

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
[katedra fyzioterapie]

Mechanika a důsledky impaktního zatížení hlavy

Diplomová práce

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

Vypracovala:
Bc. Kristína Plešková

Praha, duben 2022

Prohlášení

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

.....

Kristína Plešková

Poděkování

Děkuji doc. PaedDr. Karlovi Jelenovi, CSc. za vedení mé diplomové práce. Dále patří velké díky Ing. Petrovi Kubovému za export dat, neocenitelné rady a konzultace při vypracování mé práce. Srdečný dík patří Ing. Martinu Cesnekovi, Ph.D. za rady a pomoc se zpracováním výsledků výzkumu, ochotu a čas, který nad mojí prací strávil a cenné rady. V neposlední řadě děkuji svým rodičům za jejich nepopsatelnou podporu a trpělivost během celé doby mého studia.

Abstrakt

Název: Mechanika a důsledky impaktního zatížení hlavy.

Cíl: Cílem hlavní části diplomové práce je analýza získaných dat při experimentech crash-testu s využitím tramvaje a testovací figuríny Hybrid III. Cílem dané analýzy je popis vlivu mechanické zátěže na lidskou hlavu při střetech v různých rychlostech, postavení figuríny a typech čel tramvajových souprav.

Metoda: Práce má charakter experimentálního výzkumu založeného na výsledcích crash testu a potvrzení či vyvrácení hypotéz. Na výzkum byly použity čtyři typy tramvajových souprav využívaných v Praze (T03, KT8D5, T14, T15) a figurína Hybrid III. Na základě zvolených kritérií byl proveden kontaktní náraz tramvaje do figuríny. Zaznamenaná data byla zpracována v aplikaci Microsoft Office Excel 2007. Z naměřených dat zrychlení hlavy byla vypočtena velikost vektoru zrychlení a základní charakteristika nárazového děje byla vypočtena pomocí Head Injury Criterion (HIC) a srovnána se škálou závažnosti poranění Abbreviated Injury Scale (AIS). Experiment probíhal na měřicí koleji v ústředních dílnách DPP, ve spolupráci UK FTVS, VUKV a.s., ŠKODA Transportation, Advance Engineering. Nevztahuje se žádost o souhlas etické komise.

Výsledky: Výsledky HIC se pohybují pod hodnotou vážného zranění charakterizované stupnicí AIS. Při daných kritériích poranění hlavy nebude kvalifikováno vyšším stupněm než $AIS \geq 2$, které považujeme za život neohrožující. Frontální náraz bude mít v každém případě kontaktní náraz hlavy při srážce. Parametry vážnosti zranění v tomto případě budou také vážnější než při sagitálním nárazu. Nárazové zkoušky neprokázaly srážku ohrožující neslučitelnou se životem. Vliv tvaru a konstrukce předního čela signifikantně neprokázaly vztah s vážností zranění.

Klíčové slova: poranění hlavy, mechanismus nárazu, kritéria zranění, kvalifikace zranění, příčiny nehodovosti tramvaji, střet chodce s tramvají, Head Injury Criterion, Abbreviated Injury Scale

Abstract

Title: Mechanics and consequences of the head load impact.

Objectives: The objective of the main part of the diploma thesis is the analysis of the data obtained during crash-test experiments, using a tram and a Hybrid III test dummy. The aim of the analysis is to describe the effect of mechanical load on the human head during collisions at different tram velocities, the position of the dummy and the types of front bodies of tram sets.

Method: The work has the character of experimental research based on the results of a crash test and confirmation or refutation of hypotheses. Four types of tram sets used in Prague (T3, KT8D5, T14, T15) and a Hybrid III crash test dummy were used for the research. Based on the selected criteria, a contact impact of the tram into the dummy was performed and individual components of the acceleration vector were recorded. Obtained data were processed in Microsoft Office Excel 2007 and magnitude of the acceleration vector was calculated. Head impact criterion (HIC) and Abbreviated injury scale (AIS) were used for assessment of the impact and probability of severe head injury. The experiment took place on the tram track in the central workshops of DPP, in cooperation with UK FTVS, VUKV a.s., ŠKODA Transportation, Advance Engineering and. No need for the approval of the ethics committee.

Results: Calculated HIC values suggest low probability of serious injuries characterized by the AIS scale. Given the criteria, a head injury will not qualify for a higher grade than $AIS \geq 2$, which is not considered as life-threatening. High-speed camera records revealed that in every case of frontal impact there was a contact of the head with the tram. Data also suggest more severe injuries in case of the front impact than in case of the sagittal impact. However, crash tests did not show a life-threatening collision. Performed tests did not confirm any significant correlation between severity of injuries and shape/construction of the front body of the tram.

Keywords: head injury, impact mechanism, injury criteria, injury qualification, causes of tram accidents, pedestrian-tram collision, Head Impact Criterion, Abbreviated Injury Scale

SEZNAM SKRATEK

AIS	abbreviated injury scale
AMPA	glutamátový receptor (α -amino-3-hydroxy-5-methyl-4-isoxazolepropionová kyselina)
BEZ	laboratoř Biomechaniky Extrémní Zátěže
BrIC	brain injury criterion
Ca ²⁺	vápenatý kation
CFC filtr	analogově-digitální filtr
DICR	drážní inspekce
DPP	Dopravní podnik hl. m. Prahy
EDH	epidurální hematóm
[g]	gravitační konstanta
fps	frames per second (snímková frekvence) – počet snímků za sekundu
GAMBIT	Generalized Acceleration Model for Brain Injury Treshhold
HIC	Head Injury Criterion
HIC ₁₅	Head Injury Criterion – míra nárazu počas 15 milisekund
HIC ₃₆	Head Injury Criterion – míra nárazu počas 36 milisekund
HPC	Head Performance Criterion
Hz	jednotka Hertz
ICP	intrakraniální tlak (intracerebral pressure)
[krad/s ²]	kiloradian/sekunda ²
KOK	kolenní kloub
MDCT	multidetektorová počítačová tomografie
Na ⁺	sodný kation
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration
NMDA	glutamátový receptor (<i>N</i> -metyl- <i>D</i> -aspartát receptor)
obl.	oblast
obr.	obrázek
P	pravděpodobnost rizika poranění (%)
p.	pacient
PCS	postkomačný syndróm
RNS	reaktivní formy dusíku

ROS	reaktivní formy kyslíku
SDH	subdurální hematóm
SAH	subarachnoidálne krvácane
tab.	tabulka
TBI	traumatic brain injury (traumatické poranenia hlavy/mozgu)
TKs	systolický krevní tlak
VUKV a.s.	Výzkum, vývoj a zkušebnictví kolejových vozidel (společnost)
WSTC	Wayne State Tolerance Curve

Poznámka: V seznamu nejsou uvedeny symboly a zkratky, které jsou obecně používány a známy nebo používané jen ojedinele s vysvětlením v textu.

Obsah

1	Úvod	10
2	Teoretická část	12
2.1	Biomechanická odezva hlavy na náraz	12
2.1.1	Závažnost poranění hlavy	16
2.1.2	Korelace HIC a AIS	18
2.2	Mechanismus poranění hlavy	19
2.3	Poranění hlavy	22
2.3.1	Primární poranění	23
2.3.2	Sekundární poranění	27
2.4	Příčiny nehodového střetu tramvaj vs. chodec	31
2.4.1	Opatření a podmínky pro snížení incidentů	35
2.4.2	Nehodovost tramvají na trati	36
3	Cíle a výzkumné otázky práce, hypotézy	39
3.1	Cíle práce	39
3.2	Úkoly práce	39
3.3	Výzkumné otázky	39
3.4	Hypotézy	40
4	Metodika práce	41
4.1	Popis použitých testovacích objektů, vybavení pro výzkum	42
4.2	Popis samotného experimentu	44
4.3	Zpracování dat	45
5	Výsledky	46
6	Diskuse	57
6.1	Diskuse k výsledkům práce, hypotézám a výzkumným otázkám	57
6.2	Diskuse k metodě získání dat	62
6.3	Využití výsledků diplomové práce v praxi	63
6.4	Limity práce	63
7	Závěr	65
	Seznam použité literatury	67

Seznam příloh	77
Příloha č. 1: Příklad protokolu měření.....	78
Příloha č. 2: Seznam obrázků	80
Příloha č. 3: Seznam tabulek	81

1 Úvod

Poranění hlavy (TBI) jsou stále jedním z nejčastějších příčin úmrtí obyvatelstva, i když v posledních letech byl zaznamenán velký posun v prevenci daných zranění. Podle epidemiologických údajů se celkový počet výskytu TBI ve Spojených státech odhaduje na 3 miliony nových případů ročně a z toho 1/3 tvoří děti. Zahrnují řadu zranění vzniklých z různých příčin a následky. Tato poranění jsou nejčastěji způsobena kolizí hlavy s určitou překážkou. Jedním z nejčastějších příčin daných poranění představují autonehody. Dalšími příčinami, s nižším procentuálním zastoupením, jsou také sportovní zranění, hlavně vysoko kontaktních sportů, jako box, rugby a jiné, různé pády nebo fyzické útoky. Zvýšený výskyt TBI u mladých lidí má těžké a „hluboké“ socioekonomické následky v důsledku ztráty produktivních let, případně invalidita či smrt.

