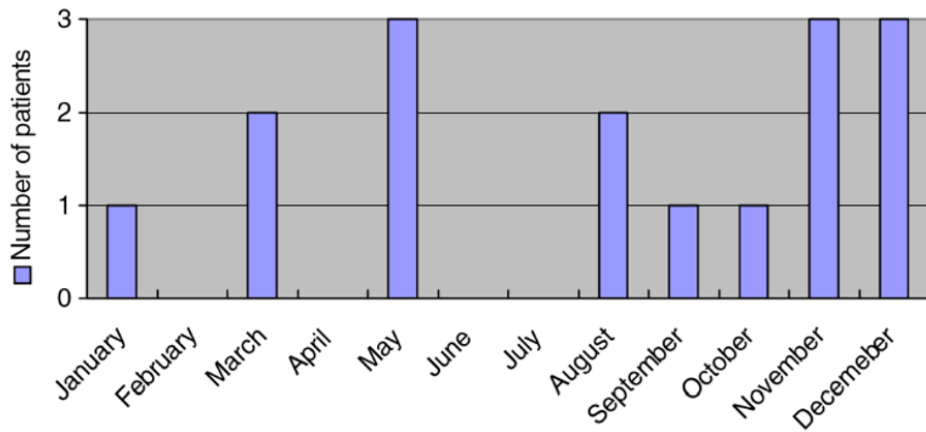
## **2 Teoretická východiska práce**

V této části práce jsou uvedeny studie a výsledky vědeckých prací, které byly využity při řešení cílů předkládané diplomové práce. Tvorba metodiky měření vycházela z vědeckých poznatků předních vědců, výzkumných týmů, které se danou problematikou dříve zabývaly.

### **2.1 Vědecké práce zabývající se poraněním člověka v dopravě**

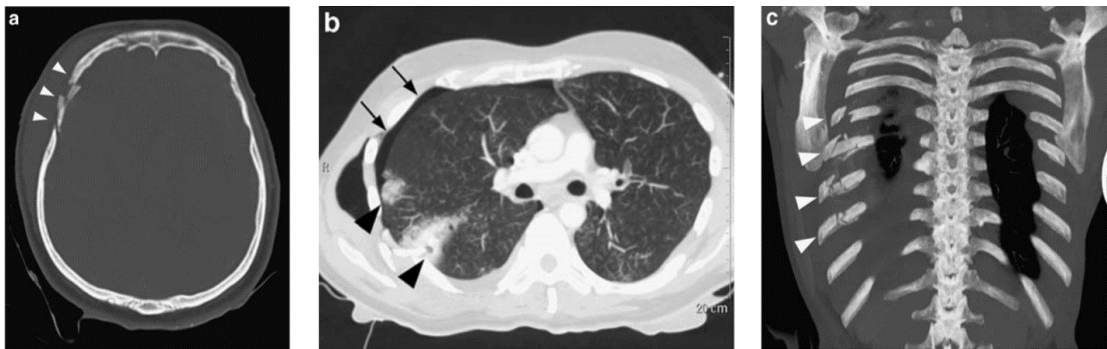
Jedním z největších řešených problémů v dnešní době je dopravní nehodovost. Jedná se o celospolečenský problém, který dle údajů Světové zdravotnické organizace (WHO) již způsobil v minulosti smrt přibližně 25 miliónům lidí z celého světa. Na zranění, která byla zapříčiněná dopravní nehodou, každý rok ve světě podlehne průměrně 1,2 milionů osob. Chodci a cyklisti jsou nejméně chráněnou skupinou účastníků se silničního provozu. Po jejich středu s automobily, motocykly, autobusy a tramvajemi velmi snadno dochází ke zranění. Během nárazu dopravního prostředku s chodcem vznikají zranění, ke kterým dochází při střetu, primární náraz, a následně při dopadu na vozovku či terénní překážku, sekundární náraz (Vojtíšek, 2008).

Cílem studie (Demant, a další, 2010) bylo zkoumání typů a četnosti zranění spojených s nehodami tramvaje a chodce. Hodnoceno bylo 18 polytraumatizovaných pacientů, kteří byli sraženi tramvají v Kolíně nad Rýnem. Diagnostika zranění byla provedena pomocí MDCT (multidetektorová počítačová tomografie) využívající RTG paprsky k prozáření celého lidského těla, která je pro své rychlé zpracování užívána v traumatologii, kde časový faktor hraje významnou roli při léčbě úrazů. Průměrný věk pacientů byl 36,9 let s rozpětím od 14 do 92 let. U mužů středního věku se vyskytoval trend nehod hlavně v zimních měsících, často pod vlivem alkoholu. V Graf 1 je vidět četnost tramvajových nehod u chodců během jednoho roku.



*Graf 1 - Sezonní rozdělení tramvajových nehod u chodců během jednoho roku (Demant, a další, 2010)*

Pacienti byli rozděleni do dvou skupin: monotrauma (Obr. 1) polytrauma (Obr. 2).

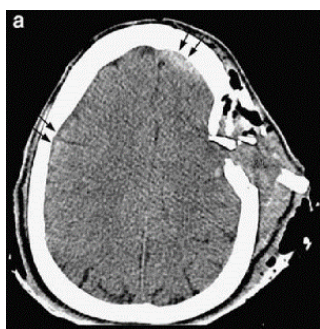


*a) Zlomenina lebky na pravé straně*

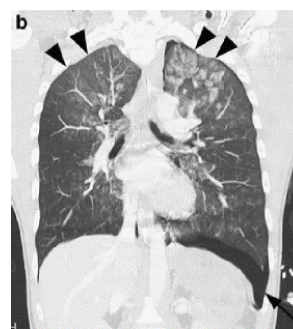
*b) Trauma hrudníku na pravé straně s pneumotoraxem a plicním zhmožděním*

*c) Vícenásobné zlomeniny žeber*

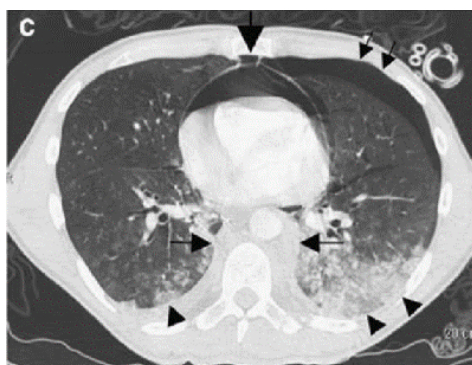
*Obr. 1 – Vzor zranění po bočním zásahu tramvají (Demant, a další, 2010)*



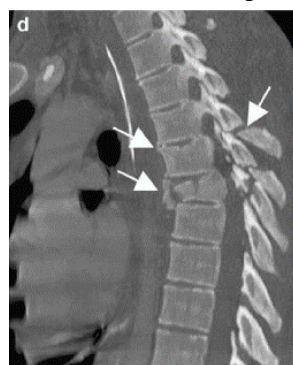
a) *Kraniocerebrální trauma s intrakraniálním krvácením*



b) *Pneumotorax na levé straně (označeno černou šipkou)*



c) *Pneumoperikard a hematomediastinum*

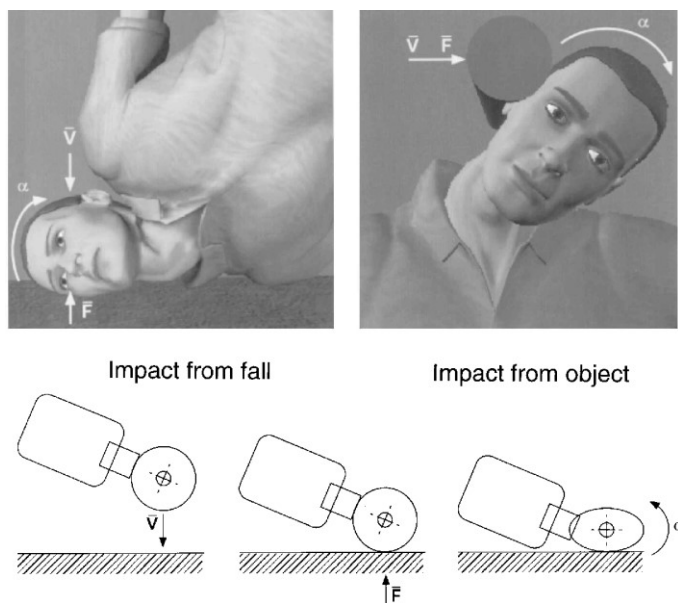


d) *Zlomeniny hrudní páteře*

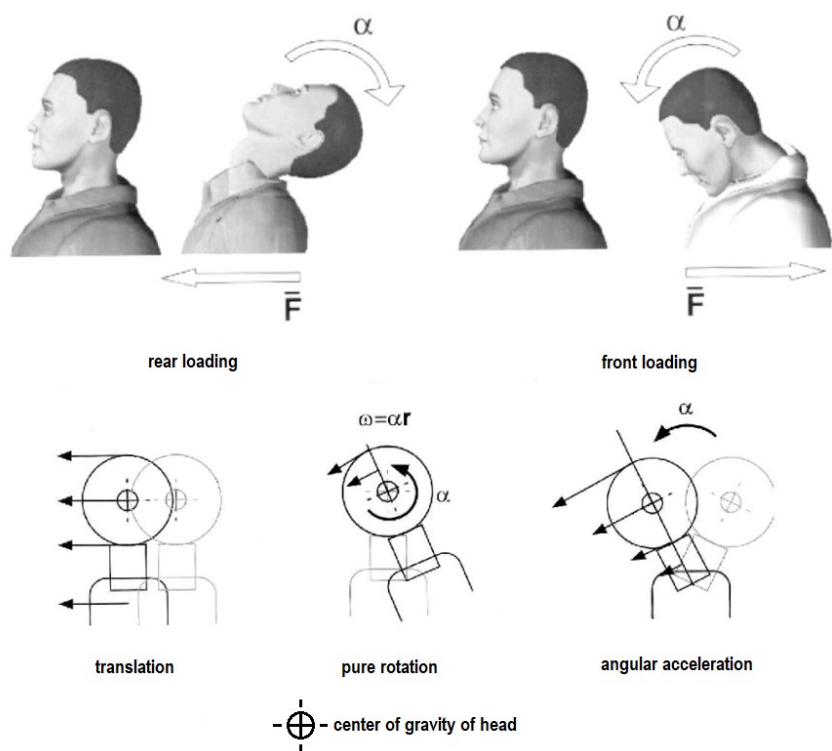
*Obr. 2 – Zranění způsobená rozdrčením tramvají (Demant, a další, 2010)*

V obou skupinách byla četnost poranění hlavy 83,3 % a 66,6 % v oblasti hrudníku. Poranění břicha byla méně častá (44,4 %) a vyskytovala se převážně ve skupině mnohočetných poranění (polytraumat). K nejzávažnějším zraněním došlo ve skupině polytraumat, když byla oběť chycena pod nebo mezi tramvajové vozy. Zranění ohrožující život vždy zahrnovala poranění hlavy. V tomto případě byla úmrtnost 22,2 % (čtyři pacienti).

V práci (Ommaya, Goldsmith, & Thibault, 2009) jsou uvedena rotační zrychlení hlavy v hodnotě cca  $4500 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-2}$  jako postačující pro způsobení otřesu mozku. V rámci nedávných studií věnovaných otřesům mozku bylo zjištěno, že k otřesům mozku docházelo při průměrném rotačním zrychlení  $6596 (\delta = 1866) \text{ rad}\cdot\text{s}^{-2}$ . Ukázky srážek tělesa s hlavou člověka jsou vidět na Obr. 3 a Obr. 4.



Obr. 3 - Vliv zatížení hlava/krk zachycující dopad z pádu a nárazu objektu (Ommaya, Goldsmith, & Thibault, 2009)

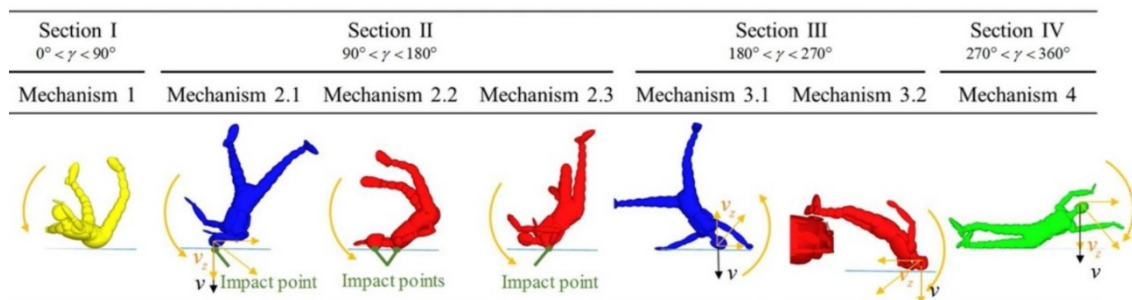


Obr. 4 - Impulzní zatížení hlavy / krku při zadním a předním zatížení zobrazující posun, čistou rotaci hlavy a úhlové zrychlení segmentu hlava-krk (Ommaya, Goldsmith, & Thibault, 2009)

Ve studii (Yin, Li, & Xu, 2017) bylo řešeno, že při sekundárním nárazu dochází k daleko závažnějšímu poranění než při primárním kontaktu vozidla s chodcem. Tato studie řešila problém pomocí modelování více těles a výpočtů ke zkoumání vlivu tvaru přední části vozidla na bezpečnost chodců. V souladu s tím byla zkonstruována

simulační matice pro změnu výšky přední hrany kapoty, délky kapoty, úhlu kapoty a úhlu čelního skla.

Celkem bylo provedeno 315 simulací srážky chodec-vozidlo pomocí multibody simulačního softwaru MADYMO. Při řešení byly nastaveny tři rychlosti vozidel, tj. 20, 30 a 40 km.h<sup>-1</sup>. Výsledky simulací prokázaly, že nejvyšším rozhodujícím faktorem je výška přední hrany kapoty. Pozice a poranění hlavy v okamžiku nárazu hlavy na zem se dramaticky mění s rostoucí výškou kvůli výraznému vzestupu bodu ohybu těla a pohybu bodu střetu. Úhel rotace horní části těla kolem osy  $y$  od počátečního stacionárního postoje do konečného dopadu na zem je definován jako úhel rotace ( $\gamma$ ), jak je znázorněno na Obr. 5. Tento úhel může stručně popsat postoj chodce v okamžiku nárazu na zem, Hodnota  $\gamma$  se často mění, protože souvisí s více faktory: rychlost nárazu ( $v$ ) a konstrukce přední části vozidla. Úhel kapoty je důležitým faktorem, který ovlivňuje zranění hlavy od země, rovněž má vliv délka kapoty a úhel čelního skla. Výsledky práce potvrdily vliv tvaru přední části konstrukce vozidla na závažnost poranění při srážce vozidla s chodcem.



Obr. 5 - Sedm identifikovaných mechanismů během dopadu na chodce (Yin, Li, & Xu, 2017)

Na základě Pedestrian Crash Data Study (PCDS), někteří výzkumníci dospěli k závěru, že jednu z hlavních příčin zranění hlavy při nehodách lze připsat sekundárnímu nárazu, definovanému jako náraz chodce na zem po primárním nárazu vozidla do chodce (Gupta & Yang, 2013).

V práci (Schneider & Nauhm, 1972) jsou uvedena data o frakturách obličejových kostí v předozadním a bočním směru (horní a dolní čelist, lící oblouk), dále pak ve frontální, temporoparietální a lící oblasti. Zatížení horní čelisti vede k šikmé zlomenině jako u zlomeniny kosti lící. Velikost plochy tělesa impaktoru byl kruh o ploše 6,5 cm<sup>2</sup> a všechny experimenty byly udělány vždy na jednom vzorku včetně ponechání měkkých tkání. Tyto experimenty v podstatě potvrzují předchozí uveřejněné výsledky.



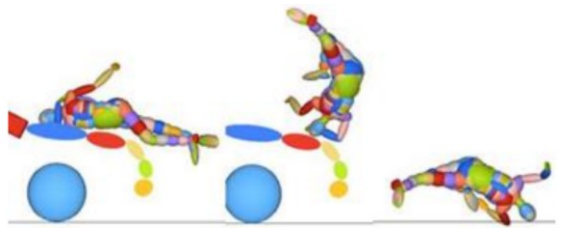


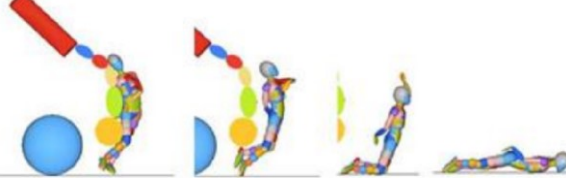
Průměrné silové účinky vedoucí ke zlomenině jsou pro horní čelist 1150 N a pro dolní čelist 2840 N. Na pěti kadáverózních nebalzamovaných hlavách byla impaktní zátěž provedena jejich pádem na vodorovnou plochu. Rychlost dopadu byla v rozmezí 6,08 až 7,14 m.sec<sup>-1</sup>. Impakt byl veden ze spodu na corpus mandibulae. U všech pěti experimentů došlo k fraktuře kondylů dolní čelisti, u čtyř z nich dokonce na obou stranách. Síla v průběhu nárazu se pohybovala v rozmezí od minimální hodnoty 4 460 N, až po maximální hodnotu 6 740 N. Autoři této práce stanovili kontaktní plochu impaktu 127 cm<sup>2</sup>. Rovněž tato studie ukázala, že údery vedené do oblasti brady mohou být přeneseny skrze temporomandibulární klouby a vést až k poranění krční páteře.

V práci (Nauhm, Gatts, Gadd, & Danforth, 1968) byly řešeny impakty do obličejových i lebečních částí balzamovaných hlav kadáverů. Vzorek byl použit vždy jen jednou, impakt působil vždy na konkrétní místo. Velikost plochy tělesa impaktoru byla 6,45 cm<sup>2</sup> a kontaktní povrch byl chráněn niklovým plechem. Výsledky potvrdily, že klinicky významné (vážnější než údery do vlasové části hlavy) se stávají impaktní síly od asi 1000 N do lící oblasti, průměrná síla pro frakturu lící kosti je 1770 N.

Z mezinárodní databáze silniční dopravy a nehodovosti (IRTAD) lze vyčíst, že při srážkách chodců s auty mající vysokou přední nápravu vozidla (SUV a dodávky) je riziko poranění hlavy chodce při kontaktu se zemí vyšší než u vozidel s nízkou přední nápravou (osobní automobily). Autoři článku (Crocetta, Piantini, Pierini, & Simms, 2015) řeší tuto otázku pomocí modelování více těles ke zkoumání vlivu výšky a tvaru přední části vozidla při nehodách s chodcem na mechanismus nárazu do země a na rychlost nárazu hlavy a země (Tabulka 1). Za tímto účelem bylo provedeno 648 simulací srážky chodec/vozidlo pomocí simulačního softwaru MADYMO. Nárazy byly simulovány se šesti typy vozidel při třech rychlostech nárazu (20, 30, 40 km.h<sup>-1</sup>) a třemi typy chodců (50 % muži, 5 % ženy a 6ti leté dítě) v šesti různých kombinacích počátečního postoje, dále simulace se stojícím člověkem a chodcem pohybující se rychlostí 1,4 m.s<sup>-1</sup>. Bylo identifikováno šest různých mechanismů nárazu do země, které se od sebe odlišovaly způsobem, jakým chodec dopadl na zem. Tyto konfigurace mají statisticky odlišné rozložení rychlostí nárazu hlava-země. Obecně platí, že mechanismy nárazu u dospělých, které vedly ke kontaktu se zemí hlavou napřed, byly závažnější u vozidel s vysokým čelem ve srovnání s vozidly s nízkým čelem, ačkoliv u těchto zjištění existuje závislost na rychlosti. U vozidel s vysokým čelem (SUV a dodávky) byl chodec tlačěn hlavně dopředu a u dětí to vedlo k vysoké rychlosti kontaktu hlavy se zemí.



Tabulka 1 - Popis identifikovaných dopadových mechanismů. (Crocetta, Piantini, Pierini, & Simms, 2015)

1	<p>rotační trajektorie pádu těla, při které hlava naráží na zem jako první (rotace chodce je menší než 90°)</p>	
2	<p>trajektorie pádu těla, kdy dochází k menší rotaci těla a k nárazu pánve o zem, následuje dopad dolních končetin a poté i hlavy (rotace chodce je menší než 90°)</p>	
3	<p>trajektorie pádu těla s větší rotací (rotace chodce je větší než 180°), kdy opět dochází nejprve k nárazu hlavy o zem</p>	
4	<p>trajektorie pádu chodce s rotací větší než 270°, kdy první na zem dopadne pánev či dolní končetiny a až poté následuje dopad trupu a hlavy</p>	
5a	<p>mechanismus pádu chodce, kdy je člověk nejprve tlačěn vozidlem ve směru jízdy, poté dochází ke kontaktu chodidel o zem a následuje dopad chodce na zem: hlavou směrem k přední části vozidla</p>	
5b	<p>mechanismus pádu chodce, kdy je člověk nejprve tlačěn vozidlem ve směru jízdy a poté následuje dopad hlavy na zem ve směru jízdy</p>	

## 2.2 Vědecké práce zabývající se nárazovými zkouškami

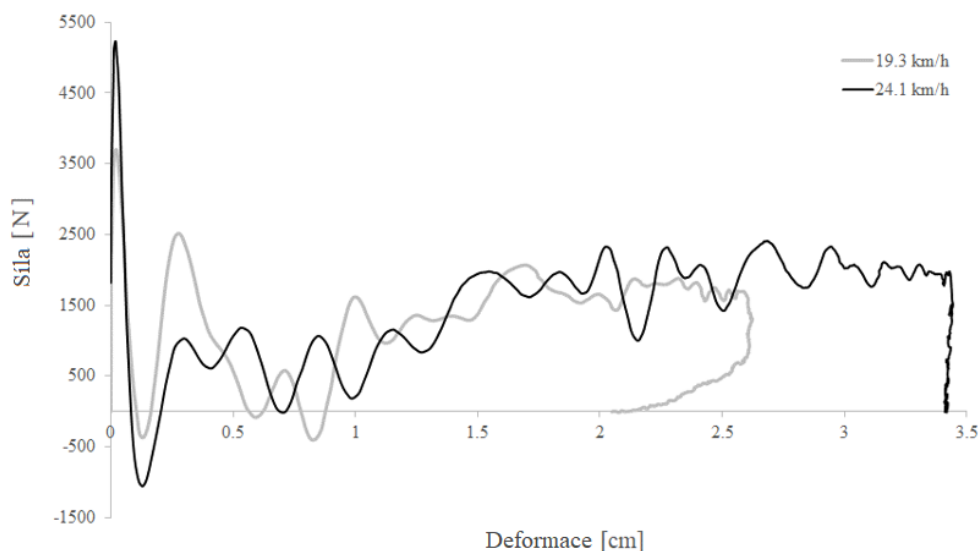
Nárazové zkoušky (crashtesty) jsou tzv. destruktivní zkoušky, které testují pasivní (tuhost karoserie, deformační zóny, airbasy) i aktivní (asistenční systémy) elementy bezpečnosti vozidel. V roce 1934 proběhl první řízený crash test. Auto bylo spuštěno z kopce proti betonové bariéře. Po důsledném prozkoumání vozidla si už tehdy inženýři kladli za cíl konstruovat bezpečnější vozidla. Do dnešní doby bylo provedeno mnoho experimentů, které zahrnovaly kadávery, živá zvířata, dokonce i živé lidi. Již v 50. letech se našli jedinci, kteří si do vozidel na testování sedli dobrovolně, za peníze.

Hlavním cílem práce (Bittner, a další, 2019) bylo řešení nárazových zkoušek čelních skel tramvají při analýze nehodových dějů člověk/stroj. Z empirických zkušeností vyplývá, že při těchto dějích bývá zasažena zejména hlava, která současně patří k nejcitlivějším segmentům lidského těla. Testování bezpečnosti čelních skel (Obr. 6) probíhalo na základě norem ECE a bylo mimo jiné založeno na kolizních dějích s maketou hlavy.



*Obr. 6 - Tramvajové čelní sklo po kolizi s kontaktními body (Bittner, a další, 2019)*

Z hlediska numerických simulací bylo podstatné stanovit i materiálové charakteristiky čelních skel. Zde se z hlediska validity, reliability i ekonomických nákladů jeví jako výhodné využití srážek s tuhým tělesem, kdy celou kinetickou kolizní energii pohltí pouze sklo. Výsledkem těchto testů byl průběh velikosti kontaktní síly v závislosti na deformaci ve směru jejího působení (Obr. 7). Společně s časovým průběhem zrychlení nárazníkového tělesa a údajem o jeho dopadové kinetické energii mohou tyto informace dále sloužit jako okrajové podmínky k verifikaci matematických modelů.

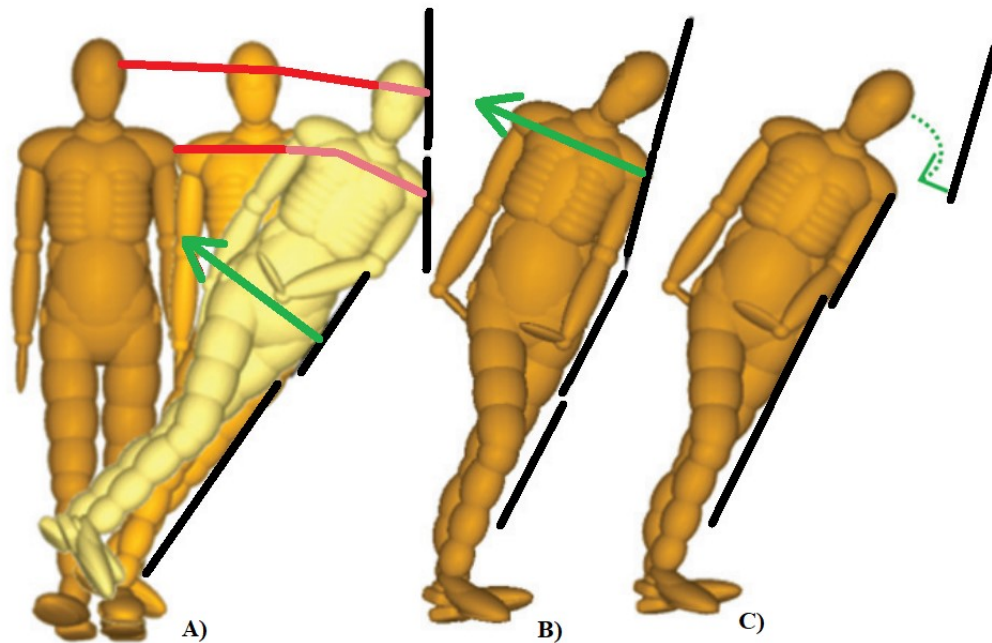


Obr. 7 - Křivka nárazové zkoušky – graf závislosti kontaktní síly na deformaci (pracovní diagram) pro nárazové rychlosti nárazového tělesa 19,3 a 21,4 km.h<sup>-1</sup> (Bittner, a další, 2019)

Na Obr. 7 je vidět průběh nárazu. V souladu s teoretickými východisky došlo v rámci malých deformací k okamžitému kontaktnímu napětí přímo v místě styku obou těles. Jejich nízká stlačitelnost měla za následek strmý nárůst kontaktní síly. Při pokračujícím nárazu impaktoru docházelo u vzorků skla k plastické deformaci lomu. To také mělo za následek krátkodobý pokles kontaktní síly. Dále pohyb nárazového tělesa pokračoval až do mezního posunutí. Jeho kinetická energie byla zcela pohlcena plastickými deformacemi v něm.

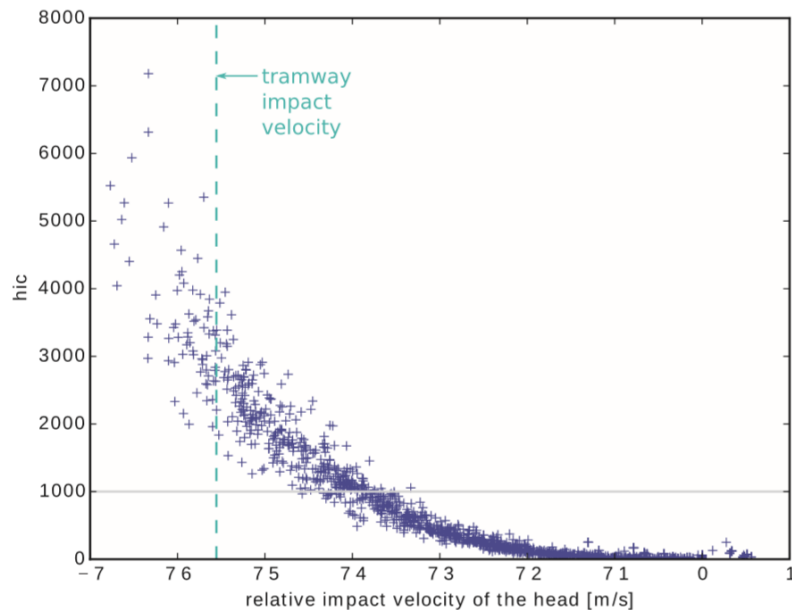
V práci (Chevalier, Brizard, & Beillas, 2019) byly řešeny možné souvislosti mezi geometrií přední části tramvaje (nárazníkem) a rizikem zranění chodců. Práce byla provedena numericky pomocí řešiče MADYMO. Během podrobné analýzy kinematiky chodce byly sledovány mechanismy ovlivňující nárazovou rychlost hlavy (Obr. 8). V prvním případě (A) se jedná o rotaci trupu vznikající v důsledku nárazu spodní části těla do karoserie (výška kapoty je nižší než 1,10 m). Tato rotace přispěla ke zvýšení rychlosti hlavy ve směru tramvaje. V takovém případě může být rychlost nárazu hlavy vzhledem k přední části tramvaje vyšší než rychlost samotné tramvaje, což má za následek vysoké hodnoty kritéria poranění člověka HIC. Druhým mechanismem (B) byl náraz na rameno, který může přispět ke snížení nárazové rychlosti hlavy a výsledné hodnoty kritéria HIC. V několika případech (C), kdy byl primární náraz veden ramenem do kapoty v kombinaci s odsazením čelního skla, může dojít

k minimalizaci či úplné eliminaci nárazu hlavy do čelního skla (výška kapoty 1,30 m a nižší hodnota HIC).



*Obr. 8 - Ukázka nárazu přední části tramvaje do figuríny (Chevalier, Brizard, & Beillas, 2019)*

Při matematickém řešení byla použita široká škála tvarů předních nárazníků. Výpočet byl zcela automatizovaný, což umožnilo systematické hledání optimálního tvaru přední části tramvaje pro různé výšky chodců. Celkem bylo provedeno 8 840 simulací. Z provedených měření bylo zjištěno, že riziko zranění hlavy je výrazně vyšší než pro ostatní části těla (hrudník a dolní končetiny). Jedním z hlavních určujících parametrů, které měly vliv na poranění, patřila především výška zakřivení čelního skla. Výsledky nárazu jsou však odlišné při různé výšce chodce. Neméně důležitá je i rychlost tramvaje. Řešení rychlosti tramvaje bylo v rozmezí 20 až 30 km.h<sup>-1</sup>. Na Obr. 9 je znázorněna závislost relativní nárazové rychlosti hlavy HIII-M50 při 20 km.h<sup>-1</sup>.