Nejen život ohrožující, ale i méně závažné TBI může vést ke zhoršení funkce, což zdůrazňuje potřebu porozumět následkům poranění struktur mozku. Proto, je cílem zamezení a prevence daných zranění. Jedním z nejdůležitějších faktorů, které ovlivňují efektivitu prevence tohoto typu poranění je pochopení mechanismu daných zranění. To znamená, že studium mechanismů poranění lidské hlavy a následné odezvy lidského organismu je nezbytné pro další rozvoj v této sféře. Bez pochopení mechanismů takových poranění a jejich důsledků nebudeme schopni vyvinout adekvátní bezpečnostní systémy nebo pomůcky, které by zamezovaly vzniku daných zranění.

Dopravní systém hraje zásadní roli v hospodářském a obchodním rozvoji zemí, a proto musí být udržitelný z ekonomického, sociálního i environmentálního hlediska. Moderní metropole se stále častěji uchylují k rozvoji městské hromadné dopravy, jejichž součástí je také optimálně uspokojivý kolejový systém. Hlavním důvodem je nedostatečný počet silnic a na druhé straně neustálý růst osobních motorových vozidel, vytváření zácp, které přispívají ke zvýšení znečištění ovzduší v centrech měst a v důsledku toho zabírají i prostor chodcům. Tramvajový systém je řazen z environmentálního hlediska za dlouhodobě udržitelný, spolehlivý a schopný splnit požadavky na mobilitu občanů. Rizikem stále zůstává špatná manévrovatelnost v případě vyhnutí se kolize, podstatně delší brzdná dráha a pohyb ve smíšeném silničním provozu, což přispívá ke vzniku nehod. Nevědomost, resp. neznalost pravidel silničního provozu, brzdných schopností těchto „mohutných“ strojů, poměrně nízká rychlost tramvajů a různorodost chování chodců v tom hraje klíčovou roli. Dle Castanier et

al. (2012) lidé podceňují pravděpodobnost, že se během svého života stanou účastníky negativní události (např. dopravních nehod, nemocí, ekonomických problémů) tím, že se považují za nějakým způsobem nezranitelných, a tím zvyšují riziko vzniku neštěstí na cestách (Castanier, 2012).

Dané téma je ve světě velmi aktuální, což dokazuje i velké množství publikovaných vědeckých článků týkajících se zvýšení bezpečnosti, jak ve světě dopravního průmyslu, tak ve sportu či vojenském odvětví.

Má diplomová práce je dělena do dvou hlavních celků a těmi jsou teoretický úvod do dané problematiky a experimentální část. Teoretický úvod obsahuje popis jednotlivých poranění hlavy a jejich rozdělení. Také ve stručnosti pojednává o mechanismech poranění hlavy a jednotlivých kritériích, která daná poranění hodnotí. Druhá část práce se soustřeďuje na popis experimentálního zařízení využitého pro dané měření, samotných experimentů a zpracování dat získaných z daných měření, která tvoří významnou část práce.

V rámci práce jsem si položila dvě výzkumné otázky, kterých znění je: V jak velkém rozsahu budou zranění podle daných kritérií poranění AIS při rychlosti 5 km/h, 10 km/h, 15 km/h a 20 km/h při frontálním a sagitálním nárazu? Při jaké rychlosti, typu tramvaje a postavení figuríny je pravděpodobnost smrtelného nárazu? Cílem mé práce je popis vlivu mechanické zátěže na lidskou hlavu při střetech v různých rychlostech, postavení figuríny a typech čel tramvajových souprav.

2 Teoretická část

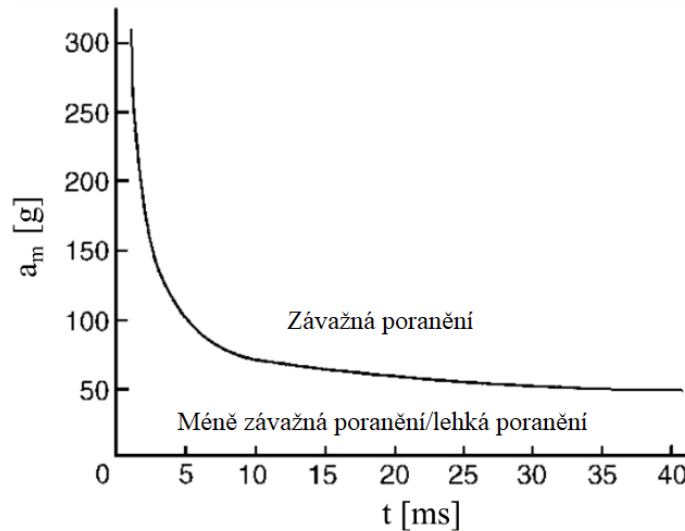
Diplomová práce se zabývá mechanikou a důsledky impaktního zatížení hlavy s důrazem na střet chodce s tramvají. Následující kapitola je proto věnována teoretickému úvodu do dané problematiky, který zahrnuje poranění hlavy, možné mechanismy takových poranění, a také známá kritéria, která daná poranění hodnotí a jsou použita i při vypracování praktické části práce.

2.1 Biomechanická odezva hlavy na náraz

Tkáně a struktury lidského těla mají viskoelastické vlastnosti, které limitují vznik poranění. Tolerance a odolnost jednotlivých biologických tkání na náraz je odlišná a charakteristická na základě elastické a viskózní složky. Impaktní poškození organismu nastává deformací tkání za hranici jejich obnovitelnosti, což vede k různým stupňům poškození nebo změny funkce. Narušení a poškození tvaru tkáně dochází působením napěťových deformačních sil, majících charakter tahu, smyku nebo komprese (Kieser, 2016). Při nárazu do hlavy dochází k vlivu dynamických mechanických sil na oblast lebky a mozku, které zapříčiňují lineární a rotační pohyb hlavy a mozku. Což vede ke strukturálnímu poškození mozku, cerebrovaskulárních tkání až k sekundárnímu rozvoji poranění (Namjoshi, 2013).

Za účelem studia mechanické odezvy lidské hlavy na náraz bylo v minulosti provedeno množství studií. Tyto studie byly většinou prováděny na mrtvolách. Odezva organismu byla většinou uvedena ve smyslu zrychlení hlavy nebo nárazové síly. Všechny dosažené výsledky z daných experimentů byly tedy závislé na inerciálních vlastnostech hlavy a daného nárazového tělesa. Na základě těchto rozsáhlých studií byla stanovena křivka odolnosti hlavy vůči nárazům Wayne State Tolerance Curve (WSTC), kterou lze vidět na obr.č.1. Tato křivka popisuje vztah mezi časovým intervalem a mírou průměrného antero-posteriorního translačního zrychlení pulsu, který odpovídá podobné závažnosti poranění hlavy způsobeného nárazem. Tato křivka hovoří o limitech tolerance lidské hlavy vůči nárazu. Jak lze vidět, limitním faktorem není tedy pouze síla, kterou na hlavu působíme, ale také čas, za který daná síla na hlavu působí (Greenwald, 2008).

WSTC poskytla základ pro vytvoření současně využívaných kritérií při hodnocení zranění jako Gadd Severity Index nebo Head Injury Criterion (HIC) po celém světě (Cheng, 2013).



Obrázek č.1: Křivka odolnosti hlavy vůči nárazu WSTC (Reilly, 1997)

Wayne State Tolerance Curve popisuje vztah závislosti mezi zrychlením hlavy (a_m [g]), dobou trvání zrychlení (t [ms]) a nástupem otřesu mozku. Jakékoli poranění nad úrovní tolerance může být život ohrožující. Křivka WSTC znázorňuje, že hlava vydrží velmi vysoké zrychlení, ale po velmi krátkou dobu trvání (Namjoshi, 2013).

Kritéria poranění hlavy slouží jako nástroj pro posouzení rizika a závažnosti daného poranění. Tato kritéria také slouží k posouzení efektivity možných bezpečnostních opatření. Jedním z nejpoužívanějších kritérií je Head Injury Criterion (HIC), jehož evropským ekvivalentem je Head Performance Criterion (HPC). Dále se využívá i kritérium „3 ms kritérium“. Také je však snaha o zohlednění nejen translační složky zrychlení, ale i rotační složky zrychlení. Rotační složku zrychlení zohledňují kritéria jako Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold (GAMBIT) nebo Brain Injury Criterion (BrIC).

Head Injury Criterion (HIC)

Současně využívaná verze HIC byla navržena United States National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA). HIC je definováno jako:

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

kde t_1 a t_2 jsou počáteční a konečná doba akceleračního pulsu a \hat{a} je normalizované zrychlení hlavy. To je vyjádřeno jako:

$$\hat{a} = \frac{a}{g},$$

kde a je zrychlení hlavy a g je gravitační zrychlení. Maximální časový úsek působení akceleračního pulsu byl NHTSA stanoven na 36 ms. Tato hodnota HIC je tedy označována jako HIC_{36} . Také se využívá časový interval 15 ms a tedy hodnota HIC_{15} (Gao, 2010).

Za hraniční hodnotu přežití můžeme považovat v časovém intervalu maximálně 15 milisekund hodnotu $HIC_{15} = 700$. Dle autorů Mariotti a kol. (2019) tuto hodnotu můžeme považovat za bezpečnou hranici lidské tolerance (Mariotti, 2019). Dle Prasad a Mertz (1985) hodnota $HIC_{15} = 700$ představuje méně než 5 % riziko život ohrožujícího poranění mozku (Prasad a Mertz, 1985). Hodnoty nad tento limit se sebou nesou vysoké riziko závažného poranění hlavy končící úmrtím (Yang, 2020).

Head Performance Criterion (HPC)

Jak již bylo uvedeno, obdobným kritériem, jako je HIC pro výpočet dynamického zatížení hlavy při nárazu, je HPC. Hodnota HPC je definována jako maximální hodnota zrychlení hlavy během nárazu. Na intervalu lze použít maximální hodnotu v čase 36 ms jako HPC_{36} . Podmínkou pro dodržení správnosti měření je nulový kontakt hlavy s jakoukoli částí dopravního prostředku (v našem případě bychom pojednávali o střete chodce (figuríny) s tramvají). Hodnotu kritéria získáme z výsledků akceleračních časových intervalů v podobě maximální naměřené hodnoty v závislosti na čase t_1 a t_2 , které definují období mezi začátkem srážky a koncem záznamu monitorované části (Schmitt, 2014, Schejbalová, 2010).

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

3 ms kritérium (a_{3ms})

Kritérium a_{3ms} je založeno na WSTC. Je definováno jako překročená hodnota zrychlení působící na hlavu po dobu 3 ms. Kritická hodnota, která ke splnění kritéria nemůže být překročena, je následně experimentálně získána. V případě hlavy by neměla překročit 80 g. Modifikace tohoto kritéria se využívá i při testování helem. Časový interval je však 5 ms a jako kritická hodnota se v tomto případě uvádí 150 g ([g]- násobky gravitační konstanty) (Schmitt, 2014).

Generalized Acceleration Model for Brain Injury Treshold (GAMBIT)

GAMBIT byl navržen ve snaze zkombinovat translační a rotační složku působícího zrychlení a je definován jako:

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{a_c} \right)^n + \left(\frac{\ddot{\varphi}}{\ddot{\varphi}_c} \right)^m \right]^{\frac{1}{k}},$$

kde $a(t)$ a $\ddot{\varphi}(t)$ jsou translační a rotační složka zrychlení, a_c a $\ddot{\varphi}_c$ jsou kritické hodnoty daných složek zrychlení a n , m a k jsou konstanty. Pomocí statistické analýzy dat a simulací byly stanoveny hodnoty konstant a kritických hodnot daných složek zrychlení. Daný vztah je tedy možno uvést v následujícím tvaru:

$$GAMBIT = \left[\left(\frac{a(t)}{250} \right)^{2,5} + \left(\frac{\ddot{\varphi}}{25} \right)^{2,5} \right]^{\frac{1}{2,5}},$$

přičemž hodnoty $a(t)$ a $\ddot{\varphi}(t)$ jsou uváděny v [g] a [krad/s²]. Pokud předpokládáme, že příspěvek translační a rotační složky je stejný, tak výše uvedený vztah můžeme zjednodušit do následujícího tvaru:

$$GAMBIT = \frac{a_m}{250} + \frac{\ddot{\varphi}_m}{10},$$

kde a_m a $\ddot{\varphi}_m$ jsou střední hodnoty translační a rotační složky zrychlení (Schmitt, 2014).

Brain Injury Criterion (BrIC)

Kritérium BrIC reprezentuje jeden z nejnovějších přístupů hodnotících riziko poranění mozku, které zohledňují také rotaci. BrIC je vyjádřeno jako:

$$\text{BrIC} = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yc}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zc}}\right)^2},$$

kde ω_x , ω_y , ω_z jsou maximální hodnoty složek úhlové rychlosti v ose x, y, z a ω_{xc} , ω_{yc} , ω_{zc} jsou kritické hodnoty složek úhlové rychlosti v daných směrech. Kritérium bylo zhodnoceno na základě dat translační a rotační složky nárazu hlavy u hráčů fotbalu. Kritická hodnota úhlové rychlosti byla určena tak, aby odpovídala 50% pravděpodobnosti poranění mozku zařazené do kategorie AIS4+. Kritické hodnoty jsou závislé na směru nárazu (Takhounts, 2013).

2.1.1 Závažnost poranění hlavy

Klasifikaci jednotlivých zranění a „ohrožení života“ hodnotí zkrácená škála Abbreviated Injury Scale (AIS). Škála byla vyvinuta v 60. letech 20. století jako systém bodování traumatických zranění při nehodách dopravních prostředků pozemních i vzdušných (Hayes, 2007, AIS, 2015).

Závažnost daných zranění je hodnocena číselně v rozmezí 1–6, přičemž stupeň 1 reprezentuje nejméně závažné zranění a stupeň 6 označuje nejzávažnější zranění – neléčitelné. Závažnost zranění, nicméně, neroste lineárně, ale stoupá výrazně exponenciálně od úrovně AIS3. Proto nelze přímo porovnat rozdíl mezi nižšími stupni AIS1 a AIS2 s vyšším stupněm rizika zranění (Roque, 2013). Čím je klasifikace zranění vyšší, tím narůstá vyšší pravděpodobnost míry úmrtnosti. V tab.č.1 můžeme vidět výrazný rozdíl mezi AIS3 a AIS4, a ještě výraznější přechod z AIS4 na AIS5, kde změna odpovídá přibližně z 10 % na více než 50% míry úmrtnosti. To znamená, že energie, které způsobují zranění v tomto rozsahu míry úmrtnosti, korespondují s důležitými oblastmi lidské tolerance (Hayes, 2007). Stupnice AIS pro zranění v oblasti hlavy a obličeje je uvedena v tab.č.1. Za závažnější zranění se považují zranění klasifikovaná nad stupeň AIS3 (včetně AIS3) (AIS, 2015).