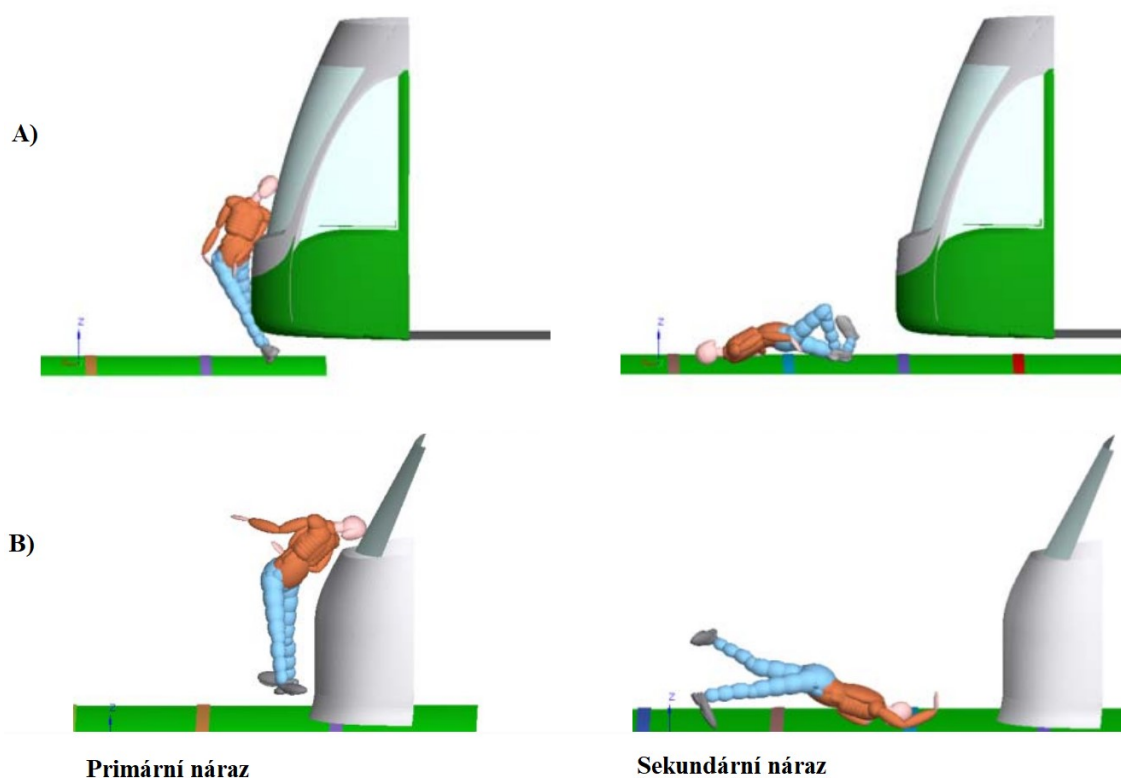


Obr. 9 – Závislost relativní nárazové rychlosti hlavy a kritéria poranění hlavy (HIC – High Impact Characteristic) – rychlost 20 km.h<sup>-1</sup> (Chevalier, Brizard, & Beillas, 2019)

Při řešení optimalizace tvaru přední části tramvaje bylo usouzeno, že nejlepší strategií pro omezení rizika poranění hlavy člověka v důsledku nárazu do tuhého čelního skla bylo, aby byl náraz směřován do ramene chodce. Nevyřešeným problémem však zůstala různá výška lidí. Což ve výsledku znamená různou výšku místa nárazu předního nárazníku do těla člověka. Kromě optimalizace tvaru přední části tramvaje by se v budoucnu měla řešit i vhodná tuhost čelního skla, což také může snížit rozsah zranění člověka při srážce.

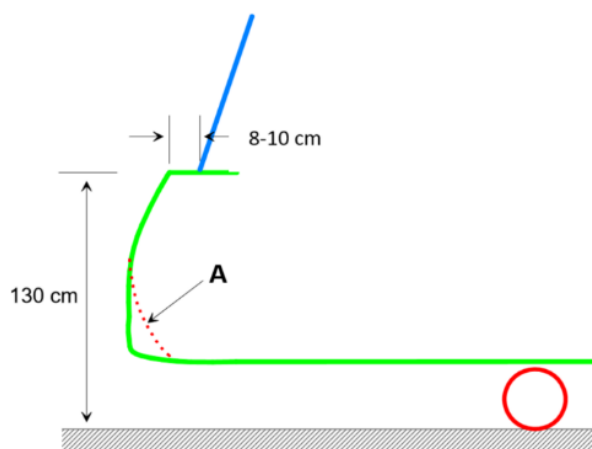
Účelem studie (Liangliang, a další, 2018) bylo zkoumání vlivu tvaru přední konstrukce vozidla, rychlosti nárazu vozidla a velikost chodce na riziko zranění po sražení člověka na zem. Při srovnání primárních (srážka vozidla s chodcem) a sekundárních nárazů (náraz chodce na zem) bylo zjištěno, že sekundární nárazy mají za následek nepředvídatelné rozsahy zranění. Bylo provedeno 600 simulací s využitím systému MADYMO. Testovány byly čtyři různé velikosti chodců, šest typů počáteční chůze, pět typů vozidel a pět různých nárazových rychlostí. Rozsahy úhlů rotace chodců měly významný vliv na velikost zranění při dopadu chodce na zem. Mezi rychlostí vozidla a kritériem poranění hlavy HIC však při sekundárním nárazu nebyla nalezena žádná závislost. Dále bylo zjištěno, že při srážkách o nízké rychlosti vozidla (20 a 30 km.h<sup>-1</sup>) bylo poranění hlavy chodce způsobené sekundárním nárazem vyšší než to, které bylo způsobeno primárním nárazem.

V článku (Weber, Muser, & Schmitt, 2015) bylo pojednáno o vážných zraněních chodců při kolizi s tramvají. Ve většině vědeckých studií byly zkoumány základní havarijní situace, ale optimalizace tvaru přední části tramvaje (nárazníku) je ojediněle řešena. Cílem této studie byla optimalizace návrhu nárazníku tramvaje tak, aby bylo sníženo riziko zranění chodců. Typické scénáře nehod byly definovány na základě analýzy kolizí tramvají a chodců a případů řešených v předchozích výzkumech. Dalším cílem práce bylo stanovení obecných postupů pro návrh vozidel veřejné dopravy. V simulačním prostředí MADYMO byly testovány matematické modely pěti různých tvarů nárazníků tramvaje na modelu figuríny HIII-50M. Byla analyzována kinematika zasažených chodců, kritéria zranění HIC, zrychlení hlavy a rychlost nárazu hlavy. Řešen byl primární náraz, sekundární náraz a situace, kdy chodec skončil pod koly tramvaje. Na Obr. 10 je znázorněna simulace primárního a sekundárního nárazu tramvaje do chodce (A – standardně používaná přední náprava tramvaje, B – matematický model přední nápravy tramvaje dle doporučení švýcarských služeb veřejné dopravy).



Obr. 10 – Ukázka srážky chodce a tramvaje při rychlosti  $30 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$  – A – standardně používaná přední náprava tramvaje, B – matematický model přední nápravy tramvaje dle doporučení švýcarských služeb veřejné dopravy (Weber, Muser, & Schmitt, 2015)

Během simulací byly určeny potenciálně kritické oblasti v různých částech přední nápravy tramvaje jako např. přední kryt, čelní sklo, sloupky a výška světel (Obr. 11 a Obr. 12).

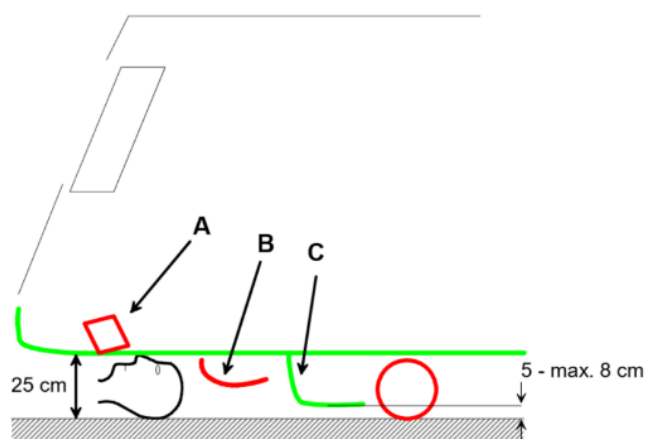


Obr. 11 – Ukázka optimalizace tvaru nárazníku tramvaje (Weber, Muser, & Schmitt, 2015)

Přední panel obložení by měl být posunut vpřed vzhledem k čelnímu sklu asi o 8 až 10 cm (Obr. 11), chodec se tak nejprve dotkne tramvaje pouze pánví nebo horní částí těla. Díky tomu je snížena pravděpodobnost primárního nárazu hlavy.

Spodní okraj čelního skla by neměl být umístěn níže než 130 cm a pro spodní část čelního obložení se doporučuje použít téměř svislý obrys. Obzvláště u dětí, či osob s menší výškou, by kruhový tvar působil tak, že tělo člověka by bylo sraženo směrem k zemi a bylo tak zvýšeno riziko zranění sekundárního nárazu.

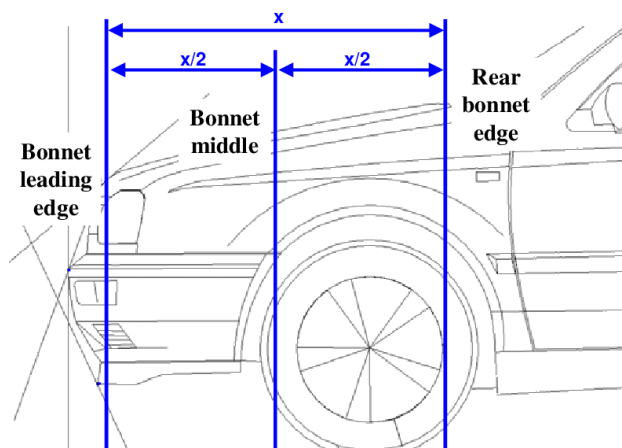
Dále byla řešena simulace optimálního tvaru spodní části nárazníku tak, aby při nehodě zabránil kontaktu lidského těla s koly tramvaje (Obr. 12). Výsledky práce prokázaly vhodnost umístění nárazníku 5 až 8 cm nad zemí.



Obr. 12 – Konstrukční řešení tvaru spodní části nárazníku tramvaje (Weber, Muser, & Schmitt, 2015)

Obr. 12 znázorňuje problematiku spodní části nárazníku. Vzdálenost konstrukce přední nápravy tramvaje od země vyšší než 25 cm může způsobit vážná poranění zvláště v případě, kdy se sražená osoba dostane pod tramvaj (A). Vzdálenost konstrukce přední nápravy tramvaje od země méně než 25 cm ale více než 5 - 8 cm může způsobit zranění přímým nárazem (B), pohyblivý nebo pevný, nejlépe měkce potažený profil umístěný asi 5-8 cm nad zemí (C) tak může zabránit kontaktu s koly.

Účelem studie (Gupta & Yang, 2013) bylo zjištění, jak mohou různé profily přední nápravy vozidla ovlivnit rozsah sekundárního nárazu hlavy chodce do země a tím napomoci snížit riziko poranění hlavy. Odezvy na chodcích byly studovány pomocí několika modelů předních náprav vozidel střední velikosti a aut SUV, které byly již dříve validovány spolu s MADYMO modely. Tvarování kapoty bylo řešeno pomocí metody konečných prvků, kdy bylo provedeno zkoumání změny výšky nárazníku, předního sklonu kapoty, tvaru přední i zadní části kapoty (Obr. 13)



Obr. 13 - Tvarování kapoty (Gupta & Yang, 2013)

Simulace sekundárního nárazu chodce byly prováděny při nárazových rychlostech 30 a 40 km.h<sup>-1</sup>. Testovány byly tři skupiny chodců s různou výškou. Tím bylo možné vyhledávat optimální přední profil kapoty, který zajistí nižší riziko poranění.

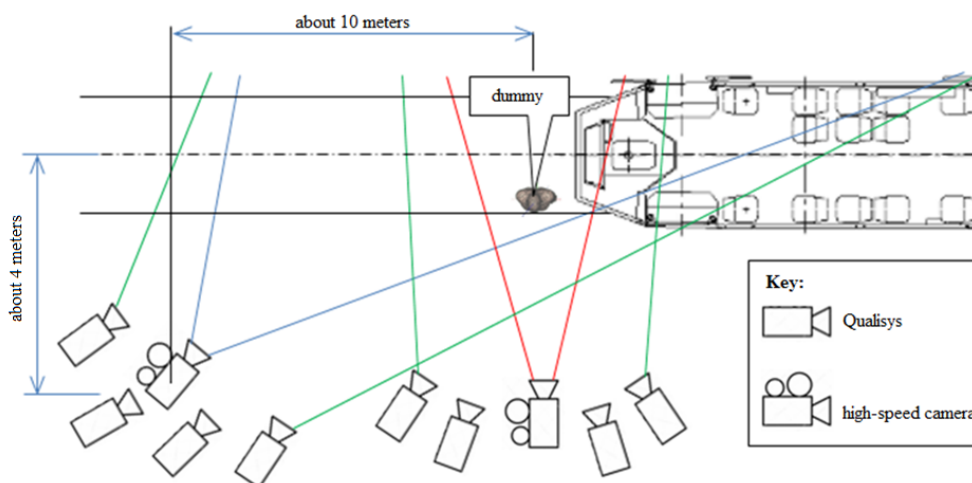
V naprosté většině případů došlo při simulaci i k sekundárnímu nárazu. Zranění při sekundárním nárazu bylo především v oblasti hlavy, krku a ramen chodce. Díky různým prototypům předních náprav vozidel bylo zjištěno, že některé tvary nárazníku vedly při sekundárním nárazu chodce k poranění ne v horní, ale spíše v dolní části těla, čímž bylo zabráněno poranění hlavy.



### 2.3 Vědecké práce zabývající se odhadem rychlostí, překážkami, měřením vzdálenosti překážek od vozidla

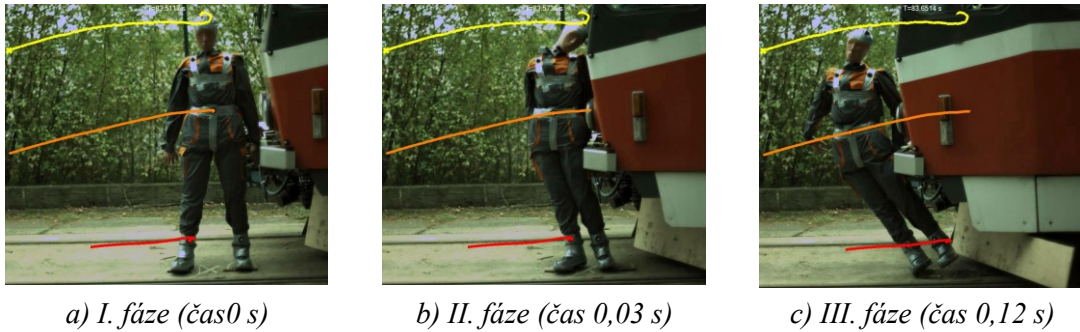
V této podkapitole je uveden souhrn prací, které řeší problematiku odhadu rychlostí, překážek, či práce, které se zabývaly měřením vzdáleností vozidel od překážek v přímé jízdě kolových vozidel po vozovce.

V publikaci (Lopot, a další, 2019) byly popsány první výsledky dlouhodobého projektu, na konci kterého bude k dispozici validovaný model chodce pro simulaci nárazových zkoušek čel tramvají a případně dalších městských kolejových vozidel. V rámci současné fáze výzkumu byly uvedeny výsledky pilotního experimentu s figurínou, které doplňují výsledky simulací. Na Obr. 14 je vidět rozmístění kamer systému Qualisys a rychloběžných videokamer při experimentálním měření.



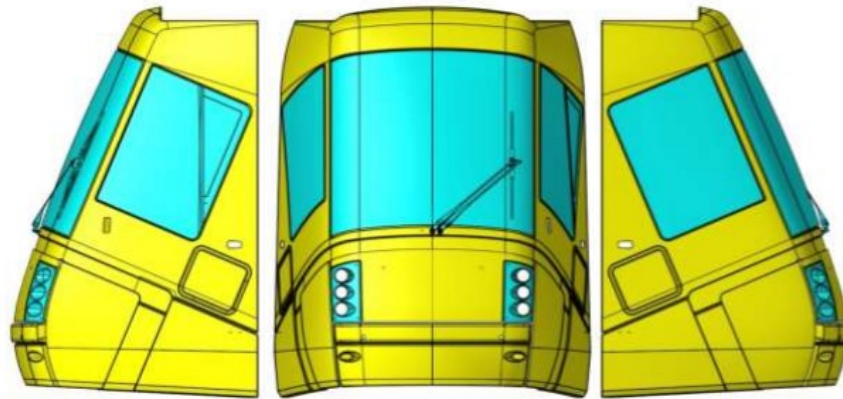
Obr. 14 - Rozložení kamer při měření (Lopot, a další, 2019)

Výsledky práce prokázaly, jak důležité je věnovat mimořádnou pozornost jednotlivým fázím průběhu kolizního děje a jak významná je lokalizace a tvarování jednotlivých panelů čela tramvaje pro charakter sledovaných fází. Na Obr. 15 je zobrazen průběh kolizního děje při nárazu tramvaje do figuríny Dummy Hybrid III při rychlostech ( $v$ ) 10 a 20 km.h<sup>-1</sup>. V první fázi nárazu se významným způsobem uplatnila setrvačnost jednotlivých segmentů těla s tím, že k primárnímu kontaktu dochází mezi nárazníkem tramvaje a stehnem figuríny. Následuje tzv. „tvarování“ figuríny podle tvaru čela tramvaje a k postupným nárazům do ramen a hlavy. Poté se figurína začíná od povrchu čela odpoutávat. Velmi významnou roli pro charakter druhé fáze kolizního děje hraje třecí síla mezi podrážkami bot figuríny a povrchem kolejové trati. Následuje dopad figuríny na zem. Jedná se o akcelerovaný pád. Za daných okolností jde o fázi, která má nejničivější dopad na tělo figuríny, tzv. sekundární dopad.



*Obr. 15 - Jednotlivé fáze průběhu kolizního děje (Lopot, a další, 2019)*

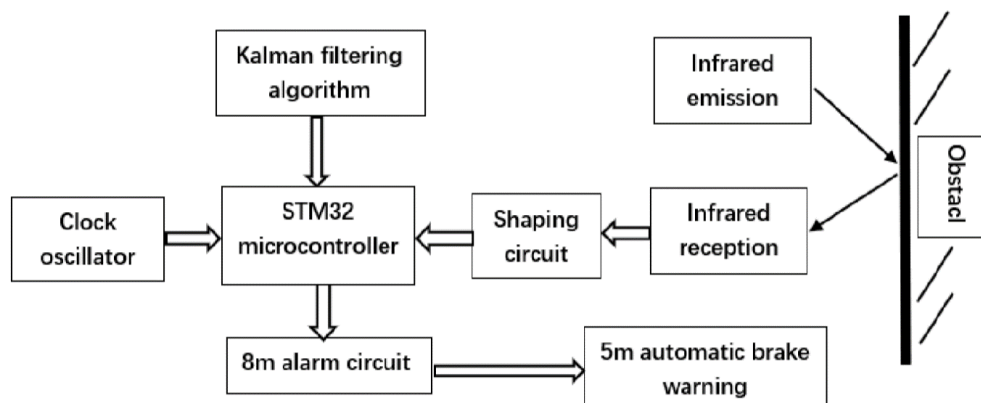
Na Obr. 16 je zobrazena úprava předního nárazníku tramvaje. Provedenými simulacemi bylo možné modifikovat tvary předního nárazníku tramvaje tak, aby se během této kritické fáze docílilo co nejmenšího poškození na sražené figuríně.



*Obr. 16 - Upravená přední strana tramvaje (Lopot, a další, 2019)*

Z této práce vyplývá, že při studiu střetů chodců a tramvají je třeba věnovat zvláštní pozornost celému průběhu nehodové události, od prvního kontaktu až po dopad chodce na zem. Ve všech testovaných případech (tři různé rychlosti nárazu) lze ve sledovaném průběhu kolizní události identifikovat tři základní fáze: fáze primárního nárazu, fáze odraženého pádu a fáze konečného nárazu. Tření mezi podrážkami a povrchem tramvajové trati hraje zásadní roli ve vývoji druhé a třetí etapy. Zavedením situace, kdy je figurína přepravována tramvají ihned po první fázi srážky, můžete dosáhnout výrazně méně škodlivých podmínek při dopadu figuríny na zem v konečné fázi nehody. Ve všech testovaných případech byla naměřena reakční doba řidiče téměř přesně 0,25 s od počátku kolizního děje (měřeno od prvního kontaktu čela tramvaje s chodcem). Přestože figurína Hybrid III není určena pro studium přímých bočních nárazů, poskytuje vysoce spolehlivou zpětnou vazbu, která dobře odpovídá virtuální figuríně používané pro studium kolizí mezi chodci a osobními vozidly.

V práci (Yang & Zhao, 2019) byl řešen odhad rychlosti pohybu překážky před tramvají. Autor se v této práci snažil představit možnosti, díky kterým dochází k minimalizaci střetů mezi tramvají a chodcem nebo vozidlem. Aby se předcházelo takovým dopravním nehodám, byl navržen systém, který využívá infračervený rozsahový senzor doplněný o Kalmanův filtr. Infračervený dálkoměr nepřetržitě vysílá infračervené paprsky o frekvenci 40 kHz do směru jízdy tramvaje. Schéma infračerveného měření je zobrazeno na Obr. 17.



Obr. 17 – Vývojový diagram detekce vzdálenosti tramvaje od překážky v reálném čase (Yang & Zhao, 2019)

Pokud je detekován signál, odražený od překážky, tak dojde k jeho zpracování počítačem. Výsledkem práce byla tvorba rovnic, díky kterým byl získán varovný práh vzdálenosti překážky z relativní rychlosti tramvaje.

$$P(n|n-1) = a^2P(n-1) + \sigma_\omega^2 \quad (1)$$

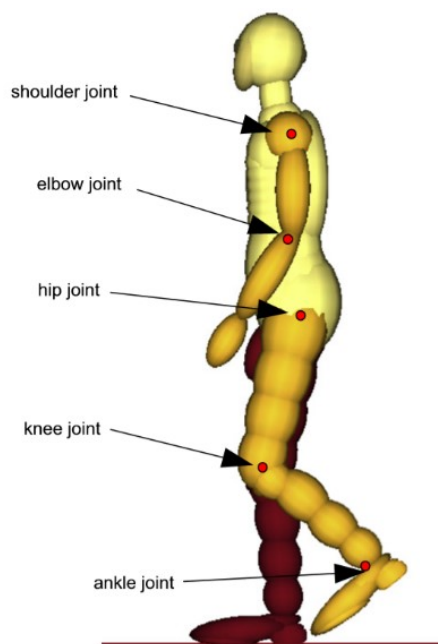
$$k(n) = \frac{P(n|n-1)}{\sigma_\theta^2 + P(n|n-1)} \quad (2)$$

$$\hat{s}(n) = \hat{s}(n-1) + k(n)[x(n) - a\hat{s}(n-1)] \quad (3)$$

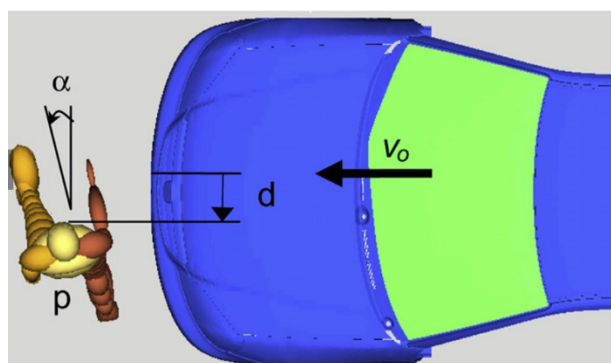
$$P(n) = [1 - k(n)]P(n|n-1) \quad (4)$$

Výsledky práce prokázaly, že tato metoda může výrazně zvýšit přesnost detekce vzdálenosti tramvaje od překážky v reálném čase během jízdy a v případě možnosti kolizního děje započít i brzdící manévry.

Cílem studie (Untaroiu, a další, 2009) byl vývoj spolehlivé metodologie, která bere v úvahu rychlost vozidla a pozici, v níž se nachází tělo chodce před nárazem s využitím Multi-Body simulací (Obr. 18) a optimalizačních technik (Obr. 19).

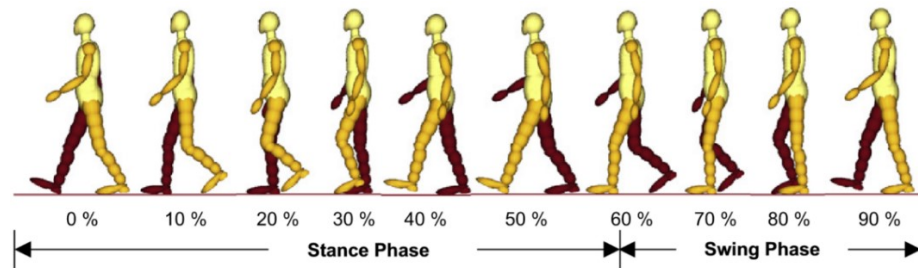


Obr. 18 - MADYMO Multibody Solver – klouby horních a dolních končetin (Untaroiu, a další, 2009)



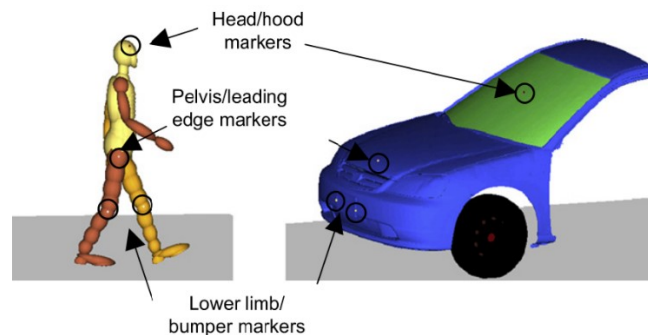
Obr. 19 - Pre-impact parametry modelů automobilů a chodců používané jako konstrukční proměnné při rekonstrukci havárie (Untaroiu, a další, 2009)

Bylo prokázáno, že numerické simulace nárazu vozidla do chodce bude možné používat k pochopení toho, jak se zranění chodců vztahují ke zdokumentovanému poškození vozidla. Nejprve byla navržena souvislá sekvence chůze na základě údajů z využitých vědeckých publikací a dříve provedených simulací (Obr. 20).

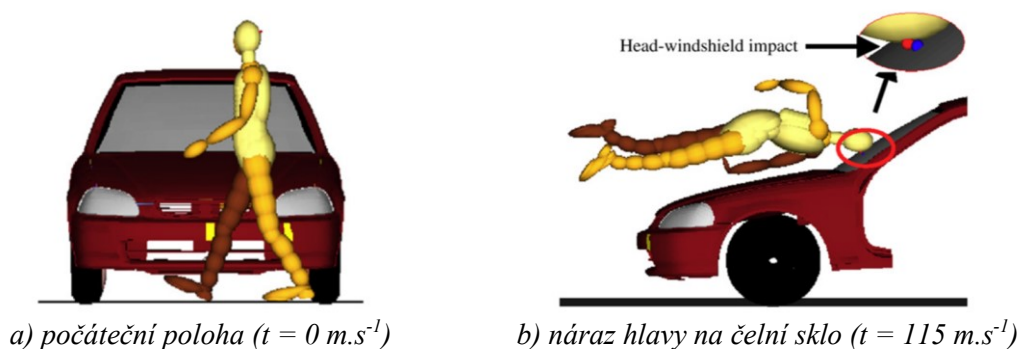


Obr. 20 - Postoje chodců pro různé parametry chůze (%) cyklu chůze (Untaroiu, a další, 2009)

Sekvence byla použita jako konstrukční parametr při samotném výběru té nejpravděpodobnější varianty postoje chodce při nárazu automobilu do člověka. Během simulované havárie byly vyhodnoceny tři optimalizační algoritmy. Měřené parametry před nárazem chodce a vozidla byly při optimalizačním algoritmu brány jako neznámé (Obr. 21 a Obr. 22).



Obr. 21 - Kontaktní body modelu pro chodce a vozidlo používané pro definování objektivní funkce ideální (falešné) rekonstrukce nárazu (Untaroiu, a další, 2009)



Obr. 22 - Simulace rekonstrukce nárazu (Untaroiu, a další, 2009)

Ověření metodiky bylo provedeno pomocí simulované rekonstrukce havárie mezi vozidlem a chodcem v reálném prostředí (Obr. 23 – barevnými kruhy označeny kontaktní plochy po nárazu). Byla stanovena sada výchozích podmínek pro chodce i pro vozidlo. Tato studie prokázala, že numerické simulace spojené s optimalizačními algoritmy lze použít k předpovídání podmínek před srážkou chodce a vozidla.



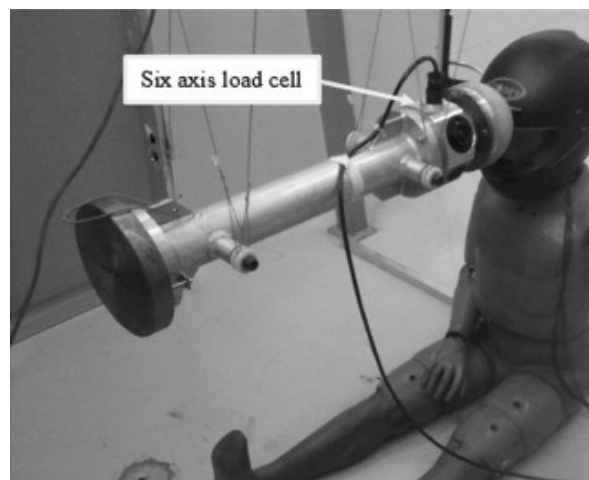
a) experiment



b) simulace

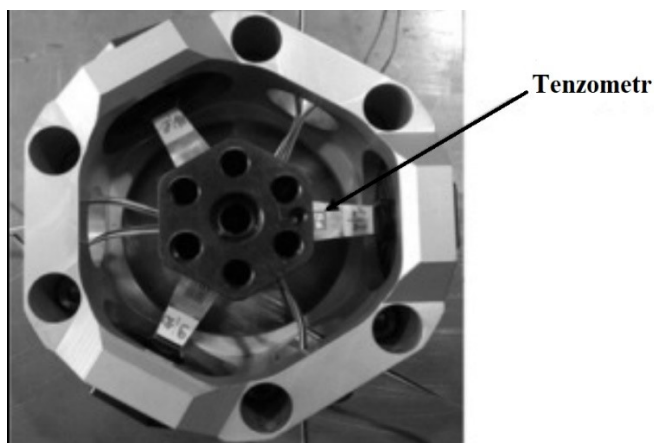
Obr. 23 - Rekonstrukce havárie mezi vozidlem a chodcem (Untaroiu, a další, 2009)

Ve studii (Ballo, Gobbi, Mastinu, & Previati, 2016) byl popsán inovativní šestiosý snímač zatížení, který byl využit pro zkoušky čelního nárazu na figuríně HIII-50M. Nový šestiosý snímač zatížení, navržený na Politecnico di Milano (Technická univerzita v Miláně), je kvazistaticky určená konstrukce sestávající z centrálního tří paprskového prvku připevněného k vnějšímu rámu pomocí speciálních spojů vhodně navržených tak, aby minimalizovaly koeficient tření (Obr. 24).