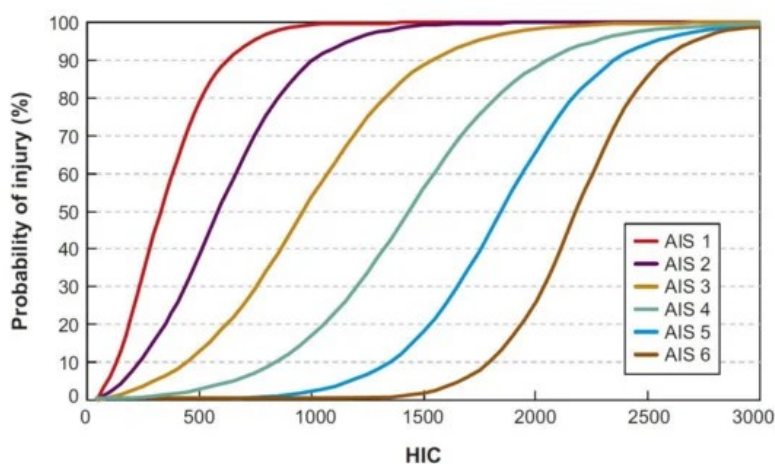
Tabulka č.1: Škála AIS (abbreviated injury scale) pro zranění v oblasti hlavy v závislosti od hodnot HIC (head injury criterion) (AIS, 2015, Hayes,2007)

Klasifikace AIS (- HIC)	Popis zranění	Vážnost poranění	Míra úmrtnosti (%)
1 (135 – 519)	Skalp: oděrky, povrchové tržné rány Obličej: fraktura nosu	menší (minor)	0.0
2 (520 – 899)	Skalp: závažné tržné rány Fraktura klenby: jednoduchá Fraktura spodní čelisti: otevřená, posunutá Fraktura maxily: LeFort I a II Bezvědomí méně než 1 hod.	mírné (moderate)	0.1 – 0.4
3 (900 – 1254)	Fraktura lebky Fraktura maxily: LeFort III Celková ztráta pokožky hlavy Singulární kontuze mozku Bezvědomí 1 – 6 hod.	vážné- neohoržující život (serious)	0.8 – 2.1
4 (1255 – 1574)	Fraktura klenby: složitá, otevřená s roztrženou mozkovou blánou, odhalená část mozkové tkáně, ztráta části mozkové tkáně, malý subdurální nebo epidurální hematom Bezvědomí 6 – 24 hod.	hrozně- ohoržující život, ale přežitelné (severe)	7.9 – 10.6
5 (1575 – 1859)	Hluboká rána (>2 cm) Komprese mozkového kmene Rozsáhlý subdurální nebo epidurální hematom Difúzne axonálne poranění s kómatem (bezvědomí) > 24 hodin	kritické- přežití je nejisté (critical)	53.1 – 58.4
6 (>1860)	Masivní poranění lebky a mozku	fatální- poranění neslučitelné s životem (fatal)	.

2.1.2 Korelace HIC a AIS

Hodnota škály AIS, která byla popsána výše, je pak vypočtena z měření, která byla provedena při určitých hodnotách zrychlení působících na lidský organismus nebo testovací figuríny. Za účelem validace a kalibrace vztahu mezi indexem/hodnotou AIS a rizikem určitého zranění bylo nutné provést experimenty za určitých specifických podmínek. Podle Prasad a Mertz korelace HIC a AIS vychází z čelních nárazových testů (Roque, 2013), viz. obr.č.2. HIC bylo validováno pro hodnocení rizika fraktury lebky a poranění mozku s určitým stupněm závažnosti. Pro validaci byla využita data získaná z měření zranění způsobených tupým předmětem na nefixovanou hlavu. Riziko určitého zranění může být ze získané hodnoty HIC odhadnuto pomocí Prasad a Mertzových křivek, které jsou založeny na analýze experimentů hodnotících výskyt/absenci fraktury lebky a krvácení do mozku (Gao, 2009).

K výpočtu pravděpodobnosti odhadu možného rizika poranění nebo smrti vzniklého experimentálním střetem chodce (figuríny) s tramvají, se využila hodnota poranění hlavy (HIC_{15}). Příklad vzorce je více rozebrán v metodice práce kapitole 4.3. Úroveň zranění se kvalifikovala pomocí zkrácené škály (AIS), tab.č.1 a obr.č.2.



Obrázek č.2: Křivka rizika zranění hlavy dle stupnice AIS na základě hodnot kritéria HIC (Moure – Guardiola, 2020)

Křivka rizika zranění vyjadřuje korelaci mezi hodnotou poranění hlavy Head Injury Criterion (HIC) a pravděpodobností rizika poranění (P (%)) AIS1-AIS6 na zkrácené škále traumatického zranění, tzv. Abbreviated Injury Scale (AIS)(LUJÁN,2021).

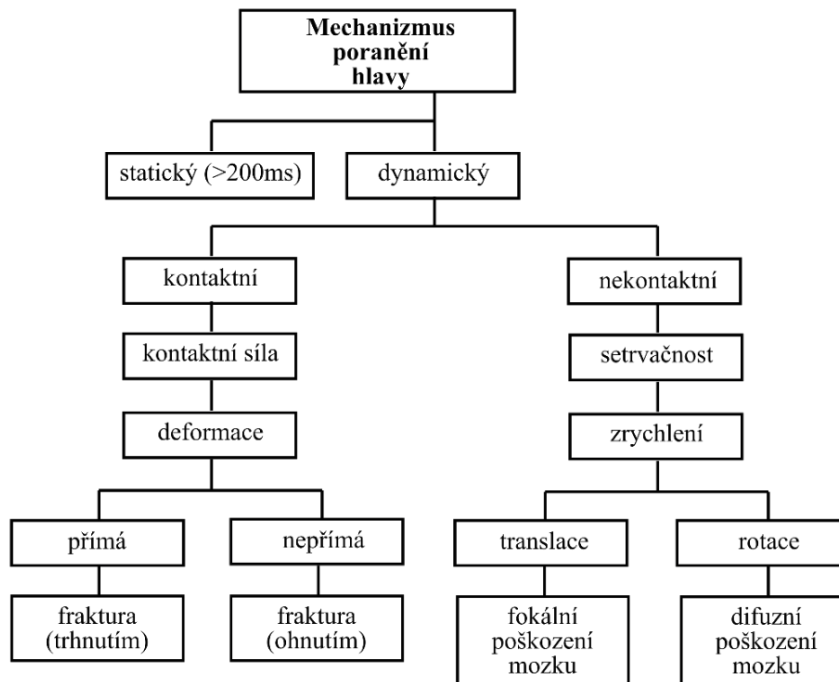
2.2 Mechanismus poranění hlavy

Je nesmírně mnoho mechanismů, které mohou způsobit následně popsaná zranění hlavy. Jak je znázorněno na obr.č.3, poranění může být způsobeno statickou nebo dynamickou zátěží hlavy.

Pokud mluvíme o statickém zatížení, důležitou roli hraje čas (Evans, 2006). Hlava je v tomto případě staticky namáhána a deformována, dokud nedojde k dosažení maxima deformace. Energetická zatížení přetrvávající více než 200 ms. Mluvíme o případech, kdy je hlava zmáčklá nebo drcená a výsledkem je obvykle fraktura lebky (Smrčka,2001). Je však třeba podotknout, že pravděpodobnost deformace statickou zátěží během nehody je velmi nízká. Ke statickému namáhání může dojít např. při zavalení lavinou nebo zemětřesení, kdy je hlava uvízlá mezi tvrdými objekty, a to zemí a zničenými částmi budovy (Evans, 2006, Fakharian, 2018).

Dominantním typem mechanismů poranění hlavy budou tedy mechanismy, při kterých dochází k dynamické zátěži. Jedná se o poranění, která vznikne během krátkého časového úseku. To máme na mysli časové rozpětí během 200 ms, nejčastěji do 50 ms. (Fakharian,2018, Smrčka,2001). Jak lze vidět ze schématu (obr.č.3), tak může docházet ke kontaktnímu a nekontaktnímu dynamickému zatížení. Dané typy zátěže vedoucí k rozdílné reakci.