Obr. 24 - Šestiosý snímač zatížení (Ballo, Gobbi, Mastinu, & Previati, 2016)

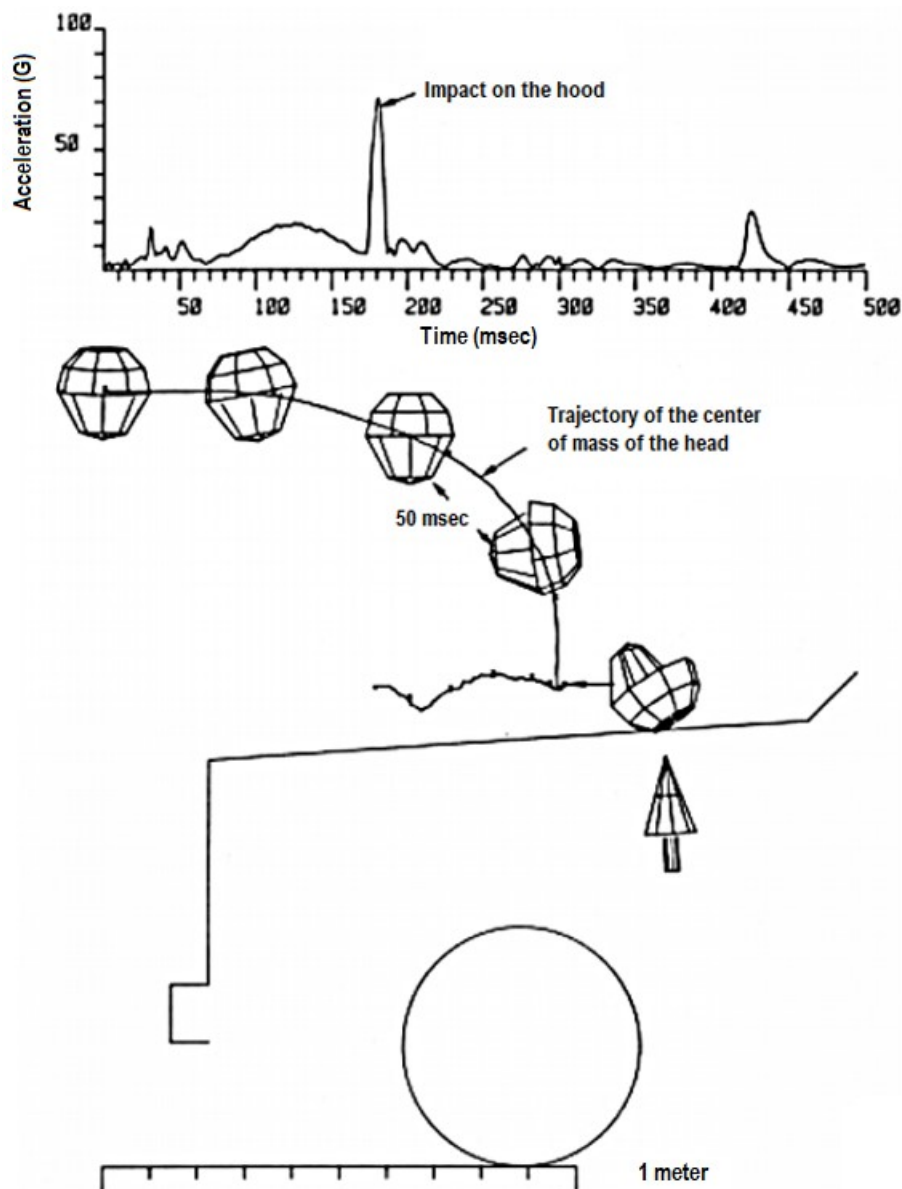
Speciálně navržená elektronická deska byla zabudována do siloměru a umožňuje zpracování signálu v reálném čase (Obr. 25).



*Obr. 25 – Tenzometr (Ballo, Gobbi, Mastinu, & Previati, 2016)*

Vyvinutý snímač zatížení byl použit při testech čelního nárazu do figuríny Hybrid III. Nárazová síla působila na hlavu figuríny pomocí kyvadla. Byla měřena síla nárazu a zrychlení ve dvou různých bodech na hlavě figuríny. Byl vyvinut jednoduchý analytický model hlavy a krku s jedním stupněm volnosti. Koeficienty tuhosti a tlumení krku byly do výpočtu přiřazeny ze získaných dat provedených experimentů.

Ve studii (Niederer & Schlumpf, 1984) byly analyzovány pohybové vzorce, které popisují průběh nárazu člověka s překážkou. Rovněž byl analyticky řešen související pohyb hlavy po provedeném nárazu do těla člověka. Dalším cílem práce byla identifikace příznivé geometrie přední nápravy automobilu tak, aby byly minimalizovány následky nárazu. Primární příčinou vážného zranění chodce, který je zasažen přední částí vozidla, byl nejčastěji náraz hlavy o kapotu (Obr. 26).

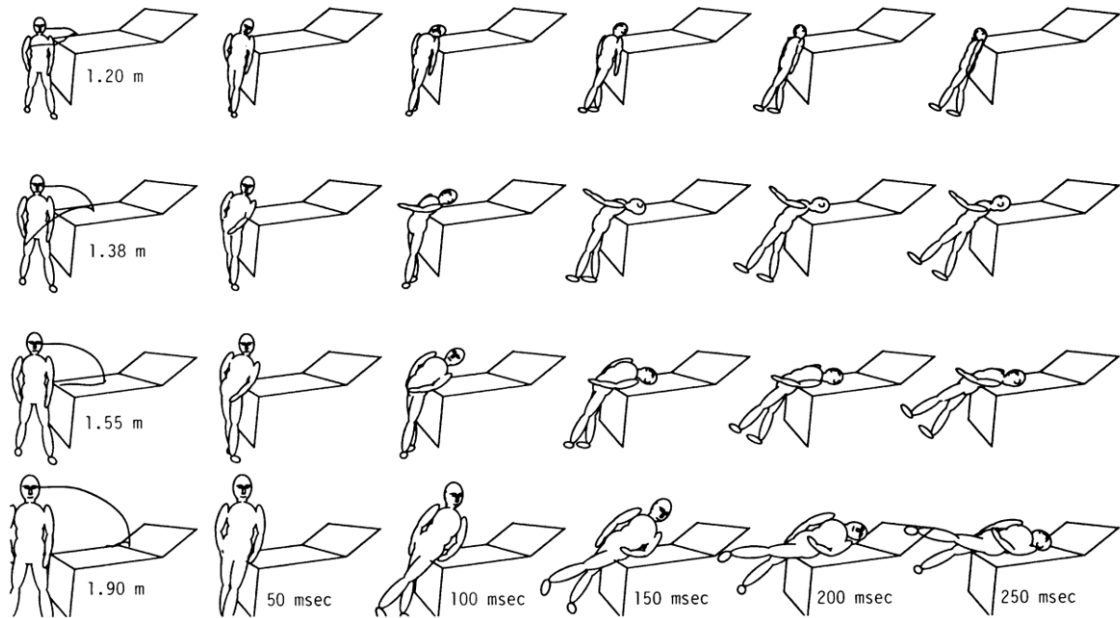


Obr. 26 - Trajektorie těžiště hlavy - poloha hlavy při nárazu o kapotu auta (Niederer & Schlumpf, 1984)

Studie byla založena na crash testech provedených při různých rychlostech nárazu. Přední část vozidla měla variabilní geometrii. Rychlost nárazu i geometrie přední strany vozidla byly nejdůležitějšími faktory, které určovaly závažnost poranění chodce. Pro tento test byla využita figurína 572 ATD (HUMANOID) vybavená 18-ti tříosými akcelerometry. Trajektorie hlavy při nárazu byla stanovena informační technologií odvozující geometrické, radiometrické a sémantické informace trojrozměrného objektu z dvourozměrných většinou již digitálních snímků (vysokorychlostní filmová fotogrammetrie). Ve studii byla použita simulace využívající rozšířenou verzi počítačového programu CALSPAN CVS. Rychlost nárazu hlavy o kapotu klesá se zvyšující se výškou horní hrany přední části vozidla (Obr. 27), přičemž se ale zvyšuje



zatížení pánve. Navzdory skutečnosti, že zatížení hlavy a pánve vykazují opačnou závislost, je prokázáno, že u dospělého chodce s průměrnou výškou lze geometrii přední části vozidla upravit tak, aby bylo možné očekávat celkové snížení zranění v určitém rozsahu rychlosti nárazu.

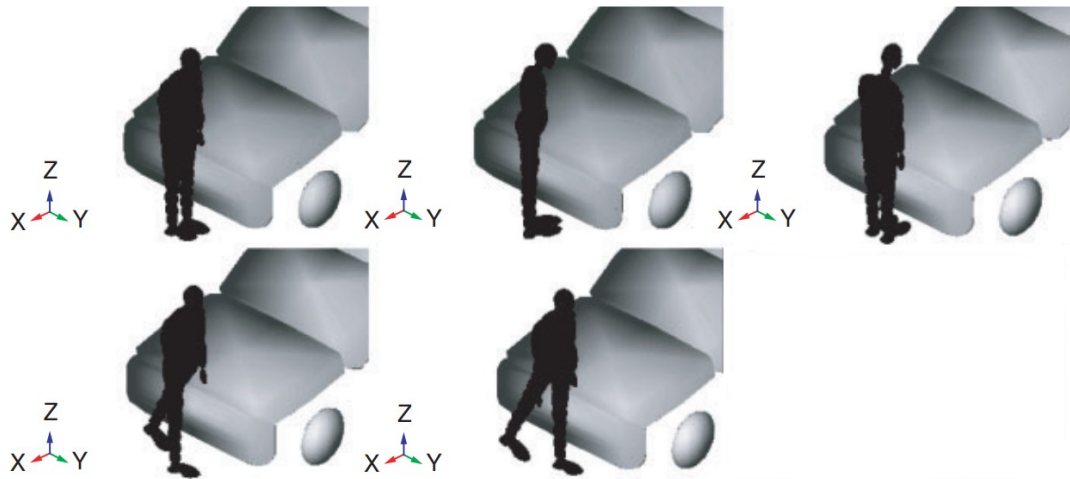


Obr. 27 - Vliv tělesné výšky na pohybové vzorce (Niederer & Schlumpf, 1984)

Ve studii (Simms & Wood, 2010) byla popsána kinematika zranění způsobená nárazem vozidla do chodce a jeho následného pádu na zem. Úrazy chodců způsobené kolizemi vozidla vznikají nejčastěji při kontaktu člověka s vozidlem (tzv. primární náraz) a také při následném kontaktu člověka se zemí nebo s překážkou (tzv. sekundární náraz). V této práci bylo prokázáno, že při kolizní rychlosti vyšší než  $7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  náraz vozidla již způsobuje zranění vyšší závažnosti. Pro řešení byl využit výpočetní program Model MADYMO.

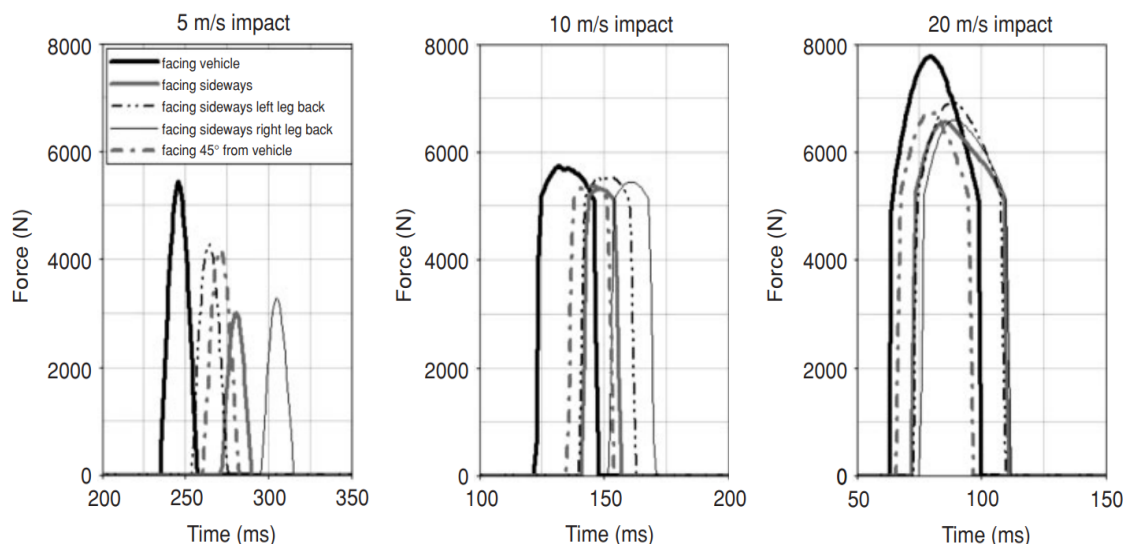
Na Obr. 28 jsou zobrazeny modelované konfigurace, které byly zvoleny:

- čelem k vozidlu
- $45^\circ$  rotace od vozidla
- bokem k vozidlu
- bokem k vozidlu (levá noha vzad, pravá noha vzad)
- bokem k vozidlu, které se pohybuje rychlostí  $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$



Obr. 28 - Počáteční konfigurace modelu pro chodce (Simms & Wood, 2010)

Byly implementovány tři rychlosti nárazu vozidla (5, 10, 20 m.s<sup>-1</sup>) tak, aby reprezentovaly nárazy vozidla do chodce při nízké, střední a vysoké rychlosti. Obr. 29 ukazuje, že podle očekávání dochází ke zvýšení kontaktní síly mezi hlavou a vozidlem se zvyšující se rychlostí spolu se zkrácením doby nárazu hlavy. Při všech rychlostech dochází k nejvyšším nárazovým zatížením v případech, kdy chodec stojí čelem k vozidlu. Počáteční poloha člověka postaveného bokem k vozidlu vede k nižšímu zatížení při nárazu hlavy. Stává se tak v důsledku menšího efektivního poloměru otáčení kolem náběžné hrany kapoty ve ventro-dorsální orientaci ve srovnání s orientací latero-laterální. Při rychlosti 5 m.s<sup>-1</sup> dochází ke kontaktu hlavy s kapotou, nikoli s čelním sklem. Postavení nohou je také významné. Když je nezasazená noha vzad, chodec se otáčí kolem své svislé osy, takže dochází ke kontaktu kapoty a čelního skla se zadní částí hlavy, zatímco u obrácené pozice nohou dojde k nárazu čela o kapotu.



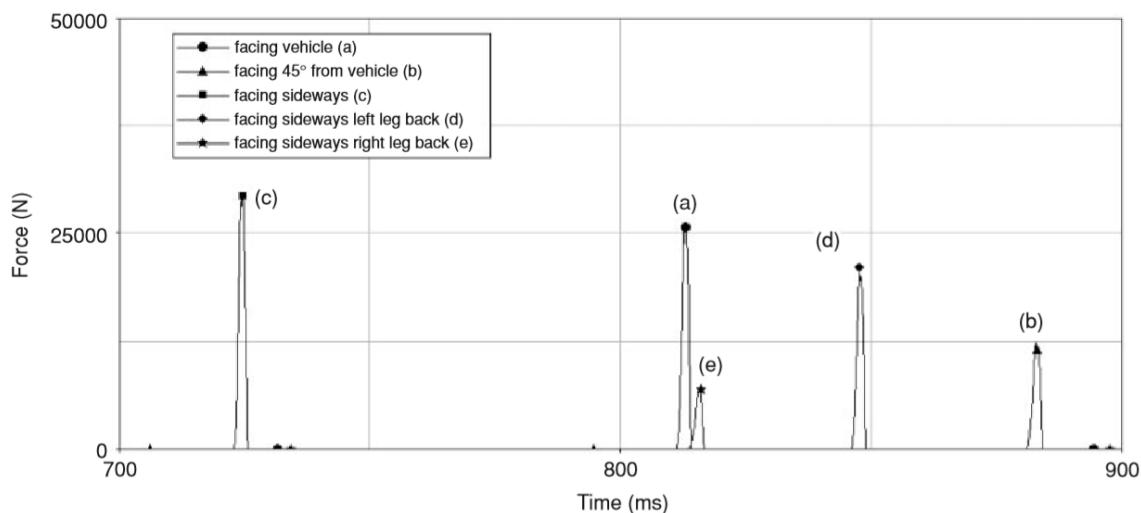
Obr. 29 - Posturální změny ovlivňují kontaktní sílu vozidla/hlavy. Při nárazu rychlostí  $5 \text{ m.s}^{-1}$  dochází ke kontaktu hlavy s kapotou, při vyšších rychlostech ke kontaktu hlavy s čelním sklem (Simms & Wood, 2010)

Na rozdíl od primárního kontaktu člověka s vozidlem je velikost dopadové síly sekundárního nárazu člověka o zem či jinou překážku nepředvídatelná a velikosti dopadových sil nemají závislost na rychlosti vozidla či postavením člověka.

Graf 2 ukazuje předpokládanou změnu kontaktních sil mezi chodcem a zemí v důsledku změny postoje chodce před nárazem při rychlosti  $5 \text{ m.s}^{-1}$ . V některých případech je kontakt mezi hlavou a zemí silně stíněn jinými částmi těla. Toto můžeme sledovat v Graf 2 (e). V tomto případě je primární zásah kapotou vozidla veden do zad a rychlost hlavy je díky rotaci těla snížena na nižší hodnotu.

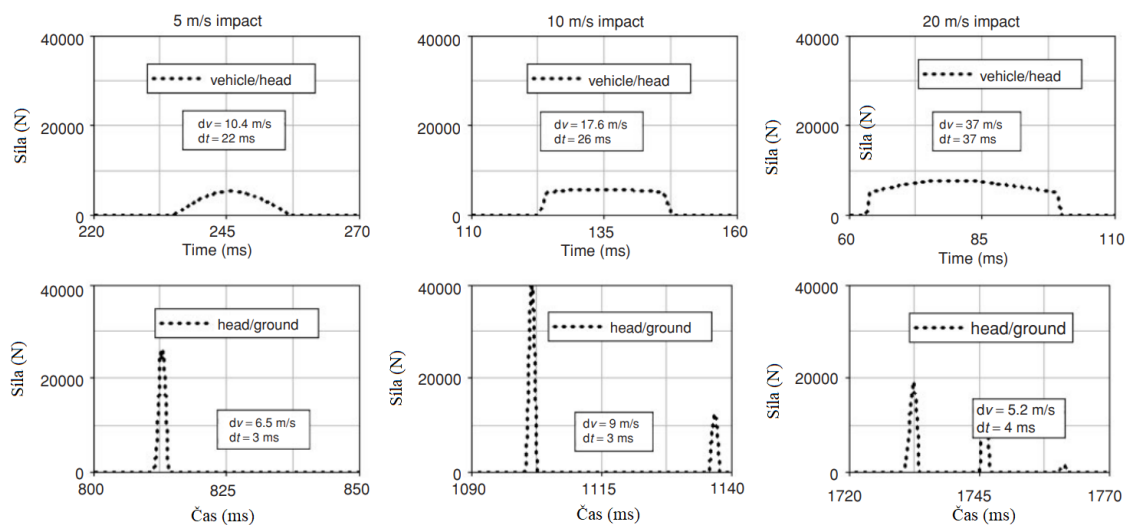
Uváděný výzkum poranění hlavy vlivem nárazu člověka do vozidla ukázal, že výsledná velikost dopadové síly nebo velikost vzniklého zrychlení nestačí k predikci závažnosti poranění člověka. Velmi důležitá i doba zatížení.

Výsledky této práce dále prokázaly, že místa nárazu hlavy o vozidlo jsou předvídatelné a závažnost velikosti vzniklého poranění se liší s postojem člověka před nárazem, a to až o 30 % (Graf 2).



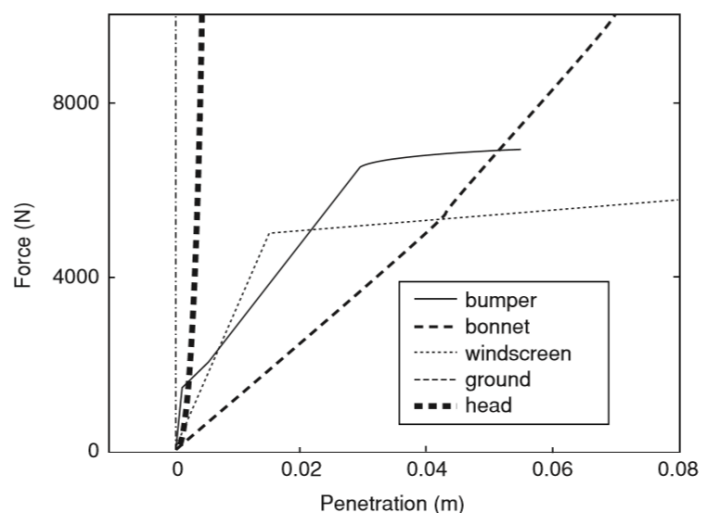
Graf 2 - Efekty posturální změny na styčné síly se zemí při nárazech vozidla  $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Simms & Wood, 2010)

Na Obr. 30 je vidět, že pro každou nárazovou rychlost vrcholové zatížení při kontaktu se zemí, tzv. sekundární náraz, je mnohem vyšší než při primárním kontaktu vozidla s hlavou. Související změna hybnosti je ale mnohem nižší.



Obr. 30 - Kontaktní síly a změny rychlosti pro kontakt vozidlo/hlava a kontakt hlava/země pro počáteční postoj vozidla ve směru chodce (časové okno  $50 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Příslušná změna rychlosti a trvání kontaktu jsou uvedeny v každém případě

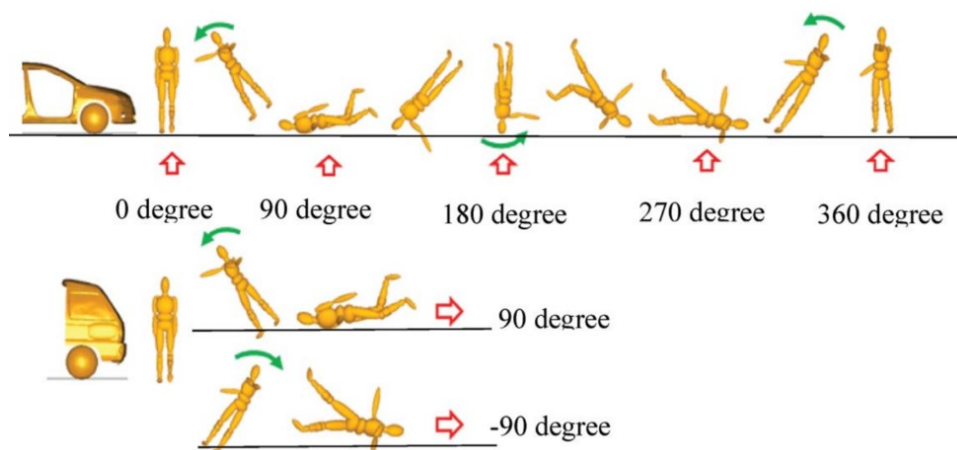
Naproti tomu náraz těla na zem má velmi proměnlivý dopad a závažnost úrazu je závislá na tuhosti dopadové plochy. Graf 3 zobrazuje závislost tuhosti dopadové plochy na velikosti kontaktní síly při nárazu člověka na zem.



Graf 3 - Charakteristika tuhosti kontaktu (Simms & Wood, 2010)

Výsledky prokázaly, že relativní rozsah zranění při dopadu člověka na zem, ve srovnání s nárazem vozidla, se snižuje s nižší rychlostí vozidla. Při středních rychlostech byly předpokládány odezvy hrudníku od nárazu vozidla a poté i po sekundárním nárazu o zem v průměru shodné. Při vysokých rychlostech byl náraz vozidla závažnější než sekundární dopad člověka o zem. Při nízkých rychlostech bylo zjištěno, že sekundární dopad má vyšší hodnoty poranění než primární náraz člověka s vozidlem.

V publikaci (Han, a další, 2018) byla zkoumána kinematika chodců během dopravní nehody (Obr. 31). V této práci bylo analyzováno 200 nehod chodců s vozidlem, byla zkoumána videa nehod a řešena kinematika pádu chodců a rovněž i jejich dopad na zem (tzv. sekundární dopad). Výsledky práce prokázaly, že rozhodujícími faktory nehody jsou tvar vozidla a rychlost nárazu. Ty ovlivňují kinematiku pádu chodce. Vstupní nárazová rychlosti vozidla s člověkem byla v rozsahu 30 až 50 km.h<sup>-1</sup>. Výsledky analýzy nehod byly prokázány jako užitečné pro budoucí studie o ochraně chodců.



Obr. 31 - Definice úhlu rotace chodce (Han, a další, 2018)

Cílem disertační práce (Fanta, 2014) bylo sledování současného stavu poznání v problematice uzavřených poranění hlavy (kontaktní a bezkontaktní nárazy), stanovení vhodných biomechanických indikátorů pro detekci a analýzu vnitřní mechanické odezvy při vnějším mechanickém zatížení a posouzení konkrétních okolností, které mohou výslednou újmu ovlivnit, zejména s ohledem na aktuální reakci organismu před nárazem. Na zkonstruovaném laboratorním modelu byla provedena měření a analýza kontaktních nárazů (Obr. 32). V rámci této práce byly sledovány zejména kinematické údaje, které popisovaly pohyb hlavy vůči krku, resp. trupu, hodnoty zrychlení hlavy, kritéria poranění hlavy HIC36 a aktivita vybraných svalů krku. Měřením bylo zjištěno, že pro stanovení vnější mechanické odezvy hlavy je důležitým parametrem aktivita svalů krků, resp. očekávání či neočekávání nárazu. Zraková kontrola tedy umožňuje výraznější preaktivaci m. sternocleidomastoideus a m. trapezius, čímž se snižují veličiny ovlivňující poranění krku i kritéria poranění hlavy.



*Obr. 32 - Situace měření kontaktních nárazů (Fanta, 2014)*

#### **2.4 Vědecké práce zabývající se modely člověka (figurínou)**

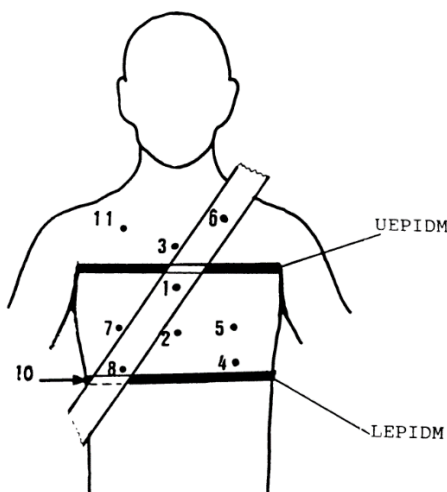
První figurína životní velikosti, mající stejné rozložení hmotnosti jako lidské tělo, byla vyrobená už v roce 1949, ale začala se používat až mnohem později. V dopravním průmyslu se objevila až v 70. letech. Od té doby byly figuríny z hlediska tvarů i materiálů značně modernizovány. Dnešní figuríny mají navíc už i vnitřní orgány a měřící senzory (akcelerometry, potenciometry, siloměry). Díky těmto měřícím nástrojům nám jsou známy hodnoty zrychlení, výchylek a sil, které různé části těla zažívají během crashtestů. Figuríny jsou různých velikostí, hmotností i pohlaví. Rovněž jsou figuríny koncipovány pro různé věkové období člověka (batolata, děti apod.). Jednotlivé části jsou navrženy taky, aby reagovaly jako reálné části lidského těla (Seznam Zprávy, a.s., 2022).

Již v 50. letech se našli jedinci, kteří za peníze sedali do aut na testování. Jednalo se o velmi riskantní povolání vzhledem k tomu, jak byly tehdejší automobily bezpečné. Odvážných jedinců ovšem nebylo dostatečné množství a tak se na podobné experimenty využívaly mrtvoly zločinců (s jejich souhlasem). Naprostá většina spořádaných občanů v USA vyžadovala řádný pohřeb. Jen v USA probíhalo několik crashtestů měsíčně a tak mrtvá těla velmi rychle docházela. Přistoupilo se tedy k testování na zvířatech (prasatech pod narkózou), která byla v roce 1993 z etických důvodů pozastavena. Když už nebyly k dispozici kadávery ani zvířata došlo na vývoj figurín. Takové figuríny se neustále zdokonalují a vylepšují a proto je nutné i nadále porovnávat odezvy impaktů

mezi člověkem a figurínou, aby byly výstupy crashtestů co nejpřesnější (Seznam Zprávy, a.s., 2022).

V tomto článku (Cesari & Bouquet, 1994) jsou popsány výsledky 19-ti testů, ve kterých bezpečnostní pásy dynamicky zatížily hrudník nebalzamovaných kadáverů a figurín při simulaci autonehody s čelním nárazem. Ve všech testech byly vnější deformace hrudníku měřeny pomocí strunových potenciometrů a dvou převodníků:

- UEPIDM (Upper External Peripheral Instrument for Deformation Measurement)
- LEPIDM (Lower External Peripheral Instrument for Deformation Measurement)



Obr. 33 - Deformace hrudníku figuríny a kadáverů (Cesari & Bouquet, 1994)

Nejzřetelnější deformace jsou zaznamenány v bodech 1, 3 a 2 na hrudní kosti, v bodech 6 a 8 pod pásem u ramene a pravého podžebří a v bodě 7, v úrovni střední části hrudní kosti na pravé straně (Obr. 33). V rámci těchto šesti míst jsou body 1 a 8 obecně místy, kde byly zaznamenány nejvýznamnější deformace. Pro další analýzu byl vybrán bod 1, protože se blíží bodu, kde se měří vnitřní vychýlení na hrudníku figuríny, a je dobře definován na obou modelech. Tabulka 2 a Tabulka 3 shrnují hodnoty prohnutí hrudníku v bodě 1 a hodnoty síly pásu pro různé testovací podmínky. Je vidět, že maximální síla pásu je přibližně poloviční z celkové maximální síly pásu, což ukazuje, že zatížení hrudníku bylo symetrické a nemělo sklon k válcování hrudníku.



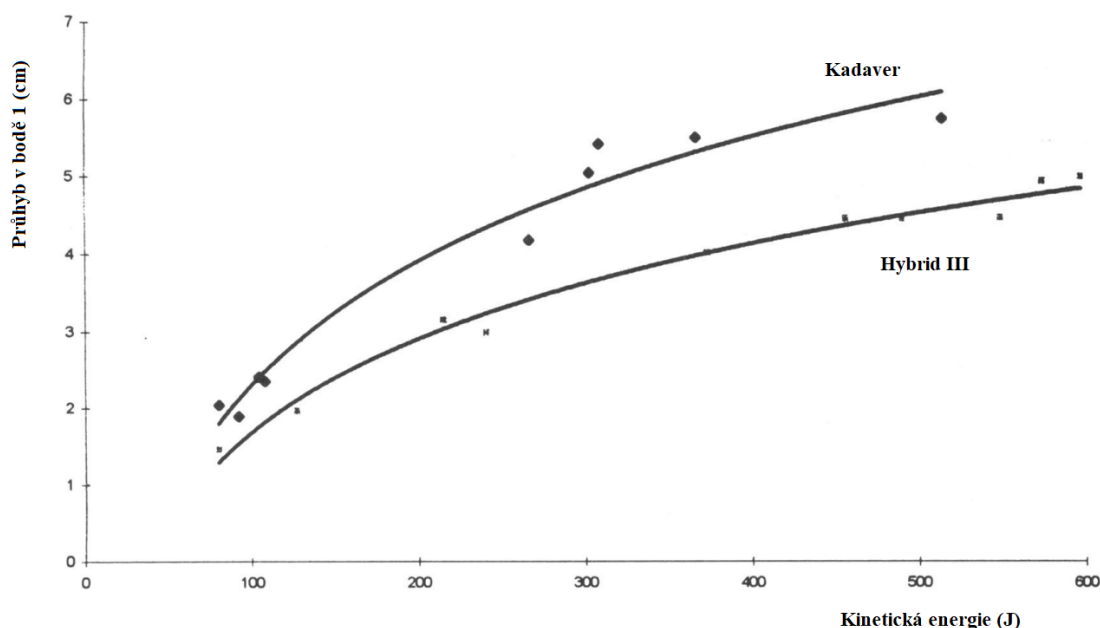
Tabulka 2 - Hodnoty naměřené na figuríně (Cesari & Bouquet, 1994)

Test	Impactor mass (kg)	Impact speed (m/s)	Impact energy (J)	Shoulder belt peak force (N)	Total belt peak force (N)	Deflection at point 1 (cm)
THC 80	76.1	2.52	241	2820	5520	2.99
THC 81	76.1	3.59	490	4450	8830	4.44
THC 82	76.1	3.13	373	3880	7580	4.01
THC 83	76.1	3.46	456	4450	8620	4.45
THC 84	76.1	3.89	574	5070	9930	4.93
THC 85	76.1	2.38	215	2740	5250	3.15
THC 86	22.4	2.68	80	1160	2110	1.46
THC 87	22.4	7.00	549	4010	7880	4.46
THC 88	22.4	3.37	127	1530	2940	1.96
THC 89	22.4	7.30	597	4170	8290	4.99

Tabulka 3 - Hodnoty naměřené na kadáverech (Cesari & Bouquet, 1994)

Test	Impactor mass (kg)	Impact speed (m/s)	Impact energy (J)	Shoulder belt peak force (N)	Total belt peak force (N)	Deflect. at pt 1 (cm)	Number of Rib Fractures
THC 75	76.1	2.85	308	3290	6400	5.41	6
THC 77	76.1	2.65	266	2880	5600	4.17	6
THC 79	76.1	3.67	513	4530	8790	5.74	3
THC 91	76.1	2.82	302	3150	5680	5.04	2
THC 93	76.1	3.10	366	3660	6480	5.49	10
THC 76	22.4	2.94	92	1020	2000	1.89	0
THC 78	22.4	3.10	108	910	1860	2.35	0
THC 90	22.4	2.67	80	790	1470	2.04	0
THC 92	22.4	3.05	104	920	1940	2.41	0

Obr. 34 ukazuje výchylku hrudníku v bodě 1 jako funkci kinetické energie nárazu. Oba měřené subjekty se chovaly podobně. Při stejné nárazové energii je však průhyb Hybrid III zhruba 2/3 průhybu mrtvol. Výchylka u figuríny Hybrid III se zvyšuje s energií nárazu až o 5 cm pro nejtvrďší testovaný náraz. To odpovídá velikosti 19 % počáteční hloubky hrudníku.



Obr. 34 – Závislost výchylky na kinetické energii nárazu (Cesari & Bouquet, 1994)

Při testech s kadávery docházelo ke zlomeninám žeber. Při těchto simulacích se výchylka hrudníku pohybovala od 4,2 do 5,5 cm a odpovídající relativní hodnoty se pohybovaly mezi 19,4 a 28,7 % hloubky hrudníku. Je třeba poznamenat, že nejmladší kadáver (43 let) utrpěl největší vychýlení pouze se 3 zlomenými žebry. Pro věkovou kategorii 60 let, což je přibližně průměr tohoto dílčího vzorku kadáverů, lze toleranci pro 6 ti zlomených žeber vyhodnotit na přibližně 26 % počáteční hloubky hrudníku. Zkušební provoz s nejmladším kadáverem vykazuje vyšší průhyb pouze se 3 zlomenými žebry. Vzhledem k tomu, že v této věkové kategorii je pouze jeden test, není možné přesně stanovit hranici vychýlení pro šest zlomených žeber. Avšak za předpokladu, že korelace mezi počtem zlomenin žeber a vychýlením hrudníku je podobná jako u výsledků 60 ti letých, bude relativní hodnota vychýlení odpovídající 6 zlomeným žebřům asi 30 % počáteční hloubky hrudníku. Odpovídající hodnoty vychýlení hrudníku Hybrid III spojené s 6 zlomenými žebry v 60leté a mladší věkové kategorii jsou asi 4, respektive 5 cm. Zatímco výchylka hrudníku u figuríny je nižší než u mrtvoly, maximální hodnoty síly na pásu jsou u obou náhradníků řádově stejné.

Obdobnou problematikou se zabývali i v tomto článku. Autoři (Kent, a další, 2003) srovnávali kinematiku hrudníku figurín Hybrid III, THOR a kadáveru při plném čelním střetu a při čelním střetu se 30° odchýlením. Maximální napětí bezpečnostního pásu, jako primární zdroj zatížení hrudníku, se změnilo o méně než čtyři procenta

a maximální výsledné zrychlení hrudníku se změnilo o méně než 10 % v testovaném rozsahu 30°. Kinematika hrudníku byla netaktní vůči směru srážkového vektoru, i když se mezi oběma figurínami výrazně lišila. Střední sternální vychýlení hrudníku Hybrid III, měřené standardním sternálním potenciometrem a doplňkovými vnitřními strunovými potenciometry, bylo mírně nižší (~10 %) v šikmých testech, ale šikmé testy vyvolaly zanedbatelné zvýšení laterálního pohybu hrudní kosti. Ve snaze porozumět biologické věrnosti těchto falešných reakcí byla analyzována série testů na kadáverech při rychlosti 30 km.h<sup>-1</sup> s několika kolizními vektory (0°, 15°, 30°, 45°). Vzor, závažnost a povaha výsledných zlomenin žebér v 15° a 30° testech se jasně nelišily od těch, které byly pozorovány při úplných frontálních testech, což podporuje platnost nedostatečné citlivosti figurín na směr kolize až do 30°.

Cílem této studie (Törnvall, a další, 2005) bylo zhodnotit figuríny Hybrid III, THOR 99 a THOR Alpha jejich porovnáním s odpovídající kinematikou lidských kadáverů (PMHS). Data PMHS zahrnují výsledky testů šikmého čelního nárazu (15°, 30°, 45°). Testované osoby byly připoutány třibodovým bezpečnostním pásem a  $\Delta v$  bylo 30 km.h<sup>-1</sup>. Výsledky testů Hybrid III a THOR 99 ukázaly, že ve většině testů byly trajektorie hlavy v průměru přibližně o 0,1 m kratší než u ekvivalentních PMHS. Testy geometrie pásu na vzdálené straně Hybrid III a THOR 99 ukázaly, že pás zůstal na svém místě déle na rameni figuríny Hybrid III než u THOR 99 a THOR Alpha. To bylo pravděpodobně způsobeno tužší bederní páteří u Hybrid III a velkou drážkou v oceli horního povrchu ramenního kloubu figuríny Hybrid III. THOR 99 utekl z pásu asi o 40 až 50 ms dříve než THOR Alpha. Výsledky testů THOR Alpha ukázaly, že trajektorie hlavy poměrně dobře odpovídala údajům PMHS, pokud pás nesklouzl z ramene. Ačkoli rameno THOR Alpha uniklo pásu v geometrii 45° vzdáleného pásu, PMHS nikoli. To může být způsobeno konstrukcí ramen THOR Alpha s přibližně o 0,05 m menším horním a středním rozsahem pohybu ramene v kombinaci s relativně měkkou bederní páteří. THOR Alpha poskytuje trajektorii hlavy podobnou trajektorii PMHS za těchto podmínek zatížení, za předpokladu, že ramenní pás zůstane v poloze na rameni. Když ramenní pás sklouzl z ramene figuríny, kinematika hlavy se změnila. Rozsah pohybu ramen může být faktorem přispívajícím k celkové kinematice cestujícího v situacích šikmého čelního nárazu, kdy se cestující pohybuje po trajektorii pod úhlem vzhledem k podélnému směru vozu.

Testy nárazu v ose dolní končetiny provedené autory tohoto vědeckého článku (Kuppa, a další, 1998) na Medical College of Wisconsin na izolovaných kadáverózních dolních končetinách a dolních končetinách původní verze figuríny Hybrid III 50 byly zkoumány k porovnání jejich dynamické odezvy. Tato původní verze figuríny Hybrid III bude nadále označována jako figurína dolní končetiny HIII-o. Výsledky testů naznačily, že síly naměřené na dolní končetině figuríny HIII-o jsou konzistentně vyšší než síly naměřené na dolní končetině mrtvolou za podobných podmínek nárazu. Tyto axiální nárazové zkoušky byly dále zkoumány, aby se charakterizovaly dynamické vlastnosti figuríny a mrtvolou HIII-o dolních končetin a aby se určil poměr odezvy axiální síly mezi figurínou a mrtvolou. Mrtvolou a dolní končetiny HIII-o byly reprezentovány systémem jediného stupně volnosti s Kelvinovým prvkem s lineárními vlastnostmi tuhosti a tlumení. Koeficienty tuhosti a tlumení byly odhadnuty z vícerozměrné lineární regresní analýzy s použitím naměřených zrychlení na kyvadle a noze jako vstupu a výstupu do systému.

Autoři tohoto článku (Sances & Kumaresan, 2001) porovnávali dynamiku krční páteře figuríny Hybrid III. s živými lidmi a kadávery při čelních nárazech automobilů. Figurína Hybrid III. byla navržena tak, aby replikovala pohyb lidského krku při ohybu, ke kterému dochází při simulaci čelního nárazu při nárazových zkouškách. Tato studie byla navržena tak, aby přezkoumala stávající data a získala srovnávací data mezi kadávery a figurínou. Mezi reakcemi lidského krku a krku figuríny existují velké rozdíly. Krk figuríny byl přibližně dvakrát až čtyřikrát tužší při axiálním stlačení v kvazistatickém nebo dynamickém režimu. Obdobnou problematikou se zabývali i další autoři (Seemann, Muzzy, & Lustick, 1986).

V článku (Xu, a další, 2018) byl popsán vývoj figurín ze čtyř hledisek. Prvním byl teoretický základ figuríny pro nárazové zkoušky, pojmenovaný biomechanický mechanismus poranění. Aby vědci mohli studovat mechanismus poranění, provedli experiment s mrtvolami, experiment na zvířatech a test dobrovolníků v raném čase, takže druhý aspekt se týkal biomechanického testu. Třetí a čtvrtý aspekt představil proces vývoje a ověřování mechanických figurín a výpočtových modelů používaných v crash testech.

Aby bylo možné intuitivně popsat stav lidského zranění, podle typu zranění lidského těla při jeho poškození nárazem, byl formulován odpovídající index zranění.

$$HIC = (t_2 - t_1) \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a t d \right]^{2.5} \quad (1)$$

$t_1$  a  $t_2$  jsou dva časové body na křivce zrychlení nárazu, a se měří jako násobek gravitačního zrychlení, rovnice používá třicetné syntetické zrychlení. Rovněž stanoví, že časový rozdíl mezi  $t_1$  a  $t_2$  nesmí překročit 36 ms; Hodnota HIC nesmí překročit 1000 (mez tolerance). Hertz proložil vztah mezi HIC a pravděpodobností fraktury lebky ( $AIS \geq 2$ ) experimentálními daty a zjistil, že u 50. muže byla pravděpodobnost fraktury lebky asi 48 %, když HIC je 1000.

Zkrácená škála zranění (AIS), zobrazená v Tabulka 4, navržená Asociací pro rozvoj automobilové medicíny (AAAM), standardizovala typy zranění a seřadila úrovně zranění podle závažnosti.

*Tabulka 4 - Zkrácená škála zranění (Xu, a další, 2018)*

AIS code	Injury severity	AIS% prob. of death
1	Minor	0
2	Moderate	1–2
3	Serious	8–10
4	Severe	5–50
5	Critical	5–50
$\geq 6$	Unsurvivable	100

V současnosti je to nejpoužívanější dělení zranění při nehodě. Figurína však může vygenerovat pouze parametrický výsledek nárazu spíše než vizualizovanou charakterizaci zranění. Proto je důležité hledat vztah mezi hodnocením lidského zranění podle závažnosti a zatížením figuríny. Výzkumníci propojili rovnici hodnocení rizika odpovídajícího místa zranění prostřednictvím velkého počtu statistik nehod a převedli experimentální data na odpovídající typy a závažnost zranění ve skutečnosti (uvedeno v Tabulka 5).

Tabulka 5 - Běžné indikátory zranění pro různé části lidského těla (Xu, a další, 2018)

Head	Neck	Chest	Abdomen	Pelvis and lower extremities
Acceleration (g)	Force (N)	Deformation (mm)		
HIC value	Force moment (N*m)	Acceleration (g)	Force (N)	Force (N)
	$N_{ij}$ value	CTI value		

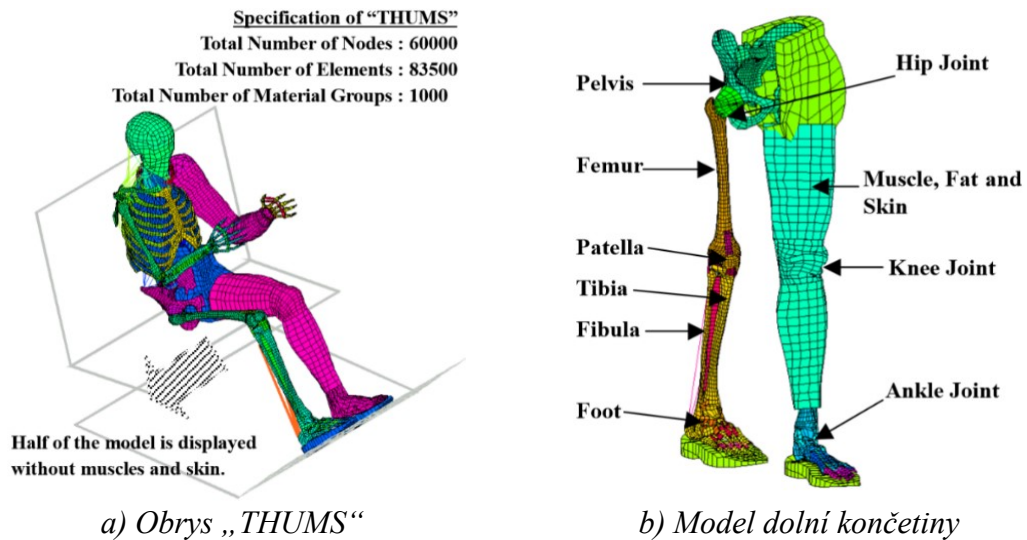
Cílem článku (Kallieris, Rizzetti, & Mattern, 2022) bylo prozkoumat biologickou věrnost figuríny Hybrid III se zaměřením na kinematické odezvy a největší výchylky v identických simulacích čelního nárazu. Čelní srážky byly simulovány při rychlosti nárazu 50 km.h<sup>-1</sup> a průměrném zpomalení vozu mezi 14 a 16g. Subjekty byly chráněny buď 3 bodovým pásem, nebo systémem airbagů - kolenního polštáře. Byly použity dva systémy pásů různých tuhostí, tj. 6% a 16% protažení. Hodnocení biologické věrnosti Hybrid III bylo založeno na kinematickém chování a hrudních reakcích. V testech na 3 bodovém pásu se flexe hlavy a krku u dvou skupin testovaných osob lišila ve velikosti a fázi. U kadáverů byla pozorována větší flexe ve srovnání s figurínou a maximální flexe krku Hybrid III, ke které došlo dříve. S oběma 3-bodovými pásy, 6 % a 16 % prodloužením, Hybrid III zaznamenal vyšší maxima zrychlení a hodnoty 3 m.s<sup>-1</sup> na hrudní kosti (ve směru *X*) a na Th1 (výsledné). Výsledné zrychlení na Th12 bylo v souladu s kadáverem. Akcelerace žebířek ve směru *X* byly měřeny na střední axilární linii 8. žebra (vlevo a vpravo) u kadáverů a 5. žebra (vlevo a vpravo) u figurín a nevykazovaly jasné rozdíly mezi dvěma skupinami testovaných subjektů. Hrudní obrysy a výchylky v horizontální rovině byly měřeny pomocí hrudních pásů. U obrysů a deformací hrudníku byla pozorována mezisubjektová a mezitestová variabilita. Prohnutí hrudníku bylo obecně nižší u figuríny než u mrtvol. Výsledky ukazují, že při simulacích čelní srážky by se měla zlepšit biologická věrnost krku a hrudníku figuríny, aby bylo možné lépe posoudit kritéria ochrany cestujících.

Cílem této studie (Davidsson, Loevsund, Ono, Svensson, & Inami, 1999) bylo porovnat výkonnost nejnovějšího prototypu BioRID, P3, s výkonností dobrovolníků. Dosud nejdůležitějším nástrojem pro testování systémů sedadel při nárazech zezadu je figurína pro nárazové zkoušky. Vyšetřovatelé však zaznamenali omezení nejběžněji používané figuríny, Hybrid III. Přestože je BioRID I o krok blíže k biofidelické figuríně pro nárazové testy, není uživatelsky přívětivý a napřimění kyfózy

hrudní páteře je menší než u lidí. BioRID P3 má nové náhražky krčních svalů, měkčí hrudní páteř a měkčí pryžový trup než BioRID I. BioRID P3 byl validován na základě údajů dobrovolných testů v pevném i standardním sedadle bez opěrek hlavy. Kinematický výkon figuríny, rozložení tlaku mezi subjektem a opěradlem sedadla, zakřivení páteře, zatížení krku a zrychlení byly porovnány s výkony sedmi dobrovolníků a Hybrid III vybaveného standardním krkem. BioRID P3 poskytl opakovatelné výsledky testů a jeho reakce byla velmi podobná reakci průměrného dobrovolníka při nárazech zezadu při  $\Delta V$  (změna rychlosti) = 9 km.h<sup>-1</sup>.

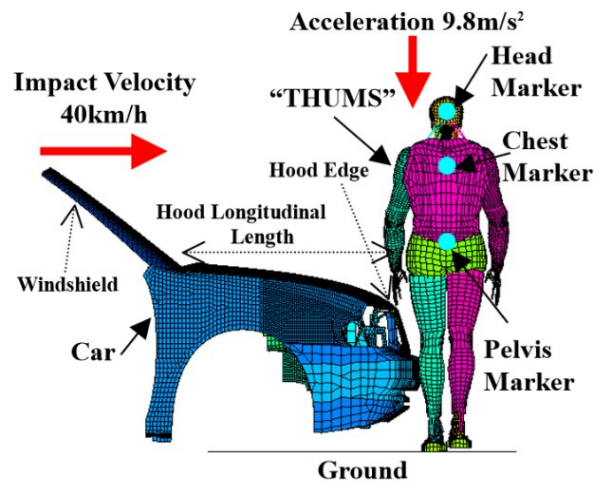
Autoři tohoto článku (Noureddine, Eskandarian, & Digges, 2002) se zaměřili na metody konečných prvků při modelování figuríny Hybrid III, široce používaného antropomorfního testovacího zařízení (ATD) ve standardních nárazových testech. K tomuto testování využívali LS-DYNA dynamický, nelineární kód konečných prvků. Vyvinutá metoda konečných prvků poskytuje realistický a detailní pohled na zatížení a deformaci figuríny při nárazu. Umožňuje podrobnější a přesnější zobrazení fyzické figuríny včetně pružnosti a chování materiálu. Figurína Hybrid III je ATD, které mechanicky představuje lidské tělo. Napodobuje geometrii, hmotnost, setrvačnost, tuhost kloubů a absorpci energie právě tak jako lidské tělo při nárazu. Základní přístrojové vybavení na figuríně, které je nutné pro splnění požadavků testování, zahrnuje hlavové a hrudní jednoosé akcelerometry, hrudní rotační potenciometr a jednoosé siloměry stehenní kosti. Zatímco dřívější figuríny nebyly vybaveny přístroji a pouze se od nich očekávalo testování integrity systémů bezpečnostních pásů a možnost vypadnutí figuríny z auta při nárazu, dnešní figuríny jsou mnohem více sofistikované. Dnešní figuríny používané pro výzkum a vývoj mohou produkovat více než 80 signálů měření zrychlení, sil, posunů a kloubových momentů ve všech příslušných místech. Dynamické chování figuríny lze modelovat buď pomocí dynamiky tuhého tělesa, nebo pomocí konečných prvků metody.

V článku (Maeno & Hasegawa, 2001) byl představen matematický model lidského těla THUMS (Total Human Model for Safety) (Obr. 35). Tento model byl vyvinut pro studium různých mechanismů poranění a bývá používán jako náhrada za figuríny Dummy Hybrid III pro zkoumání crash testů. Model THUMS byl navržen tak, aby celé tělo bylo možné zdeformovat různými způsoby zatížení a podrobně modelovat v různých hmotnostních a výškových parametrech.



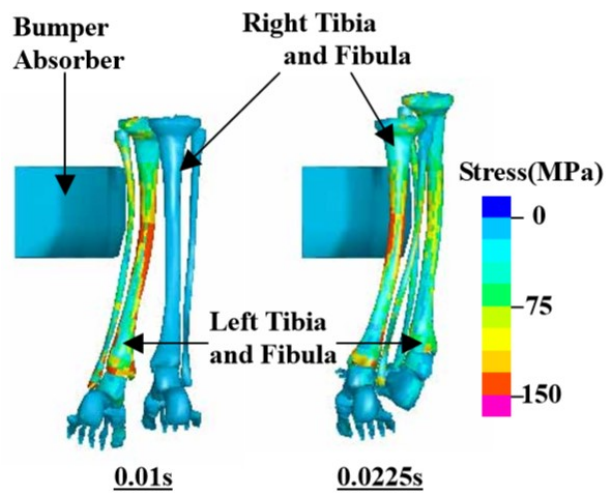
*Obr. 35 – Total Human Model for Safety (Maeno & Hasegawa, 2001)*

Další využití modelu THUMS je pro možnosti simulace chodců. Slouží např. k ověření zranění dolních končetin při srážce chodce s vozidlem (Obr. 36 a Obr. 37). Výsledky provedených simulací v této studii byly v dobrém souladu s výsledky experimentů nárazových zkoušek, při kterých docházelo k čelnímu nárazu vozidla do kadáverů.



*Obr. 36 - Čelní náraz automobilu do chodce – simulační model (Maeno & Hasegawa, 2001)*





Obr. 37 - Rozdělení napětí Tibie a Fibuly (Maeno & Hasegawa, 2001)

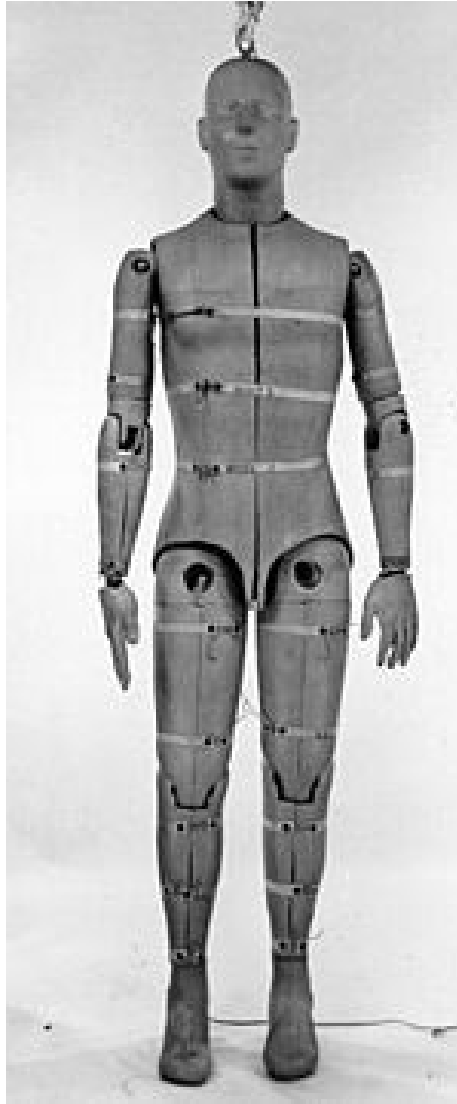
### 3 Testovací figuríny

Testovací figuríny jsou nástroje, opakovatelně používané, které nám umožňují neustále zvyšovat bezpečnost dopravy. Využívají se především ke zjišťování potenciální újmy na zdraví při nárazu. Figuríny snímají velikosti nárazů, zrychlení, odklonů, sil a momentů sil, které vznikají při impaktu. Figuríny se využívají pro testy čelních nárazů, bočních nárazů a pro testy ochrany chodce (Humanetics, Plymouth, 2023). Dosáhnout maximální bezpečnosti na silnicích patří k hlavním cílům dopravního průmyslu. V dnešní době se významně snižuje pravděpodobnost počtu úmrtí při dopravních nehodách, dokonce až několikanásobně a to hlavně z toho důvodu, že je kladen větší důraz na zlepšení bezpečnostních prvků vozidel. Aby bylo možné zajistit ideální ochranu posádky vozidla, využívá se při simulaci dopravních nehod (crash testů) antropomorfní testovací zařízení (figurína), které simuluje přítomnost řidiče a spolujezdců ve vozidle (Humanetics, 2023). Díky figurínám je možné sledovat reakce těla po střetu s překážkou. Tato kalibrovaná zkušební zařízení se využívají pro měření poranění člověka při dopravní nehodě tak, že demonstrují lidské tělo a simuluje jeho odezvy na uměle vytvořené nárazy. Analýzy měření jsou využitelné pro návrh bezpečnostních systémů (např. dětské autosedačky, bezpečnostní pásy, tvary přední nápravy vozidel (Řepová, 2018).

#### 3.1 Historie testovacích figurín

První zmínky o crash testech jsou z 30. let 20. století. V té době probíhalo testování na kadáverech, což z morálního a etického hlediska nebylo ideální. Dalším problémem byl vcelku omezený výběr jedinců, jelikož se v naprosté většině jednalo o lidi v pokročilejším věku, jejichž úmrtí byla zapříčiněna nenásilně a bez viditelných známek zranění. Od tohoto testování se postupně upustilo a začalo se testovat na zvířatech, šimpanzích a vepřích. Vzhledem k odlišnostem v anatomické stavbě zvířat byla tato testování pozastavena (Humanetics, Plymouth, 2023).

V roce 1949 v leteckém průmyslu proběhly první crash testy s využitím figuríny. Figuríny se jmenovaly Sierra Sam. Tuto nárazovou figurínu 95percentilního muže vyrobila společnost Sierra Engineering pro testování katapultovacích sedadel letadel. Byla životní velikosti a hmotnosti, celková konstituce byla velmi tuhá, spíše mechanická (Obr. 38).



*Obr. 38 - Figurína Sierra Sam (Řepová, 2018)*

V roce 1952 Alderson Research Laboratories vytvořila další 95percentilní figurínu muže, která se jmenovala Mark I (Řepová, 2018). Pro zkoumání nehod v dopravním průmyslu byla vyrobena figurína GARD Dummy (Humanetics, 2023). V 60. letech společnost General Motors sloučila nejlepší vlastnosti ze třech různých figurín, které tehdejší trh nabízel a vytvořila figurínu Hybrid I. Figurína Hybrid I byla složena z figuríny GARD, Sierra 292 a VIP 50A. Figurína VIP 50 byla úplně první figurínou, která byla vyrobena speciálně pro automobilový průmysl. V roce 1967 vznikla figurína 50percentilního muže Sierra Stan. Díky figurínám Fred I a Fred II společnosti Ford došlo k vylepšení volantů, vycpání palubních desek a ke vzniku funkčního otevírání dveří i po srážce (Pokorná, 2017) – viz Obr. 39.



*Obr. 39 - Fred I a Fred II (Řepová, 2018)*

V 70. letech se využívaly figuríny Side Impact Dummy (SID), které byly koncipovány k měření zrychlení hrudníku a páteře při zasažení impaktorem (Euro NCAP, 2023) – viz Obr. 40.



*Obr. 40 - Figurína SID (Řepová, 2018)*

V roce 1973 byla figurína Hybrid I nahrazena figurínou Hybrid II (Obr. 41). Sloužila primárně pro čelní testování. Byla vybavená lepšími parametry, rameny, páteří a koleny a nabízela lepší dokumentaci než Hybrid I. Měla dokonce i realističtější rysy v obličeji. Hybrid II představovala průměrné dospělé muže ze Spojených Států Amerických. Rok 1975 byl úspěšný pro společnost Humanetics, která vytvořila figurínu 6letého dítěte, v té samé době byla vyvinuta i figurína 6měsíčního dítěte. Obě dvě byly

vytvořeny za jediným účelem a to testování zadržných systémů do aut. Na konci 80. let byla vyvinuta figurína Hybrid III (Obr. 42). Tato figurína má lepší mechanické vlastnosti a je jsou využívány až dodnes a to na testování účinnosti zadržných systémů (Humanetics, Plymouth, 2023).



*Obr. 41 - Hybrid II (Řepová, 2018)*



*Obr. 42 - Hybrid III (Řepová, 2018)*

Vzhledem k počátkům vývoje figurín došlo při výrobě testovacích figurín k mimořádnému pokroku. Dnešní figuríny jsou biofidelitější než bývaly na začátku 60. let. Reprezentují různé věkové skupiny, různá pohlaví, výšku, váhu i životní fáze jako je u žen těhotenství.

V roce 1994 dopravní průmysl zaznamenal významný pokrok, britské ministerstvo dopravy schválilo testy NCAP (New Car Assessment Programme), které se rozšířily po celé Evropě. Euro NCAP vytvořilo pětihvězdičkový systém hodnocení bezpečnosti, který pomáhá spotřebitelům, jejich rodinám a podnikům snáze porovnávat vozidla a pomáhá jim určit nejbezpečnější volbu pro jejich potřeby. Počet hvězdiček odráží, jak dobře si vůz vede v testech Euro NCAP, ale je ovlivněn i tím, jakou bezpečnostní výbavu výrobce vozidla na jednotlivých trzích nabízí. Vysoký počet hvězdiček tedy ukazuje nejen to, že výsledek testu byl dobrý, ale také to, že bezpečnostní výbava testovaného modelu je snadno dostupná všem spotřebitelům v Evropě. Hvězdičkové hodnocení přesahuje zákonné požadavky a ne všechna nová vozidla musí projít testy Euro NCAP. Auto, které jen splňuje minimální zákonné požadavky, by nemělo nárok na žádné hvězdičky. To také znamená, že auto, které je hodnoceno špatně, nemusí být nutně nebezpečné, ale není tak bezpečné jako jeho konkurenti, kteří byli hodnoceni lépe (Euro NCAP, 2023).