Při přímém kontaktu hlavy s určitým tělesem dochází k deformaci lebky, a to vede predominantně k přímým frakturám v místě nárazu nebo nepřímým frakturám (ohnutím) ve směru vektoru síly. V místě nárazu také obvykle dochází k lokálnímu poškození mozku. Může dojít k tvorbě epidurálního hematomu nebo kontuzí, tzv. par coup. Kontuze může vznikat i na opačné straně, než je místo nárazu, jedná se o mechanismus nárazu, tzv. par contre coup. Přetlak na straně nárazu vede k podtlaku na straně opačné. Také je možné v okolí nárazu vidět poškození skalpu. Rapidní kontaktní náraz navíc způsobuje tlakovou vlnu propagující lebkou a mozkiem, což může vést ke gradientu nitrolebního tlaku. Daný mechanismus může vést k tvorbě fokálních poranění mozku a podlitin. Gradient tlaku může navíc vést ke zvýšení smykového napětí v hlubokých strukturách mozku (Gorbunov, 2018, Smrčka, 2001).



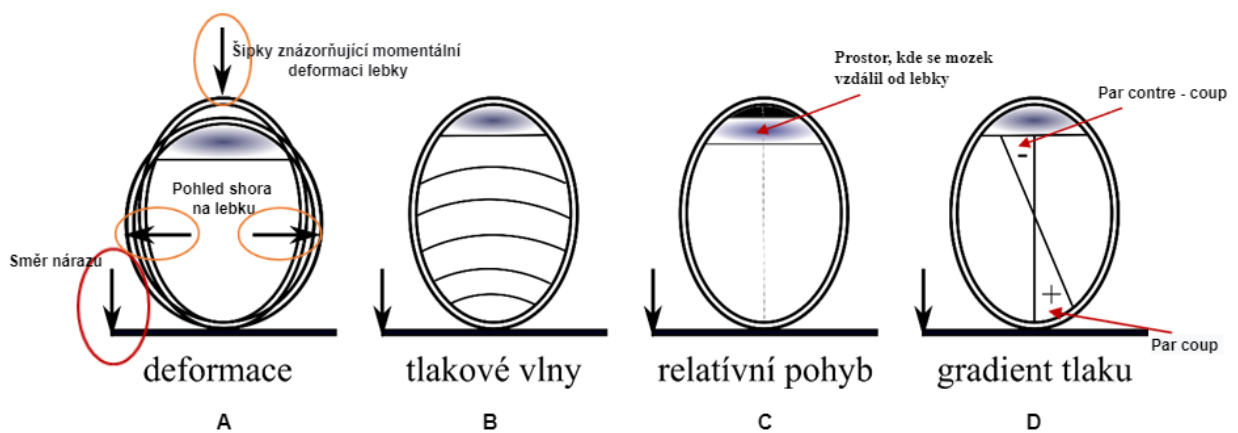
Obrázek č.3: Schéma možných mechanismů poranění hlavy (Walz, 2020)

Kontaktní zátěž může také vést k relativnímu pohybu povrchu mozku vzhledem k vnitřní ploše lebky, což může způsobit tvorbu kontuzí na povrchové vrstvě mozku nebo přetržení cév, což má za následek tvorbu subdurálního hematomu (Meaney, 2014). Výše popsané mechanismy kontaktního zatížení hlavy jsou schematicky znázorněny na obr.č.4.

Pokud mluvíme o kontaktním poranění hlavy je nutno zmínit také parametry, které dané poranění ovlivňují a vedou k poranění tkání hlavy, od úrovně kůže směrem do hlubších struktur. Jedny z nejdůležitějších parametrů jsou v tomto případě rychlost nárazu, hmotnost daného tělesa, tvar a velikost kontaktní plochy. Většina z těchto parametrů souvisí s velikostí dané výsledné síly působící na hlavu při nárazu. Velmi důležitým faktorem je ovšem i místo nárazu. Místo nárazu totiž ovlivňuje směr, kterým se po nárazu bude hýbat hlava, a tedy i samotný mozek. Anatomické vlastnosti lebky a mozku limitují laterální pohyb mozku a tím ovlivňují distribuci pnutí v mozkové tkáni (Oeur, 2019).

V případě nekontaktní zátěže hrají hlavní roli setrvačné síly při zrychlení nebo náhlém zpomalení hlavy. Akcelerace/decelerace může způsobovat translaci nebo rotaci hlavy. Jinak řečeno, tohle impulzivní zatížení vzniká v případech, kdy hlava není přímo „udeřená“, ale uvedena do pohybu v důsledku působení sil na jiný segment lidského těla (Fakharian, 2018, Meaney, 2011). Při translaci, např. zepředu dozadu většinou dochází k fokálním poraněním

mozku, kdežto při rotaci, kdy se mozek pohybuje opačným směrem než kalva, dochází predominantně k difúzním poškozením mozku. Tak jako i v předchozím případě kontaktní zátěže, tak i v případě nekontaktní zátěže dochází k relativnímu pohybu a zvýšení napětí uvnitř samotném mozku nebo povrchu mozku vůči kalve. To znamená, že i v tomto případě můžeme pozorovat určité následky popsané při předešlém případě jako např. u tohoto případu. subdurální hematom z roztrhaných přemostňujících žil. Čím déle je působení akceleračního mechanismu na objekt, tím vytvořené tenzní síly působí hlouběji do mozkového tkaniva a vytvoří rozsáhlejší a závažnější poranění (Namjoshi, 2013).



Obrázek č.4: Schematický popis mechanismů poranění při kontaktní zátěži hlavy (Walz, 2020)

Série obrázků A,B,C,D znázorňující mechaniku deformace narážející hlavy (lebky a mozku) na nehybný objekt. Popis nákresu hlavy: přední část hlavy vyjadřuje vrchní část nákresu hlavy a zadní část je vykreslena ve spodní úrovni. Náraz hlavy v pohybu do zadní části lebky, pohybující se směrem dolů, způsobující momentální deformaci lebky, viz. část A. Pohyb mozku vzhledem k lebce vytváří relativní pohyb, způsobený náhlým zastavením lebky při nárazu, viz. část C. Při takovém zatížení mohou vznikat tlakové vlny, viz část B. Šíření vln v mozku, může vést k přetlaku v místě nárazu (pozitivní tlak – par coup) a k podtlaku na opačné straně nárazu (negativní tlak – par contre coup), viz. část D (Schmitt,2014).

Statistiky zranění hlavy ukazují, že nejrozšířenějším mechanismem při nehodě je šikmý (uhlový) náraz do hlavy. Takovým nárazem dochází ke změnám lineární i rotační kinematiky hlavy. Translační druh zrychlení/zpomalení se obvykle nespojuje s vážnými událostmi. Lidská hlava je nejsenzitivnější na rotační složku pohybu. Radiální náraz způsobuje primární lineární akceleraci hlavy. Nicméně, tangenciální náraz v blízkosti těžiště hlavy způsobí lineární ale i rotační akceleraci hlavy (Fakharian, 2018, Kleiven, 2013, Ommaya, 2009). U daných typů akcelerace mohou vznikat predominantně typická poranění, která jsou zmíněna v tab.č.2 (Ommaya, 1996).

Tabulka č.2: Poranění primárně způsobená rotační a lineární kinematikou (Ommaya, 2009)

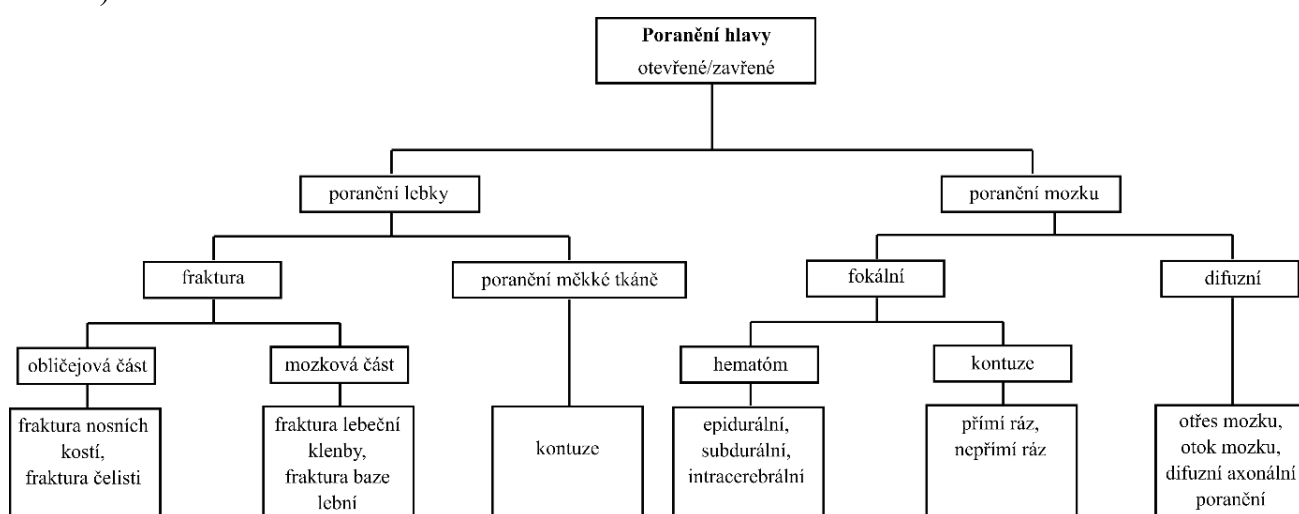
Rotační kinematika	Lineární kinematika
otřes mozku difúzní axonální poranění pohmožděny subdurální hematom nitrolební hematomy	fraktura lebky epidurální hematom pohmožděny (jako sekundární zranění při fraktuře lebky)