### **3.2 Používané materiály pro výrobu testovacích figurín**

Testovací figuríny bývají vyrobeny z velkého množství různých materiálů tak, aby co nejvěrněji napodobily anatomii lidského těla a vlastnosti jednotlivých segmentů (Obr. 43). Kovové části se vyrábí z hliníku, oceli, bronzu a pokovovacích látek. Dalším materiálem jsou plasty (značky Delrin), uretan, polyuretanová pěna nebo vinyl. Figuríny jsou před samotným testováním i často oblékány, aby byla podoba s člověkem co nejvěrohodnější (Holmes, 2023).



*Obr. 43 - Průřez figurínou Hybrid III (Řepová, 2018)*

Mezi hlavní části figuríny patří:

- **Hlava a krk – Lebka** se vyrábí z hliníku, je překryta odnímatelnou vinylovou kůží. Krk tvoří segmentovaný kaučuk a hliníková konstrukce, jejíž středem prochází kabel (Humanetics, Plymouth, 2023).
- **Horní část těla** – Horní část těla se sestává z hrudní kosti a šesti ocelových žeber, které mají vysokou pevnost s polymerem na základě tuhnutího materiálu. Součástí hrudního koše je potenciometr, který plní funkci regulovatelného odporového napěťového děliče. Konstrukce držáku krku může obsahovat i snímač pohybu. Klíční kosti a lopatky jsou taktéž vyrobeny z hliníku (Humanetics, Plymouth, 2023).
- **Dolní část těla** – Páteř s pánví je propojena pomocí tříosého bederního siloměru a válcovitých gumových úchytů. Páneve je tvořena vinylovou kůží a polyuretanovou pěnou, překrývající hliníkový odlitek. Konec stehenní kosti je zakončen sférickým kloubem (Humanetics, Plymouth, 2023).

## 4 Metodika měření

V této kapitole je popsána metodika experimentálního měření odezvy lidského organismu na nárazy nízkých silových účinků do těla člověka a figuríny kyvadlem nově vyvinuté konstrukce. Laboratorním měřením byla hodnocena validita figuríny Dummy Hybrid III pro nárazové zkoušky v předním a bočním směru.

Díky výsledkům experimentálního měření bylo provedeno:

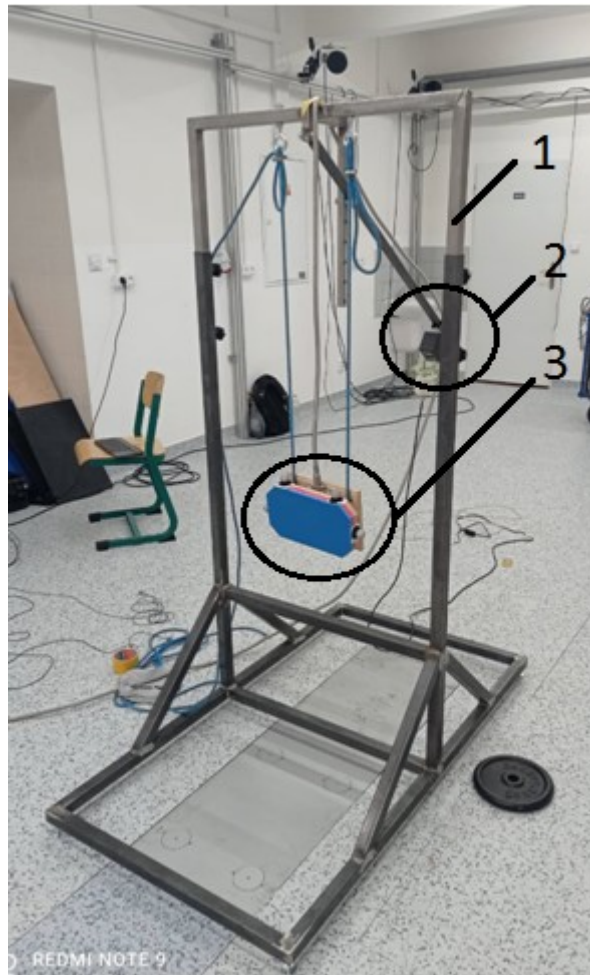
- ověření vhodnosti laboratorního modelu kyvadla k potřebám dalších experimentálních měření nárazových zkoušek pro možnosti využití v dopravním průmyslu;
- ověření validity měřicího řetězce k možnostem porovnání naměřených hodnot mezi figurínou Dummy Hybrid III a člověkem;
- zhodnocení shody výsledků mezi člověkem a figurínou.
- prokázání významné změny odezvy v oblasti temene hlavy (occiput) mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do hrudníku (předozaďní směr nárazu) - **hypotéza 1**;
- prokázání významné změny odezvy v oblasti hrudního obratle Th5 mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do hrudníku (předozaďní směr nárazu) - **hypotéza 2**;
- prokázání významné změny odezvy v oblasti hrudního obratle Th5 mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do levého ramene (boční směr nárazu) - **hypotéza 3**;
- prokázání významné změny odezvy v oblasti temene hlavy (occiput) mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III při drobném nárazu do levého ramene (boční směr nárazu) - **hypotéza 4**;



Na Obr. 44 je vidět nově navržená konstrukce kyvadla pro možnosti testování intenzity drobných nárazů do člověka či figuríny Dummy Hybrid III.

Použitá měřicí zařízení při experimentálním měření byla:

- systém Qualisys (9x rychlokamera);
- marker (6 ks – 4x kyvadlo, 2x tělo člověka);
- dynamometrická desky Kister (1ks v kyvadle, 1ks v podlaze pod probandem);
- laboratorní model kyvadla;
- 3-osý snímač zrychlení (3x, 1x na kyvadle, 2x na těle probanda – Th5, temeno hlavy);
- elektromagnet.

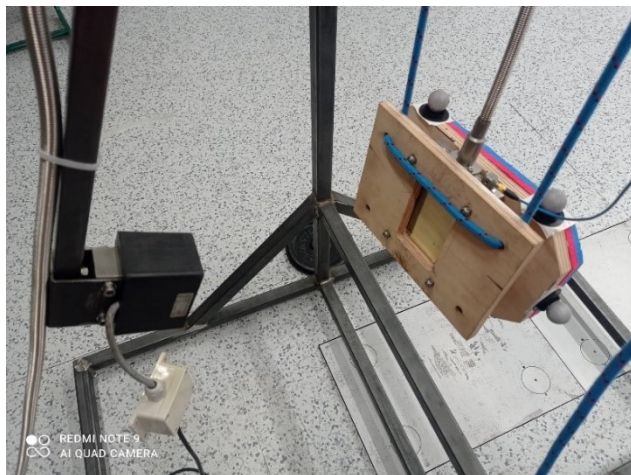


*legenda: 1 - výškově nastavitelný rám konstrukce, 2 - elektromagnet, 3 - kyvadlo*

*Obr. 44 – Kyvadlo (vlastní fotodokumentace)*

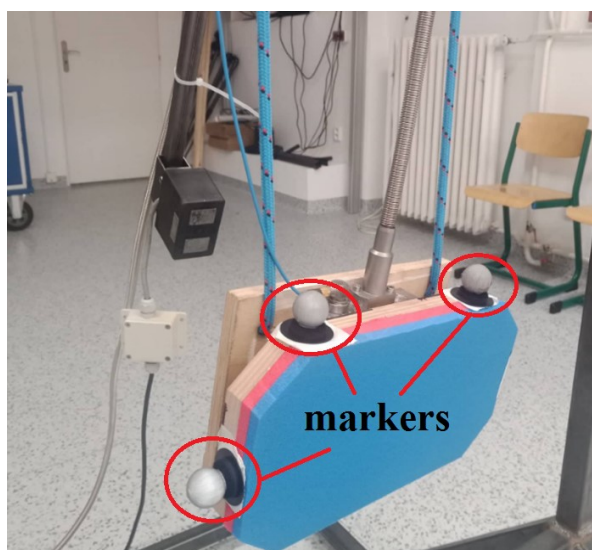
Kyvadlo bylo drženo ve výchozí pozici pomocí elektromagnetu. Po spuštění měřicích zařízení bylo kyvadlo uvedeno do pohybu a narazilo do měřené části těla probanda (čelo, spánek, hrudník, rameno, stehno).

Na Obr. 44 je zobrazen detail kyvadla po uvolnění z elektromagnetu (Obr. 45). Dřevěná konstrukce kyvadla byla vybavena i dynamometrickou deskou Kistler. Dynamometrická deska Kistler sloužila pro synchronizaci časů s měřicím zařízením snímačů zrychlení na těle probanda. Kyvadlo bylo rovněž doplněno 3-osým snímačem zrychlení. Nárazová plocha kyvadla byla opatřena pěnovou deskou Tatami (2ks), aby nedošlo k ohrožení probanda.



*Obr. 45 – Elektromagnet - detail (vlastní fotodokumentace)*

Pro potřeby sledování kinematiky nárazového děje byly na kyvadlo přilepeny 4 ks markerů (viz Obr. 46).

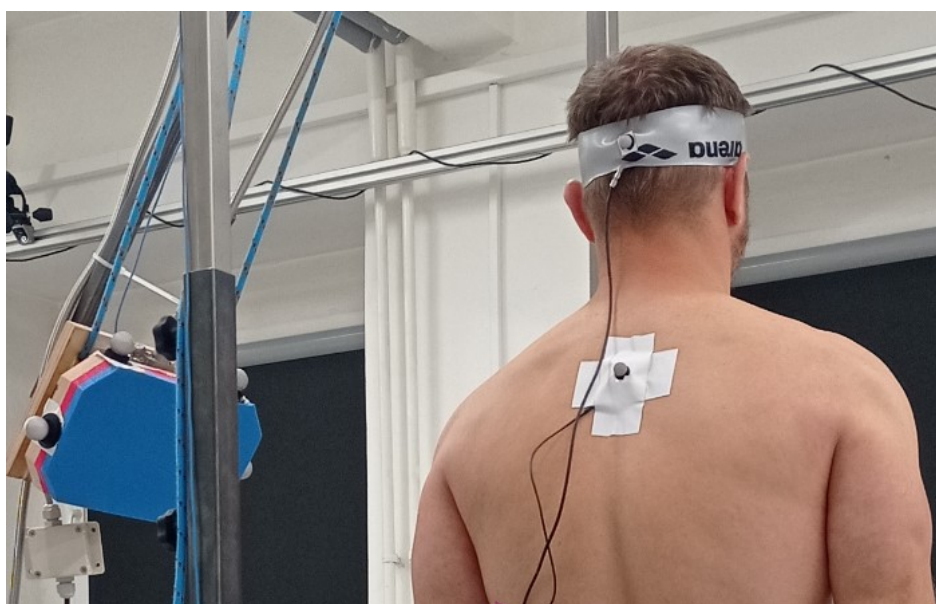


*Obr. 46 - Ukázka kyvadla (vlastní fotodokumentace)*

System Qualisys (viz Obr. 47) byl využit pro kontrolní synchronizaci snímačů zrychlení. Na těle probandů byly rovněž umístěny 2 markery, které byly přilepeny na snímačích zrychlení v oblasti temene hlavy (occiput) a v oblasti hrudního obratle Th5 (viz Obr. 48).



*Obr. 47 - Systém Qualisys (vlastní fotodokumentace)*



*Obr. 48 - Markery umístěné na probandovi (vlastní fotodokumentace)*

Pro experimentální měření byl vybrán soubor 23ti probandů, podobných hmotnostních a výškových parametrů s figurínou. Naměřené hodnoty probandů byly porovnávány s naměřenými hodnotami na figuríně Dummy Hybrid III.

V Tabulka 6 jsou uvedeny hmotnostní a výškové parametry vybraného vzorku probandů.

*Tabulka 6 -Hmotnostní a výškové parametry vybraného vzorku probandů*

Označení probanda	Výška [cm]	Hmotnost [kg]	Věk
Prob 1	182	68	20
Prob 2	181	77	20
Prob 3	178	79	38
Prob 4	186	86	20
Prob 5	172	74	47
Prob 6	182	75	20
Prob 7	178	81	31
Prob 8	176	73	21
Prob 9	171	75	21
Prob 10	173	75	22
Prob 11	170	71	44
Prob 12	183	70	19
Prob 13	179	79	24
Prob 14	182	75	29
Prob 15	182	89	28
Prob 16	183	76	32
Prob 17	183	93	29
Prob 18	180	69	23
Prob 19	181	87	22
Prob 20	179	80	23
Prob 21	176	73	20
Prob 22	180	66	39
Prob 23	174	81	39

Hodnocený silový účinek do těla probandů a figuríny Dummy Hybrid III byl získán pomocí dynamometrické desky Kistler, která byla umístěna v kyvadle měřicího zařízení. K měření velikosti odezvy na těle člověka či figuríny byly použity 3-osé snímače zrychlení. První snímač byl umístěn v místě hrudního obratle Th5, druhý snímač byl umístěn v místě temene hlavy (occiput).

Náraz do probandů byl proveden spuštěním kyvadla o celkové hmotnosti 3 kg. Kyvadlo bylo drženo ve výchozí pozici pomocí elektromagnetu, po spuštění měřicího zařízení bylo kyvadlo uvedeno do pohybu a narazilo do měřené části těla probanda.

Po provedeném měření byla pomocí systému Qualisys a markerů umístěných na kyvadle získána nárazová rychlost kyvadla pro jednotlivé intenzity nárazu.

Nárazy byly vedeny na čelo, spánkovou kost, hrudník, ramene a do stehna pod trochanter maior ve čtyřech různých intenzitách nárazu:

**intenzita I** – průměrná nárazová rychlost  $v_I \sim 1 \text{ m.s}^{-1}$

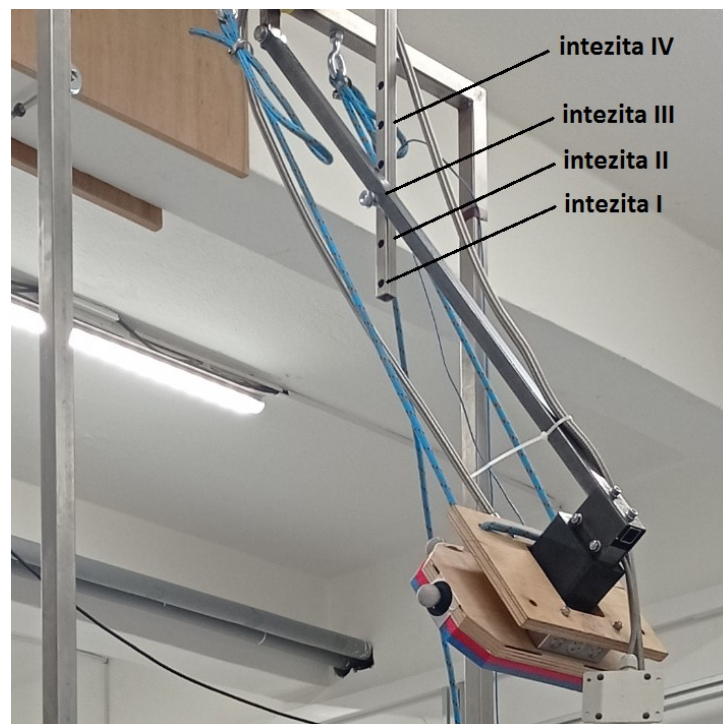
**intenzita II** – průměrná nárazová rychlost  $v_{II} \sim 1,2 \text{ m.s}^{-1}$

**intenzita III** – průměrná nárazová rychlost  $v_{III} \sim 1,35 \text{ m.s}^{-1}$

**intenzita IV** – průměrná nárazová rychlost  $v_{IV} \sim 2 \text{ m.s}^{-1}$

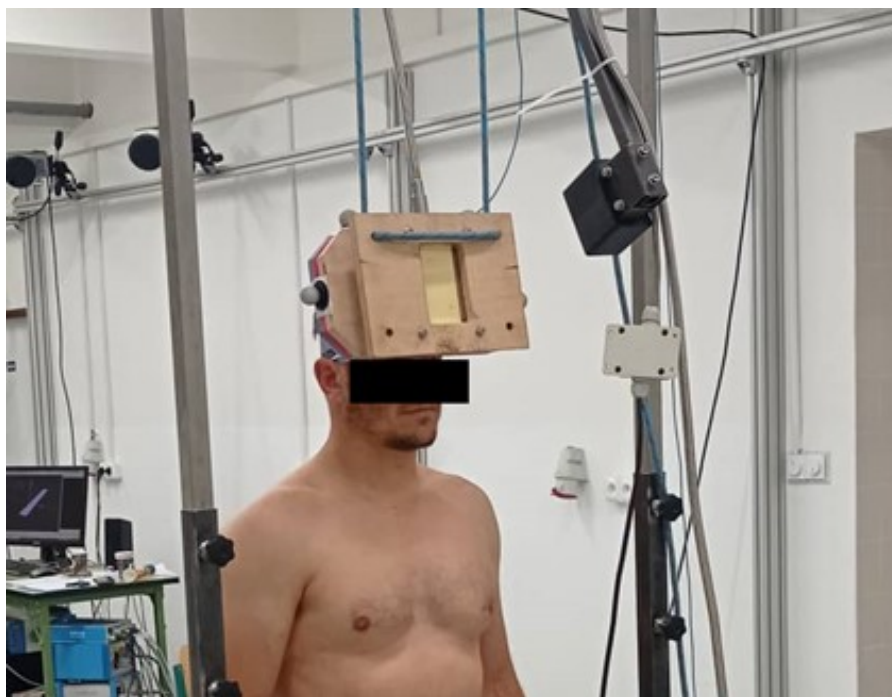
Pro nárazy do čela a spánkové kosti byly použity intenzity I a II. Nárazy do hrudníku, levého ramene a levého stehna byly prováděny v intenzitách I, III, IV.

Nastavování intenzity nárazu bylo prováděno pomocí mechanického zařízení instalovaném na rámu laboratorního modelu pomocí aretačního čepu, který zajišťoval výchozí pozici kyvadla před uvolněním (viz. Obr. 49).

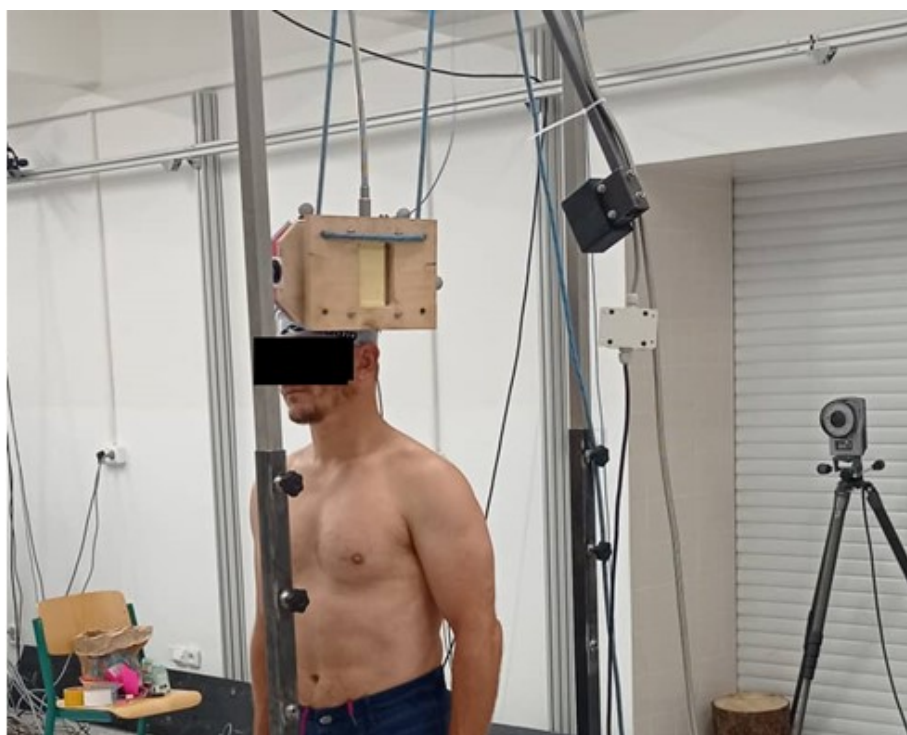


*Obr. 49 - Aretační mechanismus laboratorního modelu kyvadla (vlastní fotodokumentace)*

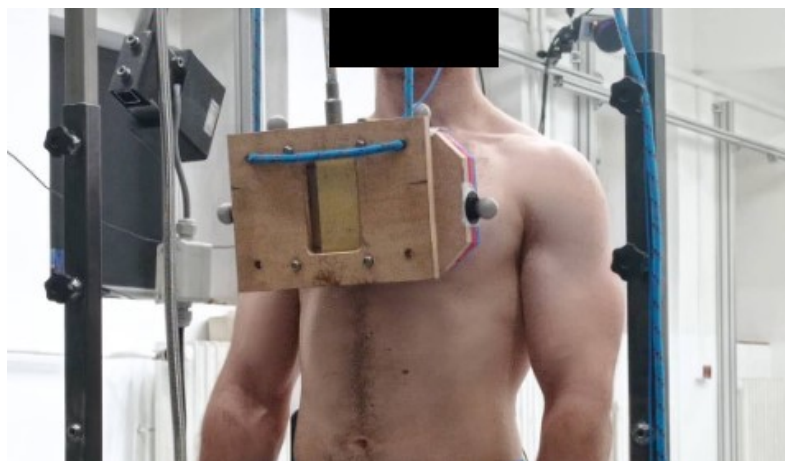
Nárazy kyvadlem do těla probandů, vybraných částí těla, jsou zobrazeny na Obr. 50 až Obr. 54.



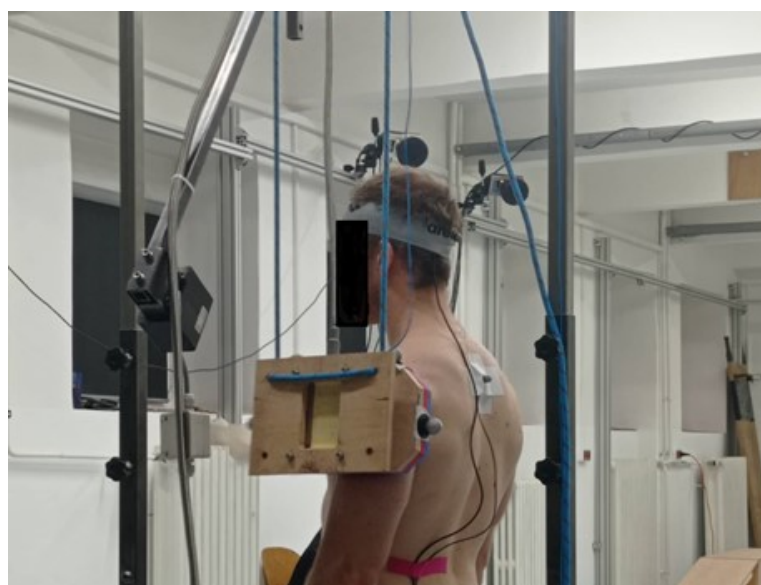
*Obr. 50 - Ukázka nárazu kyvadlem do čela probanda (vlastní fotodokumentace)*



*Obr. 51 - Ukázka nárazu kyvadlem do spánku probanda (vlastní fotodokumentace)*



*Obr. 52 - Ukázka nárazu kyvadlem do hrudníku probanda (vlastní fotodokumentace)*



*Obr. 53 - Ukázka nárazu kyvadlem do ramene probanda (vlastní fotodokumentace)*



*Obr. 54 - Ukázka nárazu kyvadlem do stehna probanda (vlastní fotodokumentace)*

Figurína Dummy Hybrid III byla rovněž osazena 3-osými akcelerometry v oblasti temene hlavy a v místě Th5 (viz Obr. 55)



*Obr. 55 - Figurína Dummy Hybrid III - experiment (vlastní fotodokumentace)*

Zvolené varianty měření na lidských probandech jsou uvedeny v Tabulka 7, každá varianta byla provedena ve třech opakování.



Tabulka 7 - Varianty měření

místo nárazu	čelo		spánek		hrudník			rameno			stehno		
	I	II	I	II	I	III	IV	I	III	IV	I	III	IV
<b>Prob 1</b>	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11	V12	V13
<b>Prob 2</b>	V14	V15	V16	V17	V18	V19	V20	V21	V22	V23	V24	V25	V26
<b>Prob 3</b>	V27	V28	V29	V30	V31	V32	V33	V34	V35	V36	V37	V38	V39
<b>Prob 4</b>	V40	V41	V42	V43	V44	V45	V46	V47	V48	V49	V50	V51	V52
<b>Prob 5</b>	V53	V54	V55	V56	V57	V58	V59	V60	V61	V62	V63	V64	V65
<b>Prob 6</b>	V66	V67	V68	V69	V70	V71	V72	V73	V74	V75	V76	V77	V78
<b>Prob 7</b>	V79	V80	V81	V82	V83	V84	V85	V86	V87	V88	V89	V90	V91
<b>Prob 8</b>	V92	V93	V94	V95	V96	V97	V98	V99	V100	V101	V102	V103	V104
<b>Prob 9</b>	V105	V106	V107	V108	V109	V110	V111	V112	V113	V114	V115	V116	V117
<b>Prob 10</b>	V118	V119	V120	V121	V122	V123	V124	V125	V126	V127	V128	V129	V130
<b>Prob 11</b>	V131	V132	V133	V134	V135	V136	V137	V138	V139	V140	V141	V142	V143
<b>Prob 12</b>	V144	V145	V146	V147	V148	V149	V150	V151	V152	V153	V154	V155	V156
<b>Prob 13</b>	V157	V158	V159	V160	V161	V162	V163	V164	V165	V166	V167	V168	V169
<b>Prob 14</b>	V170	V171	V172	V173	V174	V175	V176	V177	V178	V179	V180	V181	V182
<b>Prob 15</b>	V183	V184	V185	V186	V187	V188	V189	V190	V191	V192	V193	V194	V195
<b>Prob 16</b>	V196	V197	V198	V199	V200	V201	V202	V203	V204	V205	V206	V207	V208
<b>Prob 17</b>	V209	V210	V211	V212	V213	V214	V215	V216	V217	V218	V219	V220	V221
<b>Prob 18</b>	V222	V223	V224	V225	V226	V227	V228	V229	V230	V231	V232	V233	V234
<b>Prob 19</b>	V235	V236	V237	V238	V239	V240	V241	V242	V243	V244	V245	V246	V247
<b>Prob 20</b>	V248	V249	V250	V251	V252	V253	V254	V255	V256	V257	V258	V259	V260
<b>Prob 21</b>	V261	V262	V263	V264	V265	V266	V267	V268	V269	V270	V271	V272	V273
<b>Prob 22</b>	V274	V275	V276	V277	V278	V279	V280	V281	V282	V283	V284	V285	V286
<b>Prob 23</b>	V287	V288	V289	V290	V291	V292	V293	V294	V295	V296	V297	V298	V299

Varianty měření na figuríně jsou zobrazeny v Tabulka 8. U figuríny Dummy Hybrid III bylo možné provést do čela i spánkové kosti nárazy o vyšších intenzitách, jelikož nehrozilo žádné poranění. Nárazy do figuríny byly do všech míst provedeny v intenzitách I, III a IV. U figuríny byla každá varianta provedena v pěti opakováních.

Tabulka 8 - Varianty měření

místo nárazu	čelo			spánek			hrudník			rameno			stehno		
intenzita	I	III	IV	I	III	IV	I	III	IV	I	III	IV	I	III	IV
figurína	VF 1	VF 2	VF 3	VF 4	VF 5	VF 6	VF 7	VF 8	VF 9	VF 10	VF 11	VF 12	VF 13	VF 14	VF 15

\* VF = varianta figurína

Z provedených měření bylo hodnoceno:

- velikost odezvy (velikost zrychlení) po nárazu kyvadlem v oblasti hrudního obratle Th5 a temene hlavy (occiput);
- ověření shody naměřených hodnot zrychlení v oblasti temene hlavy a v místě obratle Th5 mezi člověkem a figurínou;
- ověření vhodnosti laboratorního modelu kyvadla a navrženého měřicího řetěže k dalším laboratorním šetřením;
- posouzení vhodnosti využití figuríny pro nárazové zkoušky z frontálního a bočního směru.

## 5 Zpracování experimentálních výsledků nárazových zkoušek

Experimentální měření hodnocení validity figuríny Dummy Hybrid III probíhalo v laboratoři BEZ na UK FTVS ve dnech 12., 13. a 19. 5. 2022.

Laboratorní měření bylo provedeno na celkovém počtu 23 probandů. Z důvodu získaného obrovského množství naměřených dat bylo v této diplomové práci prováděno pilotní zpracování výsledků, díky jejímž závěrům bude prováděno komplexní zpracování celého souboru dat v rámci řešeného grantového projektu. Dílčí soubor výsledků byl však vždy statisticky vhodný pro matematické či grafické zpracování dat a tvorbu závěrů laboratorního šetření nárazových zkoušek do člověka či figuríny Dummy Hybrid III v bočním a předním směru.

V Tabulka 9 až Tabulka 13 je vidět ukázka zpracování naměřených hodnot jednoho z probandů. V názvu tabulky je vždy uvedeno označení probanda dle Tabulka 7 a místo nárazu vedeného kyvadlem.

Tabulka 9 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 10 – čelo

níže číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
V118-1	1.160	0.579	0.113	-0.273	0.650	-1.555	0.553	-7.007	7.199
V118-2	1.150	0.763	0.114	-0.399	0.869	-0.868	0.606	-6.946	7.026
V118-3	1.125	0.906	0.192	-0.37	0.997	-0.43	0.922	-7.709	7776
V119-1	1.575	1.048	0.233	-0.515	1.191	-0.251	0.812	-8.35	8.393
V119-2	1.526	1.24	0.408	-0.315	1.343	0.397	1.131	-9.899	9.971
V119-3	1.478	1.105	0.219	-0.574	1.264	0.024	0.911	-9.721	9.763

Tabulka 10 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 13 - levá spánková kost

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
V159-1	1.079	0.076	0.239	-0.455	0.520	2.184	-7.575	1.769	8.080
V159-2	1.031	0.934	1.068	0.861	1.660	3.369	-5.649	2.736	7.124
V159-3	1.029	1.125	1.176	1.097	1.962	3.208	-6.273	2.558	7.496
V160-1	1.736	0.277	0.022	0.275	0.391	2.961	-9.437	2.948	10.321
V160-2	1.626	1.473	1.501	1.350	2.499	4.061	-7.753	3.938	9.597
V160-3	1.686	1.06	1.045	0.969	1.776	3.909	-8.134	3.717	9.760

Tabulka 11 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 2 - hrudník

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
V18-1	1.012	0.033	-0.104	-0.782	0.790	0.243	0.627	0.223	0.709
V18-2	1.011	-0.020	-0.055	-0.704	0.706	-0.301	-0.754	-0.860	0.817
V18-3	1.015	0.052	-0.061	-0.717	0.721	-0.409	-0.796	-0.119	0.903
V19-1	1.432	0.057	-0.360	-1.254	1.305	0.387	1.132	0.444	1.276
V19-2	1.420	1.048	0.949	-0.016	1.414	0.595	1.279	0.625	1.542
V19-3	1.435	0.841	0.683	-0.158	1.095	-0.437	-1.191	-0.201	1.284
V20-1	2.055	0.122	-0.398	-2.467	2.502	-0.721	-2.014	-0.651	2.236
V20-2	2.059	-0.060	-0.323	-2.432	2.454	-0.923	-1.974	-0.489	2.234
V20-3	2.057	-0.176	-0.207	-2.568	2.582	-0.818	-2.186	-0.559	2.400

Tabulka 12 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 5 - levé rameno

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
V60-1	1.275	0.019	-1.303	-0.578	1.426	-0.234	-0.710	-0.017	0.747
V60-2	1.301	0.069	-1.242	-0.544	1.358	-0.124	-0.689	0.073	0.704
V60-3	1.271	0.074	-1.239	-0.513	1.343	-0.148	-0.701	0.043	0.718
V61-1	1.468	-0.068	-2.209	-0.815	2.356	-0.834	-1.283	0.032	1.532
V61-2	1.487	0.023	-2.294	-0.977	2.494	-0.727	-1.129	0.170	1.353
V61-3	1.525	-0.073	-2.119	-0.764	2.254	-0.699	-1.168	0.106	1.365
V62-1	2.180	-0.440	-4.392	-0.360	4.429	-1.687	-2.600	0.045	3.100
V62-2	2.116	-0.411	-4.444	-1.713	4.781	-1.713	-2.160	0.273	2.771
V62-3	2.110	-0.414	-4.326	-1.643	4.646	-1.585	-2.178	0.173	2.700

Tabulka 13 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 3 - levé stehno

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
V37-1	0.914	-0.017	-0.123	-0.035	0.129	0.043	0.108	-0.093	0.149
V37-2	1.008	0.060	-0.084	-0.014	0.105	0.082	-0.113	-0.006	0.140
V37-3	0.997	-0.069	0.017	0.094	0.118	0.088	-0.107	-0.029	0.141
V38-1	1.352	-0.235	-0.020	0.153	0.280	-0.149	-0.130	0.176	0.265
V38-2	1.348	-0.066	0.262	-0.179	0.324	0.134	0.156	-0.015	0.206
V38-3	1.327	0.137	-0.019	0.352	0.378	0.146	0.191	-0.039	0.244
V39-1	1.902	-0.366	-0.021	0.315	0.483	0.321	0.362	-0.250	0.545
V39-2	1.907	-0.367	-0.040	0.284	0.466	-0.267	-0.221	0.208	0.404
V39-3	2.001	0.396	0.261	0.360	0.595	0.305	0.379	-0.038	0.488

V Tabulka 14 až Tabulka 18 jsou zobrazeny naměřené hodnoty na figuríně Dummy Hybrid III.

Tabulka 14 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – čelo

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
VF1-1	0.805	0.047	0.772	1.522	1.707	5.018	0.763	-7.977	9.455
VF1-2	0.812	0.333	1.022	1.494	1.840	5.188	0.912	-7.971	9.554
VF1-3	0.804	0.381	0.972	1.598	1.908	5.847	0.787	-8.449	10.305
VF1-4	0.81	0.425	1.01	1.606	1.944	6.261	0.923	-8.981	10.986
VF1-5	0.814	0.336	0.994	1.597	1.911	6.148	0.886	-8.901	10.854
VF2-1	1.07	0.360	0.710	2.406	2.534	7.420	1.457	-10.735	13.131
VF2-2	1.076	0.122	1.049	1.801	2.088	7.806	1.276	-10.844	13.422
VF2-3	1.063	0.290	1.129	2.587	2.837	7.863	1.366	-10.962	13.560
VF2-4	1.076	0.041	0.963	2.490	2.670	7.848	1.295	-11.020	13.590
VF2-5	1.053	0.536	0.663	2.755	2.884	9.932	5.521	3.533	11.900
VF3-1	1.271	0.188	1.512	3.727	4.027	10.124	2.140	-12.465	16.200
VF3-2	1.245	0.232	1.201	2.546	2.825	10.458	2.300	-13.239	17.028
VF3-3	1.27	0.210	1.438	3.015	3.347	10.512	1.593	-12.839	16.670
VF3-4	1.265	0.833	0.582	3.608	3.748	9.752	2.372	-12.999	16.423
VF3-5	1.266	0.117	1.102	2.450	2.689	10.019	1.617	-12.443	16.087

Tabulka 15 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – levá spánková kost

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
VF4-1	0.959	-0.429	-0.051	-0.229	0.489	-1.353	3.145	-0.227	13.431
VF4-2	1.034	-0.467	-0.077	-0.220	0.522	1.442	-14.073	1.204	14.198
VF4-3	0.845	-0.400	-0.013	-0.219	0.456	1.314	-13.623	1.202	13.739
VF4-4	0.952	-0.481	0.008	-0.145	0.503	1.39	-14.757	1.332	14.882
VF4-5	0.885	-0.241	-0.03	-0.139	0.280	0.93	-12.356	1.329	12.462
VF5-1	0.997	-0.376	-0.053	-0.265	0.463	1.898	-15.334	1.903	15.567
VF5-2	1.415	-0.499	-0.089	-0.259	0.569	2.398	-17.059	1.420	17.285
VF5-3	1.565	-0.493	-0.128	-0.325	0.604	2.628	-17.893	1.627	18.158
VF5-4	1.627	-0.507	-0.132	-0.310	0.609	2.785	-18.653	1.469	18.917
VF5-5	1.618	-0.518	-0.102	-0.313	0.614	2.787	-18.703	1.579	18.975
VF6-1	2.099	-0.625	-0.182	-0.386	0.757	4.004	-22.501	1.831	22.928
VF6-2	2.110	-0.659	-0.221	-0.459	0.833	4.193	-23.169	1.884	23.621
VF6-3	2.127	-0.628	-0.163	-0.432	0.779	4.469	-23.883	1.608	24.351
VF6-4	2.237	-0.586	-0.170	-0.397	0.727	3.948	-22.334	1.128	22.709
VF6-5	2.280	-0.435	-0.097	-0.285	0.529	3.789	-19.733	0.774	20.108

Tabulka 16 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – hrudník

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obratle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
VF7-1	1.102	-0.595	0.409	0.244	0.763	1.592	0.120	-0.824	1.797
VF7-2	1.076	-0.272	0.172	2.288	2.311	1.623	0.206	-0.843	1.841
VF7-3	1.071	0.116	0.755	2.332	2.453	1.795	0.193	-0.881	2.009
VF7-4	1.086	-0.147	-0.092	2.426	2.432	1.790	0.145	-0.913	2.015
VF7-5	1.070	0.217	0.603	2.386	2.470	1.833	0.178	-0.903	2.051
VF8-1	1.427	-0.446	0.508	3.128	3.200	-3.166	-0.702	-1.535	3.588
VF8-2	1.497	0.104	0.641	3.310	3.373	2.456	0.274	-1.155	2.728
VF8-3	1.487	-0.104	0.670	3.308	3.377	2.488	0.388	-1.161	2.773
VF8-4	1.479	0.021	1.015	3.318	3.470	2.521	0.400	-1.198	2.820
VF8-5	1.459	-0.001	0.717	3.269	3.347	2.522	0.322	-1.155	2.792
VF9-1	2.019	0.648	0.490	5.647	5.705	3.861	4.045	1.781	5.869
VF9-2	2.206	0.029	1.247	4.987	5.141	2.572	3.145	1.421	4.304
VF9-3	2.095	0.370	1.371	5.168	5.359	3.367	3.372	1.485	4.991
VF9-4	2.108	0.093	1.046	5.556	5.655	3.850	0.754	-1.734	4.289
VF9-5	2.080	0.174	1.770	5.426	5.709	2.089	2.695	1.445	3.703

Tabulka 17 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – levé rameno

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obrátle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
VF10-1	1.001	-0.869	1.026	2.143	2.530	0.463	-0.421	-0.009	0.626
VF10-2	1.029	-1.160	0.030	-0.058	1.162	0.445	-0.603	0.032	0.750
VF10-3	1.041	-1.166	0.112	-0.005	1.172	0.396	-0.601	-0.006	0.719
VF10-4	1.061	-1.214	0.096	-0.021	1.218	0.425	-0.652	0.016	0.778
VF10-5	1.141	-1.248	0.102	0.001	1.252	0.444	-0.685	0.031	0.817
VF11-1	1.880	-2.006	0.052	0.039	2.007	0.796	-1.061	0.053	1.328
VF11-2	1.926	-1.960	0.020	-0.006	1.96	0.637	-1.023	0.031	1.205
VF11-3	1.941	-1.948	0.055	0.046	1.949	0.573	-1.002	0.026	1.155
VF11-4	1.920	1.919	0.058	0.031	1.920	0.568	-0.995	0.018	1.146
VF11-5	1.920	-1.917	0.090	0.026	1.919	0.564	-1.018	0.021	1.164
VF12-1	2.245	-3.180	0.092	0.258	3.192	0.963	-1.644	0.104	1.908
VF12-2	2.545	-2.664	0.085	0.140	2.669	0.840	-1.435	0.075	1.664
VF12-3	2.560	-2.669	0.076	0.127	2.673	0.843	-1.451	0.07	1.680
VF12-4	2.560	-2.690	0.165	0.240	2.706	0.815	-1.537	0.067	1.741
VF12-5	2.672	-2.754	0.158	0.272	2.772	0.787	-1.527	0.102	1.721

Tabulka 18 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – levé stehno

číslo měření	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	velikost zrychlení v oblasti hrudního obrátle Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]				velikost zrychlení v oblasti temene hlavy [m.s <sup>-2</sup> ]			
		$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$	$a_x$	$a_y$	$a_z$	$a_{abs}$
VF13-1	0.935	0.247	0.196	-0.006	0.315	-0.392	-0.160	0.026	0.424
VF13-2	0.937	-0.214	-0.468	0.032	0.515	-0.470	-0.061	-0.005	0.474
VF13-3	0.979	0.358	0.197	-0.017	0.409	-0.467	-0.042	-0.002	0.469
VF13-4	0.975	-0.205	-0.526	0.059	0.567	-0.466	-0.043	-0.010	0.468
VF13-5	0.999	-0.233	-0.514	0.046	0.566	-0.494	-0.087	-0.001	0.502
VF14-1	1.402	0.547	0.316	-0.044	0.633	-0.686	0.034	-0.030	0.688
VF14-2	1.357	0.484	0.305	-0.042	0.573	-0.704	-0.002	-0.032	0.705
VF14-3	1.337	-0.278	-0.634	0.078	0.697	-0.638	0.017	-0.009	0.638
VF14-4	1.379	-0.266	-0.585	0.051	0.645	-0.576	0.157	-0.102	0.606
VF14-5	1.488	-0.272	-0.657	0.090	0.717	-0.663	0.009	-0.013	0.663
VF15-1	2.021	-0.919	0.468	-0.040	1.032	1.177	-0.52	-0.154	1.296
VF15-2	2.001	-0.293	-1.265	0.177	1.310	-0.934	-0.056	-0.135	0.945
VF15-3	1.954	0.852	0.692	0.006	1.097	-1.017	-0.104	-0.137	1.032
VF15-4	1.948	0.821	0.698	0.011	1.077	-1.058	-0.083	-0.143	1.071
VF15-5	1.994	0.824	0.706	-0.018	1.085	-0.981	-0.175	-0.039	0.997

V následujících tabulkách jsou uvedeny hodnoty zrychlení vybraného vzorku probandů pro ověření shody odezvy mezi člověkem a figurínou. Toto šetření bylo řešeno pro náraz v předním směru pro nárazy kyvadlem do hrudníku. Pro boční směr byly zvoleny nárazy do levého stehna.

Ze všech provedených měření u vybraných probandů bylo provedeno porovnání shody výsledků s figurínou Dummy Hybrid III.

Shoda výsledků vypočtená pro nárazy jednotlivých intenzit do hrudníku je vidět v Tabulka 19 až Tabulka 21.

Shoda výsledků mezi figurínou a člověkem při nárazech kyvadla do levého stehna je vidět v Tabulka 22 až Tabulka 24.

*Tabulka 19 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – hrudník – intenzita I*

	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	zrychlení Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]	zrychlení hlava [m.s <sup>-2</sup> ]	shoda člověk vs. Dummy – Th5 [%]	shoda člověk vs. Dummy – hlava [%]
dummy	1.102	0.763	1.797	-	-
prob 2	1.012	0.790	0.709	96.461	39.455
	1.011	0.706	0.817	92.529	45.465
	1.015	0.721	0.903	94.495	50.250
prob 3	0.915	0.585	0.764	76.671	42.515
	0.915	1.344	0.968	23.853	53.868
	0.907	0.551	0.565	72.215	31.441
prob 4	1.024	0.524	0.576	68.676	32.053
	1.013	0.667	0.579	87.418	32.220
prob 5	0.935	0.857	1.132	87.680	62.994
	0.915	0.849	1.148	88.729	63.884
	0.922	0.715	0.972	93.709	54.090
prob 11	0.946	0.644	0.786	84.404	43.740
	1.141	0.622	0.664	81.520	36.950
<b>průměr</b>	<b>0.975</b>	<b>0.737</b>	<b>0.814</b>	<b>80.643</b>	<b>45.302</b>



Tabulka 20 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – hrudník – intenzita II

	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	zrychlení Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]	zrychlení hlava [m.s <sup>-2</sup> ]	shoda člověk vs. Dummy – Th5 [%]	shoda člověk vs. Dummy – hlava [%]
dummy	1.427	3.2	3.588	-	-
prob 2	1.432	1.305	1.276	40.781	39.875
	1.42	1.414	1.542	44.188	48.188
	1.435	1.095	1.284	34.219	40.125
prob 3	1.666	1.773	1.211	55.406	37.844
	1.491	1.537	1.335	48.031	41.719
	1.584	2.502	1.292	78.188	40.375
prob 4	1.38	0.957	1.101	29.906	34.406
	1.329	1.116	1.073	34.875	33.531
prob 5	1.317	1.653	2.281	51.656	71.281
	1.393	1.345	1.941	42.031	60.656
	1.375	1.432	2.226	44.750	69.563
prob 11	1.378	1.316	1.644	41.125	51.375
	1.402	1.158	2.02	36.188	63.125
<b>průměr</b>	<b>1.431</b>	<b>1.431</b>	<b>1.556</b>	<b>44.719</b>	<b>48.620</b>

Tabulka 21 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – hrudník – intenzita III.

	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	zrychlení Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]	zrychlení hlava [m.s <sup>-2</sup> ]	shoda člověk vs. Dummy – Th5 [%]	shoda člověk vs. Dummy – hlava [%]
dummy	2.019	5.705	5.869	-	-
prob 2	2.055	2.502	2.236	43.856	38.098
	2.059	2.454	2.234	43.015	38.064
	2.057	2.582	2.400	45.259	40.893
prob 3	2.193	2.627	1.887	46.047	32.152
	2.045	2.499	1.762	43.804	30.022
	2.069	2.859	1.913	50.114	32.595
prob 4	2.038	1.892	3.043	33.164	51.849
	2.019	1.747	2.242	30.622	38.201
prob 5	1.942	3.468	2.676	60.789	45.596
	1.945	3.891	2.775	68.203	47.282
	1.945	3.660	3.523	64.154	60.027
prob 11	2.083	2.168	2.697	38.002	45.953
	2.011	2.392	2.422	41.928	41.268
<b>průměr</b>	<b>2.035</b>	<b>2.672</b>	<b>2.447</b>	<b>46.843</b>	<b>41.692</b>

Tabulka 22 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – stehno – intenzita I.

	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	zrychlení Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]	zrychlení hlava [m.s <sup>-2</sup> ]	shoda člověk vs. Dummy – Th5 [%]	shoda člověk vs. Dummy – hlava [%]
dummy	0.935	0.424	0.315	-	-
prob 2	0.919	0.092	0.180	21.698	57.143
	0.919	0.144	0.113	33.962	35.873
	1.031	0.103	0.127	24.292	40.317
prob 3	0.914	0.129	0.149	30.425	47.302
	1.008	0.105	0.140	24.764	44.444
	0.997	0.118	0.141	27.830	44.762
prob 4	1.007	0.144	0.102	33.962	32.381
	0.981	0.114	0.096	26.887	30.476
prob 5	0.980	0.074	0.089	17.453	28.254
	0.914	0.129	0.124	30.425	39.365
	1.079	0.099	0.114	23.349	36.190
prob 11	1.061	0.085	0.119	20.047	37.778
	0.947	0.179	0.184	42.217	58.413
<b>průměr</b>	<b>0.967</b>	<b>0.147</b>	<b>0.212</b>	<b>34.670</b>	<b>67.302</b>

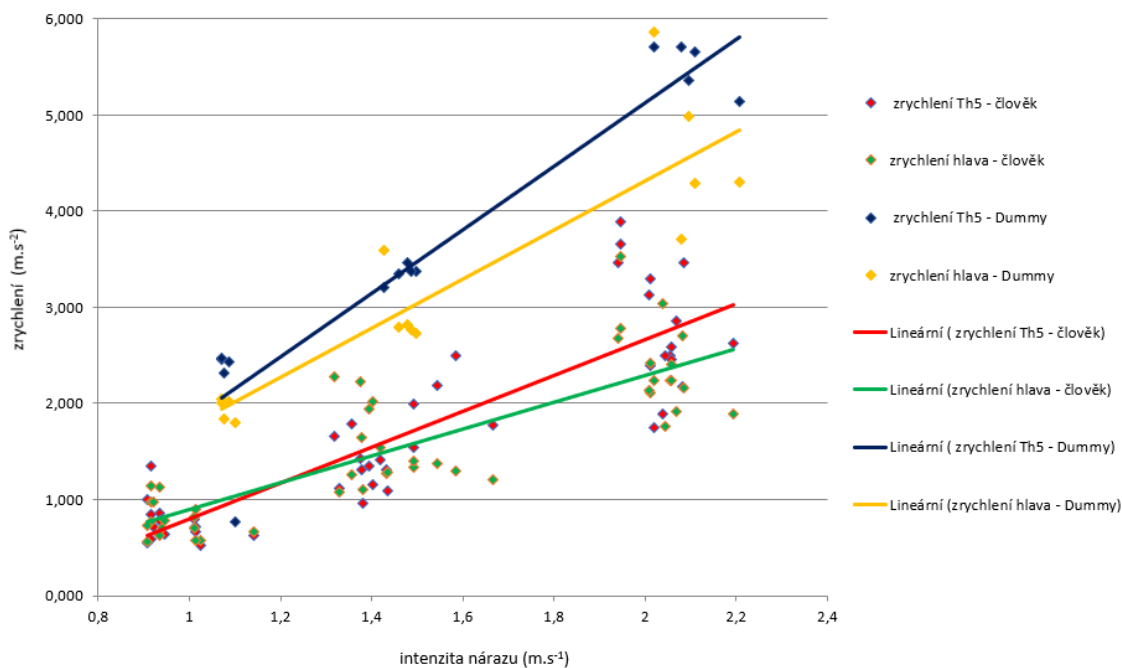
Tabulka 23 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – stehno – intenzita II.

	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	zrychlení Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]	zrychlení hlava [m.s <sup>-2</sup> ]	shoda člověk vs. Dummy – Th5 [%]	shoda člověk vs. Dummy – hlava [%]
dummy	0.935	0.424	0.315	-	-
prob 2	0.919	0.092	0.235	21.698	74.603
	0.919	0.144	0.289	33.962	91.746
	1.031	0.103	0.220	24.292	69.841
prob 3	0.914	0.129	0.265	30.425	84.127
	1.008	0.105	0.206	24.764	65.397
	0.997	0.118	0.244	27.830	77.460
prob 4	1.007	0.144	0.162	33.962	51.429
	0.981	0.114	0.125	26.887	39.683
prob 5	0.980	0.074	0.169	17.453	53.651
	0.914	0.129	0.299	30.425	94.921
	1.079	0.099	0.279	23.349	88.571
prob 11	1.061	0.085	0.269	20.047	85.397
	0.947	0.179	0.572	42.217	18.413
<b>průměr</b>	<b>0.967</b>	<b>0.147</b>	<b>0.261</b>	<b>34.670</b>	<b>82.857</b>

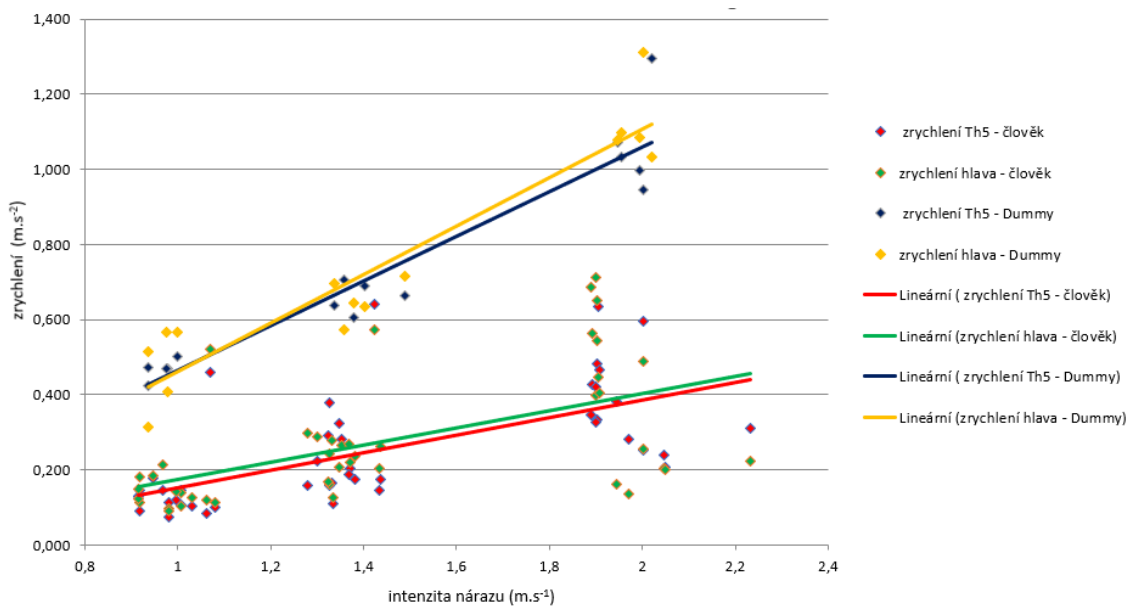
Tabulka 24 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – stehno – intenzita III.

	rychlost nárazu [m.s <sup>-1</sup> ]	zrychlení Th5 [m.s <sup>-2</sup> ]	zrychlení hlava [m.s <sup>-2</sup> ]	shoda člověk vs. Dummy – Th5 [%]	shoda člověk vs. Dummy – hlava [%]
dummy	1.948	1.071	1.077	-	-
prob 2	1.892	0.426	0.562	39.776	52.182
	1.905	0.635	0.448	59.290	41.597
	1.899	0.422	0.399	39.402	37.047
prob 3	1.902	0.483	0.545	45.098	50.604
	1.907	0.466	0.404	43.511	37.512
	2.001	0.595	0.488	55.556	45.311
prob 4	2.003	0.251	0.257	23.436	23.863
	1.945	0.381	0.161	35.574	14.949
prob 5	1.970	0.281	0.135	26.237	12.535
	1.890	0.345	0.686	32.213	63.695
	1.903	0.332	0.652	30.999	60.539
prob 11	1.901	0.327	0.713	30.532	66.202
	2.047	0.239	0.204	22.316	18.942
<b>průměr</b>	<b>2.048</b>	<b>0.208</b>	<b>0.200</b>	<b>19.421</b>	<b>18.570</b>

Na Obr. 56 je graficky zobrazena odezva člověka a figuríny v oblasti hrudního obratle Th5 a na temeni hlavy po nárazu kyvadlem do hrudníku. Na Obr. 57 je graficky zobrazena závislost zrychlení na intenzitě nárazu do levého stehna.



Obr. 56 - Závislost velikosti zrychlení na intenzitě nárazu do hrudníku.



Obr. 57 - Závislost velikosti zrychlení na intenzitě nárazu do levého stehna.

### 5.1 Impakt do hrudníku (předozaďní náraz)

V případě porovnání impaktu do hrudníku mezi lidskými probandy a testovací figurínou byla data naměřena na 11 probandech v počtu tří opakování a na jedné testovací figuríně v počtu pěti opakování pro každou ze tří intenzit (Tabulka 25). Intenzita, respektive velikost nárazové rychlosti, vykazovala téměř identickou skokovou změnu o velikosti  $0.5 \text{ m.s}^{-1}$ , od nejnižší intenzity ( $\mu_{figurina} = 1.081 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.012$ , 95%  $CI$  1.071-1.092;  $\mu_{proband} = 1.074 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.195$ , 95%  $CI$  0.904-1.245), přes střední intenzitu ( $\mu_{figurina} = 1.470 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.025$ , 95%  $CI$  1.448-1.492;  $\mu_{proband} = 1.494 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.185$ , 95%  $CI$  1.332-1.657), až po nejvyšší intenzitu ( $\mu_{figurina} = 2.102 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.061$ , 95%  $CI$  2.049-2.155;  $\mu_{proband} = 2.101 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.157$ , 95%  $CI$  1.964-2.238).

kde:  $\mu$  = normální rozdělení [ $\text{m.s}^{-1}$ ],  $SD$  = směrodatná odchylka [ $\text{m.s}^{-1}$ ],  $CI$  = interval spolehlivosti [-].

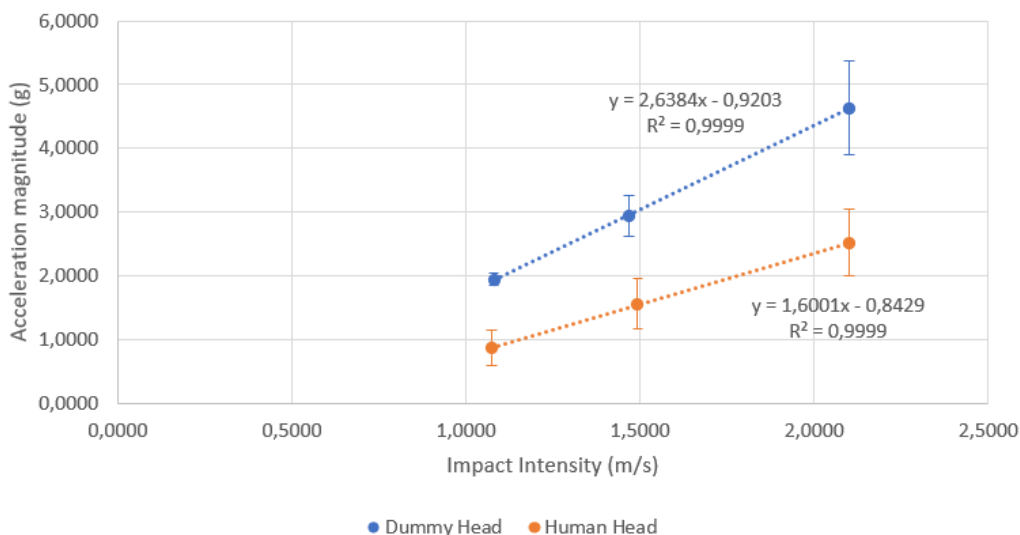
Jednotlivé intenzity mezi figurínou a probandy byly porovnány na základě Welchova  $t$ -testu (dvouvýběrový Studentův  $t$ -test s nerovností rozptylů) z důvodu nerovnosti rozptylů obou souborů, které vyplynuly z testu o shodnosti (homogenitě) rozptylů dvou nezávislých výběrů ( $F$ -test). Z výsledků je zřejmé, že intenzity u obou souborů se signifikantně neliší ( $p$ -hodnota  $> 0.05$ ), průměry dopadových rychlostí jsou téměř identické ( $Cohenovo d < 0.1$ ), a výsledky tudíž naznačují spolehlivost daného kyvadlového zátěžového mechanismu (impaktoru) pro účely práce.

Tabulka 25 – Impakty do hrudníku člověk vs. figurína – předozadní směr

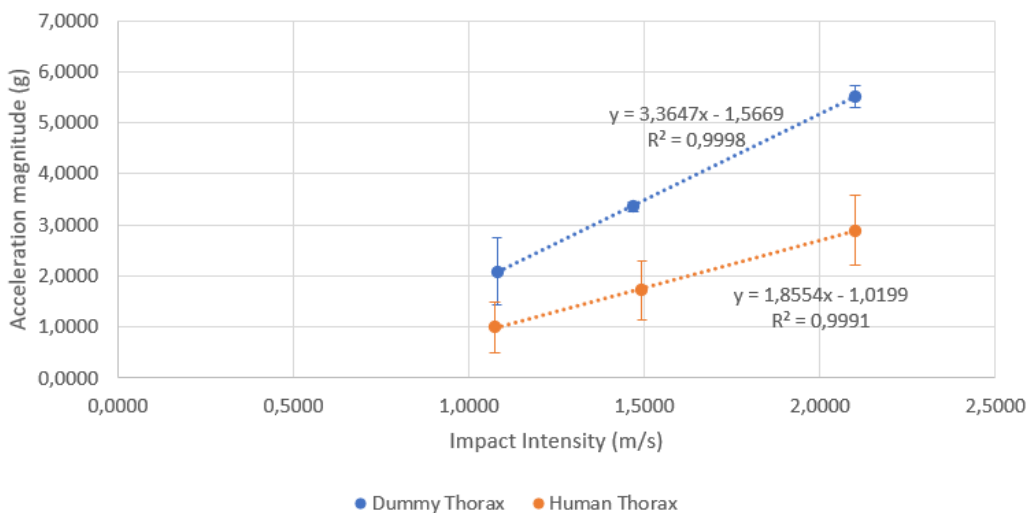
První intenzita						
	Dopadová rychlost – dummy (m/s)	Dopadová rychlost – proband (m/s)	Maximální zrychlení hlavy – dummy (g)	Maximální zrychlení hlavy – proband (g)	Maximální zrychlení hrudník – dummy (g)	Maximální zrychlení hrudník – proband (g)
<b>Střední hodnota</b>	<b>1.0810</b>	<b>1.0744</b>	<b>1.9426</b>	<b>0.8711</b>	<b>2.0858</b>	<b>0.9936</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	0.0119	0.1948	0.1029	0.2789	0.6637	0.4961
<b>Dolní mez 95% CI</b>	1.0705	0.9037	1.8524	0.6266	1.5040	0.5588
<b>Horní mez 95% CI</b>	1.0915	1.2452	2.0328	1.1155	2.6676	1.4285
<b>Absolutní rozdíl středních hodnot</b>	0.0066		1.0715		1.0922	
<b>Relativní rozdíl středních hodnot (%)</b>	0.6061		55.1595		52.3615	
<b>P-hodnota (T-test)</b>	<b>0.8620</b>		<b>&lt;0.001</b>		<b>&lt;0.001</b>	
<b>Cohenovo d</b>	0.0061		0.7118		0.6685	
<b>Velikost účinku</b>	Nepatrný		Střední		Střední	
Druhá intenzita						
	Dopadová rychlost – dummy (m/s)	Dopadová rychlost – proband (m/s)	Maximální zrychlení hlavy – dummy (g)	Maximální zrychlení hlavy – proband (g)	Maximální zrychlení hrudník – dummy (g)	Maximální zrychlení hrudník – proband (g)
<b>Střední hodnota</b>	<b>1.4698</b>	<b>1.4942</b>	<b>2.9402</b>	<b>1.5570</b>	<b>3.3534</b>	<b>1.7186</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	0.0248	0.1852	0.3253	0.3945	0.0873	0.5758
<b>Dolní mez 95% CI</b>	1.4481	1.3319	2.6551	1.2112	3.2769	1.2139
<b>Horní mez 95% CI</b>	1.4915	1.6566	3.2253	1.9028	3.4299	2.2233
<b>Absolutní rozdíl středních hodnot</b>	0.0244		1.3832		1.6348	
<b>Relativní rozdíl středních hodnot (%)</b>	1.6629		47.0444		48.7507	
<b>P-hodnota (T-test)</b>	<b>0.5150</b>		<b>&lt;0.001</b>		<b>&lt;0.001</b>	
<b>Cohenovo d</b>	0.0165		0.5880		0.6136	
<b>Velikost účinku</b>	Nepatrný		Střední		Střední	
Třetí intenzita						
	Dopadová rychlost – dummy (m/s)	Dopadová rychlost – proband (m/s)	Maximální zrychlení hlavy – dummy (g)	Maximální zrychlení hlavy – proband (g)	Maximální zrychlení hrudník – dummy (g)	Maximální zrychlení hrudník – proband (g)
<b>Střední hodnota</b>	<b>2.1016</b>	<b>2.1010</b>	<b>4.6312</b>	<b>2.5153</b>	<b>5.5138</b>	<b>2.8921</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	0.0605	0.1565	0.7413	0.5269	0.2270	0.6869
<b>Dolní mez 95% CI</b>	2.0486	1.9638	3.9815	2.0534	5.3149	2.2900
<b>Horní mez 95% CI</b>	2.1546	2.2382	5.2809	2.9771	5.7127	3.4941
<b>Absolutní rozdíl středních hodnot</b>	0.0006		2.1160		2.6217	
<b>Relativní rozdíl středních hodnot (%)</b>	0.0300		45.6890		47.5486	
<b>P-hodnota (T-test)</b>	<b>0.9880</b>		<b>0.0024</b>		<b>&lt;0.001</b>	
<b>Cohenovo d</b>	0.0003		0.5678		0.5955	
<b>Velikost účinku</b>	Nepatrný		Střední		Střední	

Pro analýzu zatížení hlavy a hrudního obratle Th5 mezi figurínou a probandy při primárním nárazu kyvadla do hrudníku byla hlavní sledovanou veličinou maximální velikost celkového zrychlení v dané oblasti v násobcích tíhového zrychlení (g).