2.3 Poranění hlavy

Poranění hlavy se obvykle vztahují na traumatické poranění mozku (TBI), nicméně, tato kategorie je mnohem rozsáhlejší. Zahrnuje poškození i jiných struktur než mozku, například poranění skalpu a kalvy (Pushkarna, 2010).

Podle Hardman et al. poranění hlavy je definováno každé zranění, které má za následek trauma lebky nebo mozku. K takovému zranění může dojít, například při dopravní nehodě, při pádu, fyzickém útoku (Hardman, 2019).

Poranění hlavy mohou být rozdělena do několika kategorií, jak je uvedeno na obr.č.5. Daná poranění mohou být charakterizována jako otevřená nebo zavřená na základě toho, zda je poraněná mozková plena. Nejzávažnější jsou poranění, která zahrnují poranění lebky nebo mozku. Tato poranění budou rozebrána v mé práci. Poranění měkké tkáně, tkáně obličeje, očí, či uší jsou považována za lehká minoritní zranění. Z tohoto důvodu je vynecháme (Walz, 2020).



Obrázek č.5: Schéma rozdělující primárně poranění v oblasti hlavy (Walz, 2020)

Pojem traumatické poranění mozku (intrakraniální zranění) je definován jako náhlá trauma způsobená vnější mechanickou silou, která zapříčiní poškození mozku. Může vést k trvalému nebo dočasnému zhoršení kognitivních, fyzických a psychosociálních funkcí s doprovázejícím sníženým nebo změněným stavem vědomí. Jak u výše zmíněného poranění hlavy, tak i k TBI může dojít různými příčinami, jako je úder, náraz, násilné třesení, tzv. shaken baby syndrome (McLaughlin, 2013, Hung, 2020, Strouse, 2018).

Poranění mozku lze rozdělit na dvě kategorie, a to na fokální a difúzní. Do kategorie difúzních poranění mozku patří zranění v rozmezí od lehkého otřesu mozku až po difúzní zranění bílé hmoty. Nejčastěji dochází k lehkému otřesu mozku nebo mírnému traumatickému poranění mozku. Fokální zranění mozku představují léze, při kterých je poškození pouze lokální a dobře definovatelné. Mezi taková poškození řadíme hematomy nebo kontuze (Hamdeh, 2018).

Obecně poranění můžeme rozdělit na základě doby vzniku na primární a sekundární (Aleman, 2019, Werner, 2007).

2.3.1 Primární poranění

Primární poranění nastává v momentě počátečního traumatu, kdy dochází k poškození a narušení správné funkce mozku (Aleman, 2019). Jak je výše uvedeno, do této kategorie patří poranění lebky a mozku, které si v následující podkapitole popíšeme blíže.

Poranění lebky

Zlomenina lebky může být způsobena přímým nárazem nebo nepřímo přenesením sil v důsledku vzdáleného nárazu z okolí (obličej, páteř, lebeční klenba). Přítomnost zlomeniny, nemusí vždy doprovázet poranění mozku. Zlomeniny rozdělujeme na zlomeniny lebeční klenby (fraktury kalvy) a zlomeniny báze lebky (Faried, 2019). Nemůžeme opomenout zlomeniny, resp. poranění obličejové části. K tomuto typu zlomenin lze zařadit zlomeniny zubů, potíže s temporomandibulárním kloubem, zlomeniny lícnicích kostí, nosu a dolní čelisti.

Nejčastější příčinou poranění obličej je napadení (44–61 %), dopravní nehody (15,8 %) a pády (15 %) (Ludi, 2016).

Poranění mozku

Za mírnou formu poškození mozku je považován otřes mozku, který je charakterizován dočasnou ztrátou určitých funkcí. Jedná se o lehkou formu difúzního axonálního poškození (McLaughlin, 2013). Otřes mozku je výsledkem rotačních pohybů v předozadní rovině mozkových hemisfér působících na spojení horního středního mozku a thalamu, které způsobí přechodné narušení fungování neuronů retikulárního aktivačního systému, kde jsou vyvíjeny maximální rotační síly. Může, ale nemusí být doprovázen ztrátou vědomí, post-traumatickou amnézií nebo zmateností. Častými příznaky hned po úrazu většinou bývají bolest hlavy, malátnost, zvracení nebo nevolnost, poruchy vidění, spánku nebo tinnitus. Ke kognitivním příznakům bychom zařadili dezorientaci a neschopnost se soustředit. Typickými příznaky po otřesu může být také podrážděnost, náladovost, problémy s pamětí a přetrvávání některých dalších příznaků, tzv. postkomační syndrom (PCS) (King, 2018). I když PCS často vymizí do jednoho měsíce od úrazu, u některých jedinců může přetrvávat měsíce až roky po poranění, a může být dokonce trvalý a způsobit zdravotní postižení (King, 2018, Ryan, 2003).

Kontuze představují pohmožděliny povrchu mozku s poškozením mozkové tkáně. (Case, 2016). Blíže se jedná o kombinaci poškození vaskulární a nervové tkáně (Ommaya, 1971). Jak již bylo zmíněno výše, toto poranění má fokální charakter. Vzniká v místě nárazu (tzv. par coup) a je způsobeno poškozením kapilár šedé mozkové hmoty v důsledku tlaku generovaného nárazem. Může taky vzniknout relativním pohybem mozku vůči lebce (kontuze na protilehlém místě vůči místu nárazu, tzv. par contre coup). Mluvíme o nejsnazší kůrové kontuzi. Dojde-li ke vzniku rozsáhlejších ložisek, může poškození v některých místech částečně zasahovat až do bílé hmoty (Hirt, 2016, King, 2018). Vyznačuje se podobnými příznaky jako při otřesu mozku a jejich závažnost závisí na rozsahu kontuze (King, 2018). Ke mozkovým kontuzím dochází u 20-30 % závažných poranění hlavy (Khoshyomn, 2004).

Kontuze a nitrolební krvácení může být spojeno s lacerací mozku, ke které může dojít v případě tvrdých nárazů s výrazně větší silou. Daný typ poranění je často přítomen u fraktur lebky, spojovaný se subarachnoidálním krvácením a DAI (King, 2018). Obvykle je spojován s extrémní hyperextenzí hlavy při dopravních nehodách (Case, 2016).

Dalším typem léze, které můžeme zařadit mezi primární, fokální poranění, jsou všechny typy traumatických intrakraniálních hematomů.

Nitrolebeční hematomy jsou komplikací jak uzavřených, tak otevřených penetrujících poranění hlavy. K ovlivnění mozkové tkáně dojde až sekundárně na základě probíhající komprese mozku. K základním typům řadíme: epidurální hematom, subdurální hematom a subarachnoidální hematom (Hirt, 2016, Smrčka, 2001).

Při nárazovém zatížení lebky, resp. hlavy s přidruženou tržnou ranou (85 % případech při zlomenině lebky) dochází ke výronu krve mezi tvrdou plenu mozkovou (dura mater) a vnitřní perióst lebky. Mluvíme o epidurálním hematomu (EDH). Další případy, kdy EDH vzniká, jsou tupé poranění typu pády, úder baseballové pálky, fyzický útok nebo kolize při dopravních nehodách (Case, 2016). Z fyziologického hlediska tento prostor není vytvořen, dura mater pevně adhezuje k periostu lebky. Aby došlo k vytvoření tohoto prostoru, je zapotřebí silný krevní tlak, a pomocí něho dojde k odtlačení daných částí od sebe. Krvácení pochází obvykle z arterie meningica media, ale může být i venózního původu. Tlakem dochází k intenzivní bolesti hlavy, zvýšení intrakraniálního tlaku, což způsobí sekundární poškození mozku a podle jeho lokalizace může vést až k fatálním následkům. (Hirt, 2016, Babu, 2019) Typickým znakem hematomu by mohl být tzv. cushingův reflex, který se definuje jako triáda příznaků – bradykardie, nepravidelné dýchání a zvýšený krevní tlak. Z klinického hlediska jsou jako varovné signály popisovány anizokorie a hemiparéza na protilehlé straně (Flaherty, 2018).

Průběh u EDH dokáže být velmi rozdílný. Na základě radiografické progresy EDH může mít průběh akutní, subakutní a chronický (Flaherty, 2018). Nejčastěji je charakterizován takto: pacient po úrazu je v bezvědomí (v důsledku komoce mozku), z něhož se v krátkém časovém úseku probere k vědomí (tzv. lucidní stav), a následně dojde ke zhoršení stavu a upadá do bezvědomí (v důsledku útlaku krvácením). Výskyt takového průběhu je u 15-20 % pacientů, v ostatních případech nemusí dojít k bezvědomí nebo průběh je tak těžký že nenastane tzv. lucidní stav (Hirt, 2016, Smrčka, 2001).

Subdurální hematom (SDH) je nejčastěji spojen s abuzivním (násilným) traumatem hlavy. Příčina však může být i netraumatického původu. SDH nevyžaduje přímý náraz do hlavy. Podmínkou je akcelerace/decelerace hlavy, tak že setrvačný pohyb mozku se prudce pohybuje uvnitř intrakraniálního prostoru a zatěžuje přemostující žíly až do roztrhání. SDH může vzniknout při silné face, kdy se hlava i mozek dostávají do rotace. Krevní výron vzniká pod tvrdou plenu mozkovou, resp. mezi dura mater a pavučnicí. Traumatické SDH může být výsledkem roztržení sinus durae matris nebo arterie arachnoid, ale v naprosté většině krvácejí přemostující žíly – venózní krvácení (Hirt, 2016, Smrčka, 2001). Taktéž, při syndromu otřeseného dítěte nebo syndromu týraného dítěte, akcelerační a decelerační

síly mozku při prudkém třesení hlavy způsobují, že se mozek pohybuje v opačném směru než mozkové obaly, což způsobuje přetržení přemostujících žil a krvácení v subdurálním prostoru (Hung, 2020). Z klinického hlediska jsou příznaky jako u EDH ale s mírnějším průběhem. Dle času manifestace rozeznáváme tři typy – akutní (manifestuje do 3 dnů), subakutní (ne tak častý, mezi 3.-12. dnem) a chronický (od 12. až 21. dne). Akutní SDH se izolovaně vyskytuje výjimečně, zpravidla je vždy sdružen s kontuzí nebo edémem při poranění mozku. Chronický SDH se vyskytuje u osob s atropie angiosclerotica cerebri (alkoholici, geriatričtí pacienti) nebo poruchou krevní srážlivosti (Hirt, 2016, Smrčka, 2001).

Subarachnoidálním krvácením se rozumí krvácení pod měkkou plenou mozkovou, které je převážně arteriálního typu. Jedná se o hemoragii mezi arachnoidální membránou a pia mater (Abraham,2016). Netraumatickými příčinami jsou prasknutí oslabené stěny aneurysmatu nebo cévní malformace. Vznik traumatického SAH je podobný jako u výše uvedených typů krvácení, a také je spojován s kontuzí mozku, tržnými nebo střelnými ranami. V klinickém obraze můžeme sledovat bolest hlavy s rychlým nástup směřující k týlní kosti, záchvaty, meningeální příznaky až kóma (Gijn, 2007)

Difúzní axonální poranění je charakterizováno rozsáhlým, generalizovaným poškozením bílé hmoty mozku (McLaughlin,2013,Browne,2011). Na základě studií Gennarelli et al. není pochyb, že se jedná o typ primárního poškození mozku, ke kterému dojde v okamžiku úrazu, a jeho závažnost závisí na míře akceleračních a deceleračních mechanismů, zejména rotačního zrychlení mozku. Čím větší a delší bude působení inerciálních sil, tím hlouběji zasahuje poškození axonů do struktur mozku (Adams, 1988, Gennarelli, 1987).

Adamsonova klasifikace difúzního axonálního poranění sestává ze 3 stupňů:

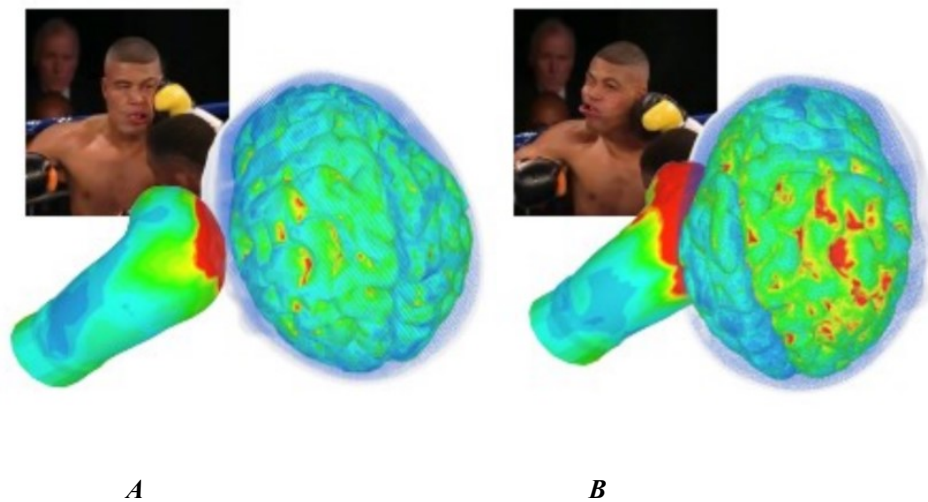
1. st.: mírně difúzní axonální poškození s mikroskopickými změnami bílé hmoty v mozkové kůře, corpus callosum a mozkovém kmeni, případně mozečku
2. st.: střední difúzní axonální poškození se závažnými ložiskovými lézemi v corpus callosum
3. st.: závažné difúzní axonální poškození s nálezem 2. st. a dalšími fokálními lézemi v mozkovém kmeni (Adams, 1989).

Výše popsaná poranění řadíme mezi uzavřená poranění bez poškození kožního krytu (skalp). Pokud dojde k poškození skalp-u, hovoříme o otevřených poraněních, která mohou

mít fatální důsledky, kvůli bohatému cévnímu přemostění (Fitzpatrick, 1996). Pády, údery do hlavy, resp. tupé poranění hlavy jsou předpokladem vzniku tržných ran, které způsobují roztržení kožního krytu a tkáně pod ním. Na mysli máme velké ztráty krve, které mohou způsobit až šokový stav a také šíření infekce intrakraniálně (Arne, 2012).