Jak v případě figuríny, tak i probandů, výsledky vykazují téměř ideální lineární charakter růstu zrychlení pro hlavu (Obr. 58) i hrudního obrátle Th5 (Obr. 59) s rostoucí intenzitou. V obou grafech je uvedena rovnice přímky a koeficient determinace  $R^2$ . Výsledky tedy naznačují potenciální vhodnost a spolehlivost využití lineárně regresního modelu pro predikci celkového zrychlení, respektive zatížení, i při vyšších hodnotách intenzit, kdy využití lidských probandů již není možné z etických a bezpečnostních důvodů (koeficient determinace,  $R^2 > 0.98$ ).



Obr. 58 - Graf závislosti celkového zrychlení temene hlavy na intenzitě nárazu do hrudníku



Obr. 59 - Graf závislosti celkového zrychlení hrudního obrátle Th5 na intenzitě nárazu do hrudníku

Z hlediska porovnání celkového zrychlení (zatížení) mezi figurínou a probandy se ukázalo, že hodnoty zrychlení mají strmější charakter růstu v případě figuríny než u probandů se zvyšující se intenzitou (dopadovou rychlostí), jak v případě hlavy

(Obr. 58), tak v případě hrudního obratle Th5 (Obr. 59). Výsledky statistické analýzy, na základě Welchova t-testu, navíc prokázaly signifikantně vyšší hodnoty celkového zrychlení (zatížení) hlavy a hrudního obratle při všech třech hodnotách intenzity v případě testovací figuríny ( $p$ -hodnota  $< 0.05$ ) ve srovnání s lidskými probandy (Tabulka 25). Hodnoty maximálního zrychlení v případě figuríny dosahují téměř dvojnásobných hodnot oproti lidským probandům, tudíž i velikost účinku (vliv testovací figuríny) je značná (Cohenovo  $d > 0.5$ , „střední efekt“). Výsledky čelního nárazu do oblasti hrudního obratle při nízkých intenzitách při této konfiguraci tak naznačují, že daná testovací figurína neodpovídá biomechanické odezvě lidských probandů, což negativně ovlivňuje její vhodnost a spolehlivost pro podobné účely nárazových zkoušek.

Výsledky tak potvrzují **první a druhou hypotézu** této práce, protože byly prokázány statisticky významné rozdíly odezvy jak v oblasti temene hlavy, tak v oblasti hrudního obratle mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III.

Rozdílné hodnoty však mohly být výrazně ovlivněny samotným experimentálním protokolem, kdy probandi mohli na základě zrakových i sluchových vjemů reagovat na blížící se kyvadlo (impaktor) a nevědomky tak ovlivnit svou biomechanickou odezvu na primární náraz.

## 5.2 Impakt do levého ramene (boční náraz)

V případě porovnání impaktu do levého ramene mezi lidskými probandy a testovací figurínou byla data naměřena na 11 probandech v počtu tří opakování a na jedné testovací figuríně v počtu pěti opakování pro každou ze tří intenzit (Tabulka 26). Stejně jako u impaktu vedeného do hrudníku, intenzita do ramene rovněž vykazovala téměř identickou skokovou změnu o velikosti  $0.5 \text{ m.s}^{-1}$ , od nejnižší intenzity ( $\mu_{figurína} = 1.055 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.047$ , 95%  $CI$  1.013-1.096;  $\mu_{proband} = 1.063 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.121$ , 95%  $CI$  0.957-1.169), přes střední intenzitu ( $\mu_{figurína} = 1.478 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.064$ , 95%  $CI$  1.422-1.534;  $\mu_{proband} = 1.472 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.262$ , 95%  $CI$  1.242-1.702), až po nejvyšší intenzitu ( $\mu_{figurína} = 2.056 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.010$ , 95%  $CI$  2.047-2.065;  $\mu_{proband} = 2.078 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $SD = 0.142$ , 95%  $CI$  1.953-2.202). Jednotlivé intenzity mezi figurínou a probandy byly porovnány opět na základě Welchova  $t$ -testu z důvodu nerovnosti rozptylů obou souborů, které vyplynuly z testu o shodnosti (homogenitě) rozptylů dvou nezávislých výběrů ( $F$ -test). Z výsledků je zřejmé, že intenzity u obou souborů se signifikantně neliší ( $p$ -hodnota  $> 0.05$ ), průměry dopadových rychlostí jsou téměř identické (Cohenovo  $d < 0.1$ ),

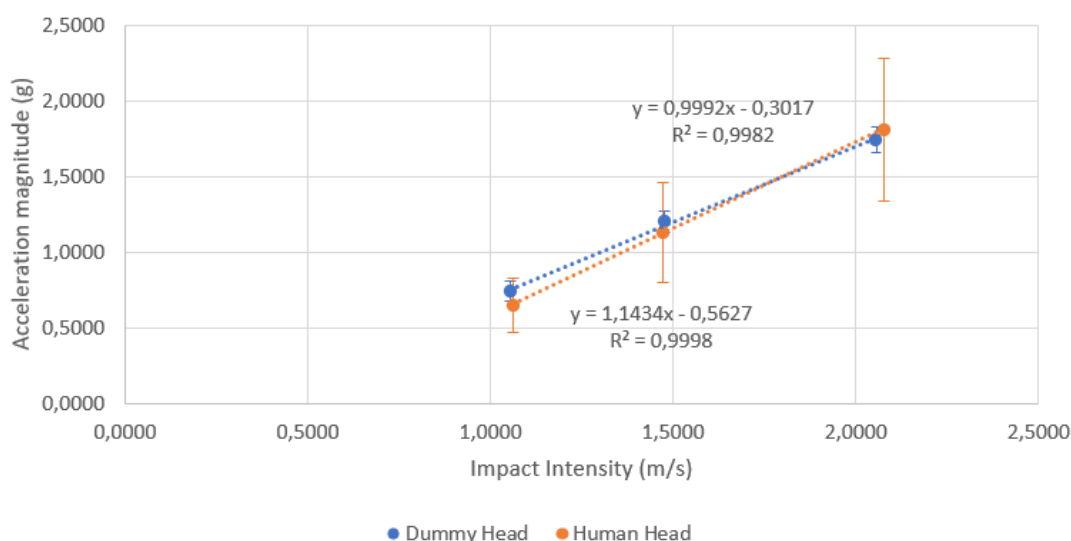
a výsledky tudíž naznačují spolehlivost daného kyvadlového zátěžového mechanismu (impaktoru) pro účely práce.

Tabulka 26 - Impakty do levého ramene – boční směr

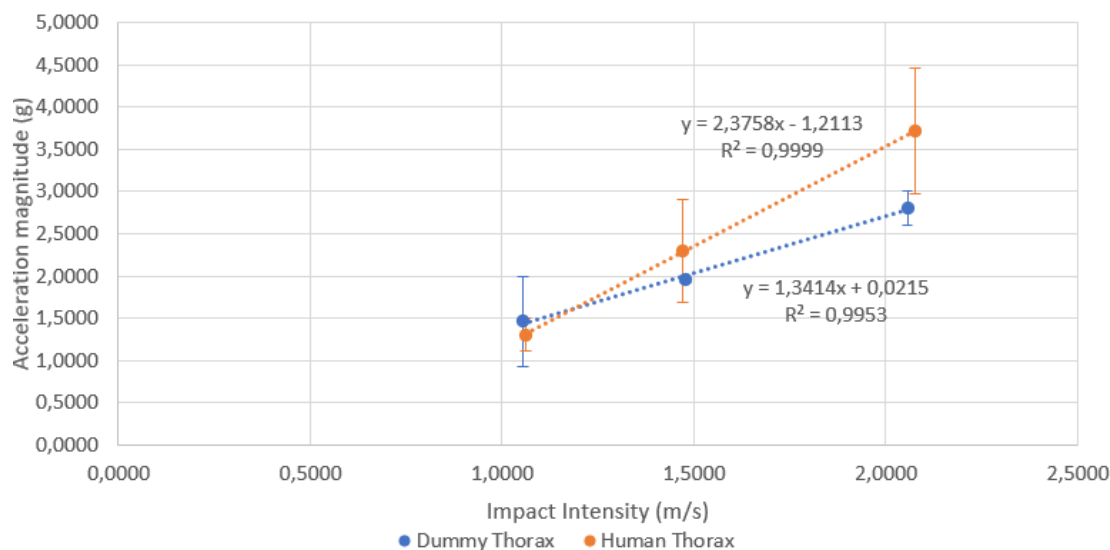
První intenzita						
	Dopadová rychlost – dummy (m/s)	Dopadová rychlost – proband (m/s)	Maximální zrychlení hlavy – dummy (g)	Maximální zrychlení hlavy – proband (g)	Maximální zrychlení hrudník – dummy (g)	Maximální zrychlení hrudník – proband (g)
<b>Střední hodnota</b>	<b>1.0546</b>	<b>1.0626</b>	<b>0.7380</b>	<b>0.6471</b>	<b>1.4668</b>	<b>1.3070</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	0.0474	0.1209	0.0646	0.1823	0.5326	0.1998
<b>Dolní mez 95% CI</b>	1.0131	0.9567	0.6813	0.4873	1.0000	1.1318
<b>Horní mez 95% CI</b>	1.0961	1.1686	0.7947	0.8069	1.9336	1.4822
<b>Absolutní rozdíl středních hodnot</b>	0,0080		0,0909		0,1598	
<b>Relativní rozdíl středních hodnot (%)</b>	0.7630		12.3144		10.8945	
<b>P-hodnota (T-test)</b>	<b>0.8365</b>		<b>0.2965</b>		<b>0.5850</b>	
<b>Cohenovo d</b>	0.0076		0.1309		0.1150	
<b>Velikost účinku</b>	Nepatrný		Nepatrný		Nepatrný	
Druhá intenzita						
	Dopadová rychlost – dummy (m/s)	Dopadová rychlost – proband (m/s)	Maximální zrychlení hlavy – dummy (g)	Maximální zrychlení hlavy – proband (g)	Maximální zrychlení hrudník – dummy (g)	Maximální zrychlení hrudník – proband (g)
<b>Střední hodnota</b>	<b>1.4780</b>	<b>1.4719</b>	<b>1.1996</b>	<b>1.1291</b>	<b>1.9510</b>	<b>2.2962</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	0.0640	0.2620	0.0673	0.3316	0.0323	0.6015
<b>Dolní mez 95% CI</b>	1.4219	1.2422	1.1406	0.8384	1.9227	1.7689
<b>Horní mez 95% CI</b>	1.5341	1.7015	1.2586	1.4197	1.9793	2.8234
<b>Absolutní rozdíl středních hodnot</b>	0.0061		0.0705		0.3452	
<b>Relativní rozdíl středních hodnot (%)</b>	0.4160		5.8793		17.6924	
<b>P-hodnota (T-test)</b>	<b>0.9199</b>		<b>0.3363</b>		<b>0.0063</b>	
<b>Cohenovo d</b>	0.0042		0.0605		0.1620	
<b>Velikost účinku</b>	Nepatrný		Nepatrný		Nepatrný	
Třetí intenzita						
	Dopadová rychlost – dummy (m/s)	Dopadová rychlost – proband (m/s)	Maximální zrychlení hlavy – dummy (g)	Maximální zrychlení hlavy – proband (g)	Maximální zrychlení hrudník – dummy (g)	Maximální zrychlení hrudník – proband (g)
<b>Střední hodnota</b>	<b>2.0564</b>	<b>2.0776</b>	<b>1.7428</b>	<b>1.8093</b>	<b>2.8024</b>	<b>3.7203</b>
<b>Směrodatná odchylka</b>	0.0103	0.1422	0.0871	0.4697	0.1983	0.7438
<b>Dolní mez 95% CI</b>	2.0474	1.9529	1.6665	1.3976	2.6286	3.0684
<b>Horní mez 95% CI</b>	2.0654	2.2022	1.8191	2.2210	2.9762	4.3722
<b>Absolutní rozdíl středních hodnot</b>	0.0212		0.0665		0.9179	
<b>Relativní rozdíl středních hodnot (%)</b>	1.0286		3.8163		32.7536	
<b>P-hodnota (T-test)</b>	<b>0.4456</b>		<b>0.5061</b>		<b>0.0806</b>	
<b>Cohenovo d</b>	0.0102		0.0374		0.2787	
<b>Velikost účinku</b>	Nepatrný		Nepatrný		Malý	



Jak v případě figuríny, tak i probandů, výsledky vykazují téměř ideální lineární charakter růstu zrychlení pro hlavu (Obr. 60) i hrudní obratel Th5 (Obr. 61) s rostoucí intenzitou. Výsledky tedy naznačují potenciální vhodnost a spolehlivost využití lineárně regresního modelu pro predikci celkového zrychlení, respektive zatížení, i při vyšších hodnotách intenzit, kdy využití lidských probandů již není možné z etických a bezpečnostních důvodů (koeficient determinace,  $R^2 > 0.98$ ).



Obr. 60 - Graf závislosti celkového zrychlení hlavy na intenzitě nárazu do levého ramene



Obr. 61 - Graf závislosti celkového zrychlení hrudního obratle Th5 na intenzitě nárazu do levého ramene

Z hlediska porovnání celkového zrychlení (zatížení) mezi figurínou a probandy se ukázalo, že hodnoty zrychlení mají strmější charakter růstu v případě probandů

než u figuríny se zvyšující se intenzitou (dopadovou rychlostí), jak v případě hlavy (Obr. 60), tak především v případě hrudního obratle Th5 (Obr. 61). Z naměřených a grafických výsledků, i výsledků statistické analýzy, na základě *Welchova t-testu*, je zřejmé, že hodnoty maximálního zrychlení hlavy jsou velmi podobné mezi testovací figurínou a probandy, a drobné rozdíly nejsou signifikantní ( $p\text{-hodnota} > 0.05$ , *Cohenovo d*  $< 0.1$ ). V případě hrudního obratle Th5 byla prokázána signifikantně vyšší hodnota celkového zrychlení (zatížení) při druhé hodnotě intenzity u lidských probandů ve srovnání s testovací figurínou a při třetí hodnotě intenzity, avšak statistická významnost nebyla dosažena (Tabulka 26).

Z hlediska hypotéz práce tak byla **částečně prokázána třetí hypotéza**, tedy byla nalezena statisticky významná změna odezvy v oblasti hrudního obratle mezi probandy a figurínou Dummy Hybrid III, **oproti čtvrté hypotéze, která byla naopak výsledky vyvrácena**.

Velikost účinku je ovšem ve všech případech nízká a průměrné hodnoty se tudíž výrazně neliší mezi probandy a testovací figurínou (*Cohenovo d*  $< 0.3$ , „malý efekt“). Výsledky bočního nárazu do ramene při nízkých intenzitách tedy naznačují vhodnost a spolehlivost využití dané testovací figuríny pro podobné účely nárazových zkoušek.

## 6 Zhodnocení výsledků – diskuze

Díky provedeným experimentům a získaným výsledkům (*Kapitola 5 - Zpracování experimentálních výsledků nárazových zkoušek*) byla ověřena vhodnost laboratorního modelu kyvadla k dalším experimentálním měřením, které mohou být využity při nárazových zkouškách v dopravním průmyslu.

Rovněž tím byla ověřena validita měřicího řetězce pro možnosti dalšího zpracování získaných hodnot a jejich porovnání mezi figurínou Hybrid III-50M a člověkem. Můžeme tak konstatovat, že metodika experimentálního měření drobných nárazů do člověka a figuríny (*Kapitola 4 – Metodika měření*), byla správná.

Díky navržené metodice měření bylo možné získávat vstupní hodnoty nárazových rychlostí do těla člověka či figuríny v různých místech v předozadním (čelo a hrudník) i bočním směru (levé rameno, stehno a španková kost). Ve stejný časový okamžik byly naměřeny i hodnoty odezvy zrychlení v měřených částech těla v oblasti hrudního obratle Th5 a na temeni hlavy (occiput).

Při řešení procentuální shody odezvy na těle (v oblasti hrudního obratle Th5 a temene hlavy) mezi člověkem a figurínou, byly hodnoty dosti rozdílné. Shoda naměřeného zrychlení se pohybovala v rozsahu {14,949 % až 96,461 %}.

Předpokladem pro získání rozdílných hodnot je princip svalové preaktivace, tzv. připravenosti pohybového aparátu na blížící se náraz. Rovněž tak reologické vlastnosti (tuhost, viskozita apod.) vlastních materiálů, tvořících jednotlivé segmenty má zásadní vliv na jejich tlumící vlastnosti.

Následné provedení širšího statistického zpracování získaných výsledků provedeného experimentálního šetření drobných nárazů do člověka a figuríny umožnilo potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz provedeného výzkumu:

- **Hypotéza 1** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti temene hlavy (occiput) mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III-50M při drobném nárazu do hrudníku (předozaďní směr nárazu).

**Hypotéza 1 - potvrzena** – viz *Kapitola 5.1*

- **Hypotéza 2** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti hrudního obratle Th5 mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III-50M při drobném nárazu do hrudníku (předozaďní směr nárazu).

**Hypotéza 2 - potvrzena** – viz *Kapitola 5.1*

- **Hypotéza 3** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti hrudního obratle Th5 mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III-50M při drobném nárazu do levého ramene (boční směr nárazu).

**Hypotéza 3 – částečně prokázána** – viz *Kapitola 5.2*

- **Hypotéza 4** – Prokázání významné změny odezvy v oblasti temene hlavy (occiput) mezi lidskými probandy a figurínou Dummy Hybrid III-50M při drobném nárazu do levého ramene (boční směr nárazu).

**Hypotéza 4 – vyvrácena** – viz *Kapitola 5.2*

## 7 Závěr

V diplomové práci bylo provedeno zhodnocení validity využití figuríny Dummy Hybrid III-50M k nárazovým zkouškám s tramvají.

Ověření validity bylo provedeno experimentálně drobnými nárazy. Provedené nárazy do člověka i figuríny byly vykonány malou, pro člověka bezpečnou, nárazovou rychlostí ( $1$  až  $2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) ve čtyřech různých intenzitách pomocí kyvadla (impaktoru) vlastní konstrukce. Impakty byly vedeny do čela, levého spánku, hrudníku a levého stehna a levého ramene. Odezva po provedeném nárazu kyvadlem byla na tělech lidských probandů a figuríny Dummy Hybrid III-50M měřena 3-osými snímači zrychlení.

V kyvadle a pod chodidly probandů byly instalovány dynamometrické desky Kistler. Díky tomu byly získány nárazové rychlosti kyvadla. Výsledky z dynamometrických desek také sloužily pro synchronizaci záznamu dat.

Díky provedeným experimentům a zpracovaným výsledkům byla ověřena vhodnost laboratorního modelu kyvadla, byla tím i ověřena validita měřicího řetězce pro možnosti dalšího šetření nárazových zkoušek do člověka.

Ze získaných výsledků bylo provedeno zhodnocení shody výsledků mezi člověkem a figurínou.

V prvotním zhodnocení pomocí procentuální shody výsledků mezi člověkem a figurínou u téměř shodných rychlostech nárazů byla získána shoda výsledků mezi člověkem a figurínou v rozmezí 18,570 až 82,857 %.

Z tohoto důvodu bylo provedeno širší statistické zpracování získaných výsledků experimentálního šetření drobných nárazů do člověka a figuríny.

Toto umožnilo potvrzení či vyvrácení stanovených hypotéz, čímž byly splněny vytyčené cíle této diplomové práce.

Výsledky této diplomové práce rozšířily možnosti využití figuríny Dummy Hybrid III-50M k dalším experimentálním měřením, které mohou být využity například při nárazových zkouškách člověka s tramvají.

## Bibliografie

- Ballo, F., Gobbi, M., Mastinu, G., & Previati, G. (Srpen 2016). A six axis load cell for the analysis of the dynamic impact response of a hybrid III dummy. *Measurement*, stránky 309-317.
- Bittner, V., Ježdík, R., Kubový, P., Lopot, F., Štoček, O., Havlíček, M., . . . Jelen, K. (Prosinec 2019). Possibilities of Using Tram Windscreen Impact Tests in Analysis of Human-Machine Accidents. *Manufacturing technology*, stránky 912-916.
- Centrum dopravního výzkumu. (2.. Leden 2023). *Dopravní nehody v ČR*. Načteno z Web Dopravní nehody v ČR: <https://nehody.cdv.cz/>
- Cesari, D., & Bouquet, R. (1994). Comparison of Hybrid III and Human Cadaver Thorax Deformations Loaded by a Thoracic Belt. *Journal of passenger cars*, stránky 1633-1644.
- Crocetta, G., Piantini, S., Pierini, M., & Simms, C. (Červen 2015). The influence of vehicle front-end design on pedestrian ground impact. *Accident Analysis & Prevention*, stránky 56-69.
- Davidsson, J., Loevsund, P., Ono, K., Svensson, M., & Inami, S. (1999). A comparison between volunteer, biorid p3 and hybrid iii performance in rear impacts. *SafetyLit Journal*, stránky 165-178.
- Demant, A. W., Bangard, C., Bovenschulte, H., Skouras, E., Anderson, S. E., & Lackner, K. J. (14. Říjen 2010). MDCT evaluation of injuries after tram accidents in pedestrians. *Emergency Radiology*, stránky 103-108.
- Euro NCAP. (4. Leden 2023). *Euro NCAP*. Načteno z The European New Car Assessment Programme: [www.euroncap.com](http://www.euroncap.com)
- Fakulta tělesné výchovy a sportu. (27. Říjen 2022). *OP VVV - ANALÝZA NEHODOVÝCH DĚJŮ CHODEC TRAMVAJ*. Načteno z Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzita Karlova: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-2249.html>
- Fanta, Ondřej. *Detekce biomechanické odezvy hlavy na extrémní zátěž*. Praha, 2014. Disertační práce. Karlova univerzita, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra anatomie a biomechaniky. Vedoucí práce Doc. PaedDr. Karel JELEN, CSc.
- Gupta, V., & Yang, K. (Listopad 2013). Effect of Vehicle Front End Profiles Leading to Pedestrian Secondary Head. *Stapp Car Crash Journal*, stránky 139 - 155.
- Han, Y., Li, Q., Wang, F., Wang, B., Mizuno, K., & Zhou, Q. (31. Leden 2018). Analysis of pedestrian kinematics and ground impact in traffic accidents using video records. *International Journal of Crashworthiness*, stránky 211-220.
- Holmes, G. S. (4. Leden 2023). *Crash Test Dummy*. Načteno z How products are made: <http://www.madehow.com/Volume-5/Crash-Test-Dummy.html>
- Humanetics. (4. Leden 2023). *Humanetics group*. Načteno z Plymouth: Humanetics innovative solutions: <http://www.humaneticsatd.com/aboutus/dummy-history>

- Humanetics, Plymouth. (2. Leden 2023). *Humanetics group*. Načteno z Humanetics Innovative solutions: [www.humaneticsatd.com](http://www.humaneticsatd.com)
- Chevalier, M.-C., Brizard, D., & Beillas, P. (8. Únor 2019). Study of the possible relationships between tramway front-end geometry and pedestrian injury risk. *Traffic Injury Prevention*, stránky 107-113.
- Kallieris, D., Rizzetti, A., & Mattern, R. (30. 11 2022). *INTERNATIONAL RESEARCH COUNCIL ON BIOMECHANICS OF INJURY*. Načteno z [ircobi.org/wordpress:](http://www.ircobi.org/wordpress/) [http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc1995/pdf\\_files/1995\\_10.pdf](http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc1995/pdf_files/1995_10.pdf)
- Kent, R., S. G., L. D., Crandall, J., Kallieris, D., & Svensson, M. (2003). Comparison of Belted Hybrid III, THOR, and Cadaver Thoracic Responses in Oblique Frontal and Full Frontal Sled Tests. *Journal of passenger car: Mechanical systems journal*, stránky 71-84.
- Kuppa, S., Klopp, G., Crandall, J., Hall, G., Yoganandan, N., Pintar, F., . . . Sun, E. (23. listopad 1998). *National Highway Traffic Safety Administration*. Načteno z United States Department of Transportation: [file:///C:/Users/fsi/Downloads/98S7O10%20\(1\).PDF](file:///C:/Users/fsi/Downloads/98S7O10%20(1).PDF)
- Liangliang, S., Yong, H., Hongwu, H., Quan, L., Bingyu, W., & Koji, M. (Únor 2018). Analysis of pedestrian-to-ground impact injury risk in vehicle-to-pedestrian collisions based on rotation angles. *Journal of Safety Research*, stránky 37 - 47.
- Lopot, F., Kubový, P., Jelen, K., Š. M., Tlapáková, E., & Svoboda, M. (1. Prosinec 2019). Collision between a Pedestrian and Tram – Pilot Experiment . *Manufacturing Technology*, stránky 998-1002.
- Maeno, T., & Hasegawa, J. (4. Červen 2001). Development of a finite element model of the total human model fo safety (THUMS) and application to car - pedestrian impacts. *Engineering*.
- Nauhm, A., Gatts, J., Gadd, C., & Danforth, J. (1968). Impact Tolerance of the Skull and Face. *12th Stapp Car Crash Conference (1968)* (stránky 302-316). Warrendale: Society of Automotive Engineers.
- Niederer, P. F., & Schlumpf, M. R. (1984). Influence of Vehicle Front Geometry on Impacted Pedestrian Kinematics. *SAE Transactions*, stránky 892-904.
- Noureddine, A., Eskandarian, A., & Digges, K. (Duben 2002). Computer modeling and validation of a hybrid III dummy for crashworthiness simulation. *Mathematical and Computer Modelling*, stránky 885-893.
- Ommaya, A., Goldsmith, W., & Thibault, L. (6. Červenec 2009). Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury. *British Journal of Neurosurgery*, stránky 220-242.
- Pokorná, Veronika. *Možnosti použití materiálů pro výrobu testovací figuríny*. Brno, 2017. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Ústav soudního inženýrství. Vedoucí práce Ing. et Ing. Martin BILÍK

- Řepová, Kristýna. *Antropomorfní testovací zařízení – jeho vlastnosti a výroba*. Praha, 2019. Bakalářská práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta dopravní, Ústav soudního znelectví v dopravě. Vedoucí práce Ing. Luboš NOUZOVSKÝ, Ing. Zdeněk SVATÝ
- Sances, A., & Kumaresan, S. (2001). Comparison of biomechanical head-neck responses of hybrid III dummy and whole body cadaver during inverted drops. *Biomedical Science Instrumentation* (stránky 423-427). Santa Barbara: Department of computer science.
- Seemann, M., Muzzy, W., & Lustick, L. (1986). Comparison of Human and Hybrid III Head and Neck Dynamic Response. *30th Stapp Car Crash Conference*. San Diego: SAE International.
- Seznam Zprávy, a.s. (28. Říjen 2022). *Garáž.cz*. Načteno z Historie crash testů: Když došly mrtvoly, přišla na řadu živá zvířata i lidé, teď fungují figuríny: <https://www.garaz.cz/clanek/reportaze-historie-crashtestu-napred-mrtvoly-pak-ziva-zvirata-i-zivi-lide-ted-figuriny-21007848>
- Schneider, D., & Nauhm, A. (1972). Impact studies of facial bones and skull. *Proceedings: Stapp Car Crash Conference*. Ann Arbor, MI, USA: Society of Automotive Engineers SAE.
- Simms, C. K., & Wood, D. P. (8. Červenec 2010). Effects of pre-impact pedestrian position and motion on kinematics and injuries from vehicle and ground contact. *International Journal of Crashworthiness*, stránky 345-355.
- Simopt.cz. (27. Říjen 2022). *Bezpečná jízda, Tramvaj a chodec*. Načteno z Web Bezpečné cesty: <https://www.bezpecnecesty.cz/cz/bezpecna-jizda-v-aute/tramvaj-a-chodec>
- Törnvall, F., Svensson, M. Y., Davidsson, J., Flogard, A., Kallieris, D., & Haland, Y. (9. Duben 2005). Frontal Impact Dummy Kinematics in Oblique Frontal Collisions: Evaluation Against Post Mortem Human Subject Test Data. *Traffic Injury Prevention*, stránky 340-350.
- Untaroiu, C. D., Meissner, M. U., Crandall, J. R., Takahashi, Y., Okamoto, M., & Ito, O. (Únor 2009). Crash reconstruction of pedestrian accidents using optimization techniques. *International Journal of Impact Engineering*, stránky 210-219.
- Vojtíšek, Tomáš. *Forenzní hodnocení poranění u smrtelných dopravních nehod chodců při střetu s osobními vozidly*. Brno, 2008. Disertační práce. Masarykova univerzita, Ústav soudního lékařství. Vedoucí práce Prof. MUDr. Miroslav HIRT, CSc.
- Weber, T., Muser, M. H., & Schmitt, K.-U. (2015). Optimising the design of tramways to mitigate injury risk in pedestrian impacts. *2015 IRCOBI Conference Proceedings* (stránky 339-349). Lyon: International Research Council on Biomechanics of Injury .
- Xu, T., Sheng, X., Zhang, T., Liu, H., Liang, X., & Diang, A. (13. Říjen 2018). Development and Validation of Dummies and Human Models Used in Crash Test. *Bionics and Human Biomechanics Applied in Intelligent Crash Tests of Cars*.



- Yang, K., & Zhao, C. (Červen 2019). Design of Tram Collision Prevention System Based on Infrared Ranging and Kalman Filtering. *Journal of Physics Conference Series*.
- Yin, S., Li, J., & Xu, J. (Srpen 2017). Exploring the mechanisms of vehicle front-end shape on pedestrian head injuries caused by ground impact. *Accident Analysis & Prevention*, stránky 285 - 296.

## Seznam obrázků

Obr. 1 – Vzor zranění po bočním zásahu tramvají (Demant, a další, 2010) .....	12
Obr. 2 – Zranění způsobená rozdrčením tramvají (Demant, a další, 2010) .....	13
Obr. 3 - Vliv zatížení hlava/krk zachycující dopad z pádu a nárazu objektu (Ommaya, Goldsmith, & Thibault, 2009).....	14
Obr. 4 - Impulzní zatížení hlavy / krku při zadním a předním zatížení zobrazující posun, čistou rotaci a úhlové zrychlení (Ommaya, Goldsmith, & Thibault, 2009) .....	14
Obr. 5 - Sedm identifikovaných mechanismů během dopadu na chodce (Yin, Li, & Xu, 2017) 15	
Obr. 6 - Tramvajové čelní sklo po kolizi s kontaktními body (Bittner, a další, 2019).....	18
Obr. 7 - Křivka nárazové zkoušky – graf závislosti kontaktní síly na deformaci (pracovní diagram) pro nárazové rychlosti nárazového tělesa 19,3 a 21,4 km.h-1 (Bittner, a další, 2019) 19	
Obr. 8 - Ukázka nárazu přední části tramvaje do figuríny (Chevalier, Brizard, & Beillas, 2019) .....	20
Obr. 9 – Závislost relativní nárazové rychlosti hlavy a kritéria poranění hlavy (HIC – High Impact Characteristic) – rychlost 20 km.h-1 (Chevalier, Brizard, & Beillas, 2019).....	21
Obr. 10 – Ukázka srážky chodce a tramvaje při rychlosti 30 km.h-1 (Weber, Muser, & Schmitt, 2015) .....	22
Obr. 11 – Ukázka optimalizace tvaru nárazníku tramvaje (Weber, Muser, & Schmitt, 2015) ...	23
Obr. 12 – Konstrukční řešení tvaru spodní části nárazníku tramvaje (Weber, Muser, & Schmitt, 2015) .....	23
Obr. 13 - Tvarování kapoty (Gupta & Yang, 2013).....	24
Obr. 14 - Rozložení kamer při měření (Lopot, a další, 2019) .....	25
Obr. 15 - Jednotlivé fáze průběhu kolizního děje (Lopot, a další, 2019).....	26
Obr. 16 - Upravená přední strana tramvaje (Lopot, a další, 2019).....	26
Obr. 17 – Vývojový diagram detekce vzdálenosti tramvaje od překážky v reálném čase (Yang & Zhao, 2019) .....	27
Obr. 18 - MADYMO Multibody Solver – klouby horních a dolních končetin (Untaroiu, a další, 2009) .....	28
Obr. 19 - Pre-impact parametry modelů automobilů a chodců používané jako konstrukční proměnné při rekonstrukci havárie (Untaroiu, a další, 2009).....	28
Obr. 20 - Postoje chodců pro různé parametry chůze (%) cyklu chůze (Untaroiu, a další, 2009) .....	29
Obr. 21 - Kontaktní body modelu pro chodce a vozidlo používané pro definování objektivní funkce ideální (falešné) rekonstrukce nárazu (Untaroiu, a další, 2009).....	29
Obr. 22 - Simulace rekonstrukce nárazu (Untaroiu, a další, 2009) .....	29
Obr. 23 - Rekonstrukce havárie mezi vozidlem a chodcem (Untaroiu, a další, 2009).....	30
Obr. 24 - Šestiosý snímač zatížení (Ballo, Gobbi, Mastinu, & Previati, 2016) .....	30
Obr. 25 – Tenzometr (Ballo, Gobbi, Mastinu, & Previati, 2016) .....	31
Obr. 26 - Trajektorie těžiště hlavy - poloha hlavy při nárazu o kapotu auta (Niederer & Schlumpf, 1984).....	32
Obr. 27 - Vliv tělesné výšky na pohybové vzorce (Niederer & Schlumpf, 1984) .....	33
Obr. 28 - Počáteční konfigurace modelu pro chodce (Simms & Wood, 2010) .....	34
Obr. 29 - Posturální změny ovlivňují kontaktní sílu vozidla/hlavy. Při nárazu rychlostí 5 m.s-1 dochází ke kontaktu hlavy s kapotou, při vyšších rychlostech ke kontaktu hlavy s čelním sklem (Simms & Wood, 2010) .....	35
Obr. 30 - Kontaktní síly a změny rychlosti pro kontakt vozidlo/hlava a kontakt hlava/země pro počáteční postoj vozidla ve směru chodce (časové okno 50 m.s-1). Příslušná změna rychlosti a trvání kontaktu jsou uvedeny v každém případě.....	36
Obr. 31 - Definice úhlu rotace chodce (Han, a další, 2018).....	38
Obr. 32 - Situace měření kontaktních nárazů (Fanta, 2014) .....	39

Obr. 33 - Deformace hrudníku figuríny a kadáverů (Cesari & Bouquet, 1994) .....	40
Obr. 34 – Závislost výchylky na kinetické energii nárazu (Cesari & Bouquet, 1994).....	42
Obr. 35 – Total Human Model for Safety (Maeno & Hasegawa, 2001).....	48
Obr. 36 - Čelní náraz automobilu do chodce – simulační model (Maeno & Hasegawa, 2001)..	48
Obr. 37 - Rozdělení napětí Tibie a Fibuly (Maeno & Hasegawa, 2001) .....	49
Obr. 38 - Figurína Sierra Sam (Řepová, 2018) .....	51
Obr. 39 - Fred I a Fred II (Řepová, 2018).....	52
Obr. 40 - Figurína SID (Řepová, 2018) .....	52
Obr. 41 - Hybrid II (Řepová, 2018) .....	53
Obr. 42 - Hybrid III (Řepová, 2018).....	53
Obr. 43 - Průřez figurínou Hybrid III (Řepová, 2018).....	54
Obr. 44 – Kyvadlo (vlastní fotodokumentace).....	57
Obr. 45 – Elektromagnet - detail (vlastní fotodokumentace).....	58
Obr. 46 - Ukázka kyvadla (vlastní fotodokumentace) .....	58
Obr. 47 - Systém Qualisys (vlastní fotodokumentace) .....	59
Obr. 48 - Markery umístěné na probandovi (vlastní fotodokumentace) .....	59
Obr. 49 - Aretační mechanismus laboratorního modelu kyvadla (vlastní fotodokumentace).....	61
Obr. 50 - Ukázka nárazu kyvadlem do čela probanda (vlastní fotodokumentace) .....	62
Obr. 51 - Ukázka nárazu kyvadlem do spánku probanda (vlastní fotodokumentace).....	62
Obr. 52 - Ukázka nárazu kyvadlem do hrudníku probanda (vlastní fotodokumentace) .....	63
Obr. 53 - Ukázka nárazu kyvadlem do ramene probanda (vlastní fotodokumentace) .....	63
Obr. 54 - Ukázka nárazu kyvadlem do stehna probanda (vlastní fotodokumentace).....	63
Obr. 55 - Figurína Dummy Hybrid III - experiment (vlastní fotodokumentace) .....	64
Obr. 56 - Závislost velikosti zrychlení na intenzitě nárazu do hrudníku. ....	75
Obr. 57 - Závislost velikosti zrychlení na intenzitě nárazu do levého stehna. ....	76
Obr. 58 - Graf závislosti celkového zrychlení temene hlavy na intenzitě nárazu do hrudníku...	78
Obr. 59 - Graf závislosti celkového zrychlení hrudního obratle Th5 na intenzitě nárazu do hrudníku .....	78
Obr. 60 - Graf závislosti celkového zrychlení hlavy na intenzitě nárazu do levého ramene .....	81
Obr. 61 - Graf závislosti celkového zrychlení hrudního obratle Th5 na intenzitě nárazu do levého ramene .....	81

## Seznam grafů

Graf 1 - Sezonní rozdělení tramvajových nehod u chodců během jednoho roku (Demant, a další, 2010) .....	12
Graf 2 - Efekty posturální změny na styčné síly se zemí při nárazech vozidla 5 m.s-1 (Simms & Wood, 2010).....	36
Graf 3 - Charakteristika tuhosti kontaktu (Simms & Wood, 2010) .....	37

## Seznam tabulek

Tabulka 1 - Popis identifikovaných dopadových mechanismů. (Crocetta, Piantini, Pierini, & Simms, 2015) .....	17
Tabulka 2 - Hodnoty naměřené na figuríně (Cesari & Bouquet, 1994).....	41
Tabulka 3 - Hodnoty naměřené na kadáverech (Cesari & Bouquet, 1994) .....	41
Tabulka 4 - Zkrácená škála zranění (Xu, a další, 2018).....	45
Tabulka 5 - Běžné indikátory zranění pro různé části lidského těla (Xu, a další, 2018).....	46
Tabulka 6 -Hmotnostní a výškové parametry vybraného vzorku probandů .....	60
Tabulka 7 - Varianty měření .....	65
Tabulka 8 - Varianty měření .....	66
Tabulka 9 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 10 – čelo .....	67
Tabulka 10 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 13 - levá spánková kost .....	67
Tabulka 11 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 2 - hrudník .....	68
Tabulka 12 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 5 - levé rameno .....	68
Tabulka 13 - Ukázka naměřených hodnot – Prob 3 - levé stehno.....	69
Tabulka 14 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – čelo .....	69
Tabulka 15 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – levá spánková kost.....	70
Tabulka 16 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – hrudník.....	70
Tabulka 17 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – levé rameno .....	71
Tabulka 18 - Ukázka naměřených hodnot – figurína – levé stehno .....	71
Tabulka 19 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – hrudník – intenzita I.....	72
Tabulka 20 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – hrudník – intenzita II .....	73
Tabulka 21 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – hrudník – intenzita III. ....	73
Tabulka 22 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – stehno – intenzita I.....	74
Tabulka 23 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – stehno – intenzita II. ....	74
Tabulka 24 - Shoda výsledků člověk vs. figurína – stehno – intenzita III. ....	75
Tabulka 25 – Impakty do hrudníku člověk vs. figurína – předozadní směr.....	77
Tabulka 26 - Impakty do levého ramene – boční směr .....	80

# Příloha č. 1 - Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešlavín

## Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Validace testovací figuríny – rozdíly v mechanické odezvě člověka

**Forma projektu:** výzkumná práce - diplomová práce

**Období realizace:** duben 2022 – září 2022

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

**Předkladatel:** Bc. Lucie Literová, studentka 3. ročníku oboru Aplikovaná tělesná výchova a sport osob se specifickými potřebami na FTVS UK

**Hlavní řešitel:** Bc. Lucie Literová, studentka 3. ročníku oboru Aplikovaná tělesná výchova a sport osob se specifickými potřebami na FTVS UK

**Místo výzkumu (pracoviště):** UK FTVS, Josef Martího 269/31, 162 52 – Praha 6 – Vešlavín, laboratoř Katedry anatomie a biomechaniky

**Vedoucí práce:** doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

**Finanční podpora:** OP VVV – Analýza nehodových dějů chodců tramvaj

**Popis projektu:** V práci bude zkoumána možnost využití měřicí figuríny - dummy pro výzkum interakce člověk – dopravní prostředek. Hlavním cílem práce je zjistit validitu měření pomocí dynamometrických čidel umístěných ve figuríně při nárazových zkouškách mezi chodcem a tramvají. Způsob řešení bude spočívat v porovnání identické nízkoprahové impaktní zátěže figuríny a živého probanda. Pomocí akcelerometrických a dynamometrických čidel bude měřena a porovnávána shoda kinematické reakce na daný mechanický silový impulz.

Impaktní zatížení bude prováděno v malých rychlostech ( $0,5 - 4 \text{ km.hod}^{-1}$ ) tj. max.  $1,11 \text{ ms}^{-1}$  viz srovnání Auger (2020) fig.2 (a) s rychlostí  $4,57 \text{ ms}^{-1}$  viz níže s malou hmotností kyvadla (do 4 kg) s tlumící vrstvou. Styčná plocha impaktoru bude cca  $10 \times 40 \text{ cm}$ . Celková velikost impulzu síly je volena tak, aby nezpůsobila žádná krátkodobá ani dlouhodobá traumata, nárazy nebudou ani bolestivé. Obdobně v disertační práci Fanta (2014), *Detekce biomechanické odezvy hlavy na extrémní zátěž*, str. 29-32 a str. 42 a 43 obr. 11 – povoleno EK FTVS 2009 a 2010. Impaktní namáhání bude 9x a to vždy s 5 minutovou pauzou mezi každým impaktem. Měření budou mechanické odezvy člověka po nárazech kyvadlem a totéž bude prováděno s figurínou. Měření bude probíhat akcelerometry umístěnými na těle člověka – hlava, hrudník C7 a bedra S5 a dynamometry umístěnými v kyvadle a podlaze laboratoře a akcelerometry a dynamometry umístěnými v těle figuríny. Čidla budou na těle umístěna pomocí hypoalergenních samolepicích pásek a elastických pásků. Čidla budou galvanicky oddělena od měřicí aparatury, takže nehrozí úraz elektrickým proudem. Lokace nárazů na těle budou: hlava, rameno, hrudník, pánev a stehna. Impaktní zatížení čela a boku hlavy bude prováděno pouze silou, jako kdyby v daném místě stálo max. 1 kg závaží (bez pohybu). Hodnoty zatížení hlavy tedy budou 10x až 100x nižší než při hlavičkování ve fotbale, viz např. Joshua Auger, Justin Markel, Dimitri D. Pecoski, Nicolas Leiva-Molano, Thomas M. Talavage, Larry Leverenz, Francis Shen, Eric A. Nauman: Factors affecting peak impact force during soccer headers and implications for the mitigation of head injuries, *Plos One*, October 16, 2020.

Lokace nárazu do hlavy bude čelo – nadočnicový oblouk (os frontale) a z boku (os temporale). Hrudník bude narážen plochou cca  $400 \text{ cm}^2$  přes oba dva prsní svaly. Rameno bude zasahováno z boku do deltového svalu, pánev též z boku. Na stehna budou vedeny údery z boku i zepředu v cca těžišti stehenního segmentu. Daná metodika měření vycházela z výzkumných prací, jejichž autoři se zabývali podobnou problematikou: Bittner a kol. 2019 v článku *Possibilities of using tram windscreen impact tests in analysis of human machine accidents*, Lopot a kol. 2019 ve studii *Collision between a pedestrian and tram – pilot experiment*, Simms a kol. 2006 v práci *Effects of pre-impact pedestrian position and motion on kinematics and injuries from vehicle and ground contact*. Fukushima, M., Kaneoka, K., Ono, K., Sakane, M., Ujihashi, S., Ochiai, N., 2006. Neck injury mechanisms during direct face impact. *Spine (Phila Pa 1976)* 31 (8), 903-8.

Metodou výzkumu bude experimentální komparace dynamometrických a kinematických veličin. Laboratorní měření fyzikálních veličin bude prováděno v laboratoři Katedry anatomie a biomechaniky. Cílem bude vyhodnotit a porovnat parametry/veličiny mezi člověkem a figurínou při impaktní zátěži a tím zjistit validitu použití figuríny při crashtestech.

Naměřená data budou detekována a zpracována pomocí měřicích technologií: Kistler – multicomponent forceplates, DTI indumny sytem, Bioware, Qualisys mocap systém, MMF akcelerometry, měřicí stanice DEWESoft.

**Charakteristika účastníků výzkumu:** Předpokládaný počet účastníků je mezi 10 – 25 muži ve věku 18 – 65 let. Všichni účastníci budou zletilí a mentálně způsobilí a budou mít platnou zdravotní prohlídku. Probandi budou vybíráni z řad studentů a zaměstnanců fakult UK FTVS. Do projektu nemohou být zařazeni jedinci s mentálním postižením, vozíčkáři či děti. Do projektu nemůže být také zařazen proband, který bude mít zranění, akutní zejména infekční onemocnění nebo proband s jakýmkoliv onemocněním či omezením pohybového aparátu a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Důležitým kritériem pro výběr účastníků bude jejich výška a váha. Potřebná tělesná výška probandů je mezi 165 – 180 cm a tělesná hmotnost je mezi 65 – 80 kg. Tyto parametry jsou zadány dle výšky a váhy figuríny Dummy.

Mezi kontraindikace výzkumu řadíme infekční nemoci přenosné z člověka na člověka, všechny nemoci v akutním stádiu, stavy po hluboké žilní trombóze, labilní a dekompenzovaný diabetes mellitus, zhoubné nádory během léčby a po ní, epilepsie, křečové stavy a poruchy vědomí, aktivní ataky nebo fáze psychóz a duševní poruchy s asociálními projevy, závislost na alkoholu či jiných návykových látkách, nehojící se kožní defekty jakéhokoli původu, inkontinence moče a stolice, hypertenze na 16 kPa diastolického tlaku / -120 mm Hg, závažná onemocnění vestibulárního aparátu, migrenózní vertigo, tranzitní ischemická ataky uvedené v anamnéze, bolesti hlavy, osteogenesis imperfecta, závažná onemocnění a úrazy, kardiomyopatie, poruchy funkce endokrinních žláz, krevní onemocnění (s výjimkou lehkých karencních a poúrazových anemií), dětská mozková obrna s trvalými následky, encephalitis epidemica s trvalými následky, chronická onemocnění mozku, radikulární syndrom vertebrogenní, poruchy hybnosti organického původu, myopia nad 4.5 D a některé retinopatie (u letců a parašutistů řešena zvláštním předpisem), slepota i jednostranná, hluchoněmota, srdeční vady (vrozené i získané), astma bronchiale, recidivující infekce cest dýchacích, včetně chronických plicních onemocnění, včetně TBC, vředová choroba, colitis a jiná chronická onemocnění zažívacího traktu, cholecystopatie, chronická onemocnění ledvin a vývodných cest močových, poruchy vývoje podpůrné pohybového systému s trvalými následky, organické poruchy páteře (výrazná skolióza, lordóza, rotace, porucha statiky a dynamiky osového orgánu), floridní stadium morbus Scheuermann nebo následky po této chorobě stejně jako další osteochondropatie, kyčelní dysplazie léčená či neléčená, osteomyelitis s trvalými následky, stavy po úrazech s trvalými následky, hernie břišní, osteoporóza, retinopatie s odkazem na zvláštní předpisy u letců a parašutistů.

Účastníci budou vybráni dle výše uvedených parametrů a kontraindikací, vybráni na základě těchto kritérií budou doc. Jelenem společně s hl. řešitelkou, která vystudovala bc. fyzioterapii v Ústí nad Labem.

**Zajištění bezpečnosti:** Rizika výzkumu budou eliminována následujícími postupy. Impaktní zatížení bude prováděno v malých rychlostech (0,5 – 4 km/hod) s malou hmotností kyvadla (do 4 kg) s tlumicí vrstvou. Celková velikost impulzu síly je volena tak, aby nezpůsobila žádná krátkodobá ani dlouhodobá traumata, nárazy nebudou ani bolestivé. U hlavy bude prováděno pouze silou, jako kdyby v daném místě stálo max. 1 kg závaží (bez pohybu) Měření budou mechanické odezvy člověka po nárazech kyvadlem a totéž bude prováděno s figurínou. Měření bude probíhat akcelerometry umístěnými na těle člověka – hlava, hrudník C7 a bedra S5 a dynamometry umístěnými v kyvadle a podle laboratoře a akcelerometry a dynamometry umístěnými v těle figuríny. Čidla budou na těle umístěna pomocí hypoalergenních samolepících pásek a elastických pásků. Čidla budou galvanicky oddělena od měřicí aparatury, takže nehrozí úraz elektrickým proudem. – První pomoc bude zajišťovat vyškolená hlavní řešitelka práce fyzioterapeutka Bc. Lucie Literová, disponující osvědčením z kurzu první pomoci pro dospělé, který probíhá každý rok na jejím pracovišti (Masarykova nemocnice v Ústí nad Labem, Krajská zdravotní a.s.). Pro testování budou připraveny vhodné podmínky prostředí laboratoře, bez rizikové umístěných předmětů, vhodný povrch, adekvátní světelné i teplotní parametry. Každé testování bude předcházet pečlivá kontrola prostředí laboratoře a měřících přístrojů. Samotné testování s probandem bude probíhat tak, že bude přesně instruován, o jakou interakční zátěž ve stoji se jedná s tím, že tato zátěž bude prováděna již v minulosti používaným kyvadlem s elastickým povrchem za tak malých rychlostí, že impuls bude pod hranici bolestivosti. Bude veden do míst tělesných segmentů, kde nehrozí žádné zranění. Uvedený systém byl již v minulosti používán se souhlasem EK. Vyšší zátěže pak budou realizovány pouze na figuríně.

**Etické aspekty výzkumu:** Výzkum nezahrnuje vulnerabilní skupinu osob.

**Potenciální střet zájmů:** Předkládaná výzkumná práce bude probíhat v rámci řešení grantu OP VVV – Analýza nehodových dějů chodec tramvaj, který spadá pod Katedru anatomie a biomechaniky UK FTVS. Není nám známa žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu/integritu výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu a ani výzkum nevede k osobnímu prospěchu.

**Ochrana osobních dat:** Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje a to: pohlaví, věk, výška a váha, data získaná výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze Bc. Lucie Literová, doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc. a Ing. Petr Kubový. Text diplomové práce je anonymizován, neobsahuje jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby. Budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií/videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu budou pořizovány fotografie a videozáznamy.

Fotografie: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze Bc. Lucie Literová, doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc. a Ing. Petr Kubový a budou do 1 dne po testování smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Videa: Budou pořizována videa, která nebudou nikde zveřejněna. Neanonymizovaná videa budou bezpečně uchována na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze Bc. Lucie Literová, doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc. a Ing. Petr Kubový. Neanonymizovaná videa budou smazána nejpozději v den skončení projektu.

Audio nahrávky: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audio nahrávky, pořízený obrazový materiál bude bez zvuku.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

**Text informovaného souhlasu (IS):** přiložen

Povinností všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.

Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 30. 3. 2022

Podpis předkladatele: 

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

### Vyjádření Etické komise UK FTVS

**Složení komise:** **Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

**Členové:** prof. MUDr. Jan Heller, CSc.

prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: .....

dne:  .....

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.**

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu  
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6  
- 20 -

  
podpis předsedkyně EK UK FTVS

## Příloha č. 2 - Informovaný souhlas k žádosti 325/2021

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s názvem „Validace testovací figuríny – rozdíly v mechanické odezvě člověka“ prováděné v laboratoři Katedry anatomie a biomechaniky na UK FTVS.

1. Projekt bude probíhat v období od dubna 2022 do září 2022.
2. Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.
3. Projekt je financován z grantu OP VVV – Analýza nehodových dějů chodec tramvaj.
4. Cílem výzkumného projektu je validace testovací figuríny, přičemž budou zjišťovány rozdíly v mechanické odezvě člověka.
5. Budete se účastnit výzkumného projektu, který se zabývá nárazovými zkouškami do testovací figuríny - dummy. V práci budou zkoumány možnosti a validita využití figuríny pro výzkum interakce člověk – dopravní prostředek. Způsob zásahu bude neinvazivní. Impaktní zatížení bude prováděno v malých rychlostech (0,5 – 4 km.hod-1) s malou hmotností kyvadla (do 4 kg) s tlumící vrstvou. Celková velikost impulzu síly je volena tak, aby nezpůsobila žádná krátkodobá ani dlouhodobá traumata, nárazy nebudou ani bolestivé. Měření budou mechanické odezvy člověka po nárazech kyvadlem. Měření bude probíhat akcelerometry umístěnými na těle člověka – hlava, hrudník C7 a bedra S5. Čidla budou na těle umístěna pomocí hypoalergenních samolepících pásek a elastických pásků. Čidla budou galvanicky oddělena od měřicí aparatury, takže nehrozí úraz elektrickým proudem. Lokace nárazů na těle budou: hlava, rameno, hrudník, pánev a stehna. Impaktní zatížení čela a boku hlavy bude prováděno pouze silou, jako kdyby v daném místě stálo max. kilogramové závaží (bez pohybu).
6. Časová náročnost projektu: Výzkumný projekt bude probíhat od dubna 2022 do září 2022. Ve vybraných dnech bude prováděno experimentální měření v laboratořích Katedry anatomie a biomechaniky na UK FTVS. Celé měření včetně přípravy potrvá maximálně 2 hodiny, měření se nebudou opakovat. Dobrovolník bude během této doby absolvovat max. 45 drobných úderů, max. 9x do jednoho místa.
7. Rizika výzkumu budou eliminována následujícími postupy. Impaktní zatížení bude prováděno v malých rychlostech (0,5 – 4 km/hod) s malou hmotností kyvadla (do 4 kg) s tlumící vrstvou. Celková velikost impulzu síly je volena tak, aby nezpůsobila žádná krátkodobá ani dlouhodobá traumata, nárazy nebudou ani bolestivé. U hlavy bude prováděno pouze silou, jako kdyby v daném místě stálo max. 1 kg závaží (bez pohybu) Měření budou mechanické odezvy člověka po nárazech kyvadlem a totéž bude prováděno s figurínou. Měření bude probíhat akcelerometry umístěnými na těle člověka – hlava, hrudník C7 a bedra S5 a dynamometry umístěnými v kyvadle a podleze laboratoře a akcelerometry a dynamometry umístěnými v těle figuríny. Čidla budou na těle umístěna pomocí hypoalergenních samolepících pásek a elastických pásků. Čidla budou galvanicky oddělena od měřicí aparatury, takže nehrozí úraz elektrickým proudem. – První pomoc bude zajišťovat vyškolená hlavní řešitelka práce fyzioterapeutka Bc. Lucie Literová, disponující osvědčením z kurzu první pomoci pro dospělé, který probíhá každý rok na jejím pracovišti (Masarykova nemocnice v Ústí nad Labem, Krajská zdravotní a.s.). Pro testování budou připraveny vhodné podmínky prostředí laboratoře, bez rizikově umístěných předmětů, vhodný povrch, adekvátní světelné i teplotní parametry.



Každé testování bude předcházet pečlivá kontrola prostředí laboratoře a měřících přístrojů. Samotné testování s probandem bude probíhat tak, že bude přesně instruován, o jakou interakční zátěž ve stoji se jedná s tím, že tato zátěž bude prováděna již v minulosti používaným kyvadlem s elastickým povrchem za tak malých rychlostí, že impulz bude pod hranicí bolestivosti. Bude veden do míst tělesných segmentů, kde nehrozí žádné zranění.

8. Všichni účastníci budou zletilí a mentálně způsobilí. Do projektu nemohou být zařazeni jedinci s mentálním postižením, vozíčkáři či děti. Důležitým kritériem pro výběr účastníků bude jejich výška a váha. Potřebná tělesná výška probandů je mezi 165 – 185 cm a tělesná hmotnost je mezi 60 – 90 kg.
9. Mezi kontraindikace výzkumu řadíme infekční nemoci přenosné z člověka na člověka, všechny nemoci v akutním stádiu, stavy po hluboké žilní trombóze, labilní a dekompenzovaný diabetes mellitus, zhoubné nádory během léčby a po ní, epilepsie, křečové stavy a poruchy vědomí, aktivní ataky nebo fáze psychóz a duševní poruchy s asociálními projevy, závislost na alkoholu či jiných návykových látkách, nehojící se kožní defekty jakéhokoliv původu, inkontinence moče a stolice, hypertenze na 16 kPa diastolického tlaku /-120 mm Hg/, závažná onemocnění vestibulárního aparátu, migrenózní vertigo, tranzitní ischemické ataky uvedené v anamnéze, bolesti hlavy, osteogenesis imperfecta, závažná onemocnění a úrazy vyžadující spojené se selháváním postižených orgánů a systémů, kardiomyopatie, poruchy funkce endokrinních žláz, krevní onemocnění (s výjimkou lehkých karetních a poúrazových anemií), dětská mozková obrna s trvalými následky, encephalitis epidemica s trvalými následky, chronická onemocnění mozku, radikulární syndrom vertebrogenní, poruchy hybnosti organického původu, myopia nad 4.5 D a některé retinopatie (u letců a parašutistů řešena zvláštním předpisem), slepota i jednostranná, hluchoněmota, srdeční vady (vrozené i získané), astma bronchiale, recidivující infekce cest dýchacích, včetně chronických plicních onemocnění, včetně TBC, vředová choroba, colitis a jiná chronická onemocnění zažívacího traktu, cholecystopathie, chronická onemocnění ledvin a vývodných cest močových, poruchy vývoje podpůrně pohybového systému s trvalými následky, organické poruchy páteře (výrazná skolióza, lordóza, rotace, porucha statiky a dynamiky osového orgánu), floridní stadium morbus Scheuermann nebo následky po této chorobě stejně jako další osteochondropatie, kyčelní dysplazie léčená či neléčená, osteomyelitis s trvalými následky, stavy po úrazech s trvalými následky, hernie břišní, osteoporóza, retinopatie s odkazem na zvláštní předpisy u letců a parašutistů.
10. Účastníci budou vybráni dle výše uvedených parametrů vedoucím celého projektu doc. PaedDr. Karlem Jelenem CSc. společně s hl. řešitelkou, která vystudovala Bc. fyzioterapii v Ústí nad Labem.
11. Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.
12. **Z projektu můžete kdykoliv odstoupit bez udání důvodu.**
13. Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje a to: pohlaví, věk, výška a váha, data získaná výše uvedenými metodami - které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze Bc. Lucie Literová, doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc. a Ing. Petr Kubový. Text diplomové práce bude anonymizován, nebude obsahovat jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby. Budu dbát na to, aby jednotliví účastníci nebyli rozpoznatelní v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

14. V průběhu výzkumu budou pořizovány fotografie. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze Bc. Lucie Literová, doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc. a Ing. Petr Kubový a budou do 1 dne po testování smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.
15. V průběhu výzkumu budou pořizována videa. Budou pořizována videa, která nebudou nikde zveřejněna. Neanonymizovaná videa budou bezpečně uchována na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze Bc. Lucie Literová, doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc. a Ing. Petr Kubový a budou do 1 dne po testování smazána. V průběhu výzkumu nebudou pořizovány audionahrávky. Neanonymizovaná videa budou smazána nejpozději v den skončení projektu.
16. S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na e-mailové adrese [lucka.literova@gmail.com](mailto:lucka.literova@gmail.com)
17. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Lucie Literová

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Lucie Literová

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku od tělovýchovného lékaře.** Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum:

Jméno a příjmení účastníka: ..... Podpis: .....