2.3.2 Sekundární poranění

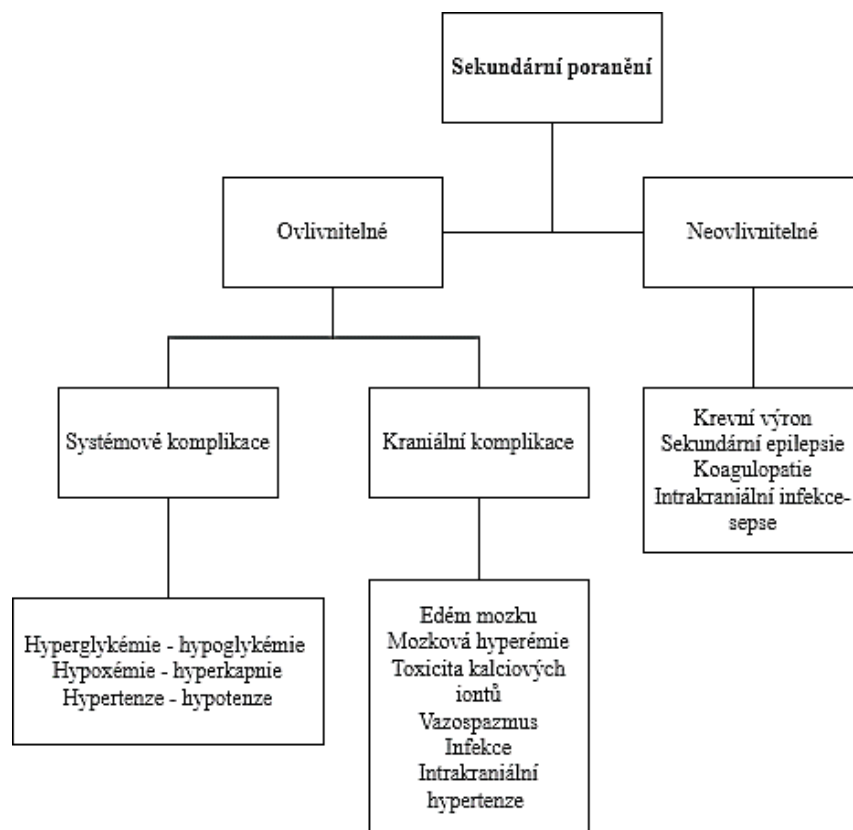
Jak je výše uvedeno mechanický impulz má za následek vznik primárních zranění. V důsledku těchto nárazů dochází ke změnám mozkového metabolismu a průtoku krve, které způsobují buněčnou dysfunkci a další poškození buněk, a tím zvyšují riziko sekundárních zranění (Werner, 2007). Které jsou nepřímým důsledkem poranění. Tyto změny se mohou vyvinout během několika hodin až dní od počátečního primárního nárazu (Kaur, 2018). Podkladem vzniku sekundárních poranění jsou probíhající intrakraniální a systémové procesy, které mohou způsobit závažnější poškození mozku jako primární atak a zvýšit mortalitu, viz. obr. 6 A, B (Dobiáš, 2007, Toma, 2020).



Obrázek č.6 A, B: Můžeme vidět moment úderu rukavice do brady, tzn. prvotní poranění (A); moment kdy se mozek odráží v lebce, tzn. sekundární poranění (B). Pro srovnání, sekundární poranění můžeme považovat za vážnější (Toma, 2020)

Systémovým prediktorem poškození je hypotenze (= TKs <90 mmHg) a hypoxie, která je způsobena silným nárazem do hrudní oblasti a spojená s aspirací do respiračního systému. Negativním projevem je i hyperkapnie, tím, že umožňuje vazodilataci, nahromadění mozkové tekutiny a vznik edému, který řadíme k intrakraniálním mechanismům vzniku sekundárního poškození mozku (Kinoshita, 2016). K neovlivnitelným změnám můžeme zařadit působení krevního výronu (subdurální a epidurální hematom), sekundární epilepsie, zvýšená krvácivost (koagulopatie), intrakraniální infekce až sepse. (Dobiáš, 2007, Werner, 2007).

Mezi nejčastější se vyskytující sekundární poranění patří edém mozku, excitotoxicita, mitochondriální dysfunkce, oxidační stres, cerebrální hyperglykémie, taktéž cerebrální vazospasmus (Kaur,2018).



Obrázek č.7: Rozdělení sekundárních poranění (Kaur,2018)

Po těžkých úrazech hlavy může dojít k rozšíření objemu mozkové tkáně, a to ze dvou příčin. Jednou z nich je nahromadění přebytečné tekutiny v intra – a extracelulárních prostorách mozku, tzn. edém (vasogenní a cytotoxický edém) a druhou příčinou je poškození

autoregulační schopnosti cév v mozku, tím pádem nastává zvýšení průtoku a objemu krve v mozku, tzn. vznik hemodynamického zduření- tzv. swelling, jehož příčinou je přímé poškození struktur mozku. Tyto změny mohou vést ke zvýšení ICP a sekundárně k ischemickým změnám (Kaur,2018, Dobiáš,2007).

Vasogenní edém vzniká narušením propustnosti hematoencefalické bariéry, které je způsobené mechanickým traumatem endotelových spojů a mozkové tkáně. Rozpad endotelových spojů umožní neomezený pohyb iontů, tekutiny a proteinů z intra – do extracelulárního prostoru a akumulaci objemu v mozkové tkáni. V důsledku této vazodilatace může dojít k selhání dýchání, následkem kterého nastane hyperkapnie, a možnému zhoršení edému. Primárně dominuje v bílé hmotě mozkové (Kaur,2018, Michinaga,2015).

Dalším typem, kdy nedochází k narušení hematoencefalické bariéry, je cytotoxický edém. Ke akumulaci vody dochází v intracelulárním prostoru. V důsledku snížení průtoku krve a nedostatku glukózy nastane zhoršení buněčného metabolismu a porucha fungování sodíkovno-draslíkové pumpy v buněčné membráně. Retence sodných iontů a vody v buňce vede k bobtnání a konečným následkem je onkotická smrt neuronů. Nejčastěji je způsoben TBI, intracerebrálním krvácením, nebo ho můžeme pozorovat v rané fázi ischemické mozkové příhody. Převážně se vyskytuje v šedé hmotě mozkové (Dobiáš,2007, Kaur,2018, Leinonen,2017).

Neurotransmitery jsou látky, které jsou uvolněny neurony ke specifické cílové buňce a jsou schopny přenášet informace mezi buňkami. Pomáhají při udržování a vývoji neurálních spojů, v růstu a přežití neuronů v mozku. (Kurbat, 2009). Při narušení metabolické funkce v buňkách může dojít ke zvýšené aktivitě těchto látek, speciálně glutamátu, která může vést ke vzniku mrtvice, záchvatům až předčasné smrti. Dochází k tomu během několika minut po TBI (Kaur,2018).

Excitotoxicita je definována jako proces, při kterém dochází k poranění neuronů v důsledku nadměrné stimulace excitačních glutamátových receptorů (NMDA a AMPA). V důsledku zvýšeného extracelulárního množství glutamátu dochází ke zvýšenému průtoku Na^+ a Ca^{2+} do buňky. Nakonec, tento metabolický rozvrat vede k mechanismům poškození buněk až k apoptóze (Stefani, 2017, Kaur, 2018).

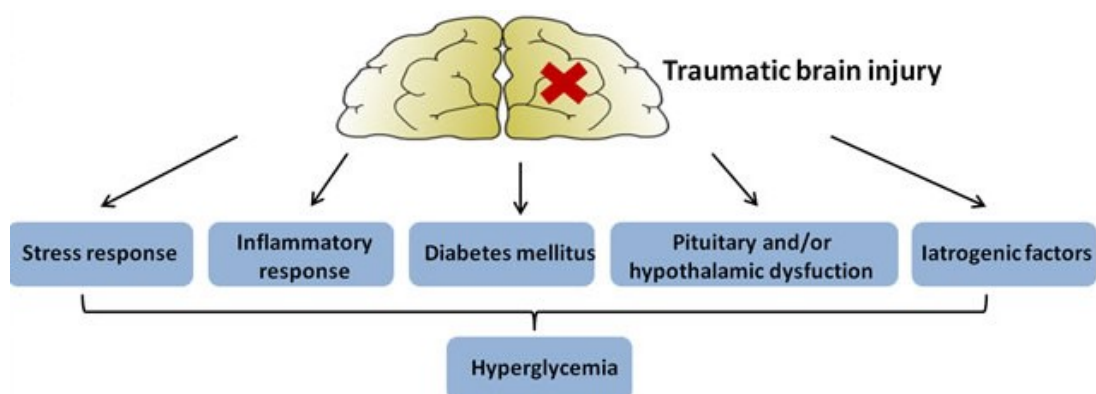
Jak již bylo výše uvedeno, excitotoxicita glutamátu způsobí hromadění Ca^{2+} intracelulárně, jehož následkem je přetížení mitochondrií, co znamená, že přispívá ke potenciálnímu kolapsu permeability mitochondriální membrány a k vzniku mitochondriální dysfunkce. Výsledkem tohoto procesu je produkce reaktivních forem dusíku (RNS) a

kyslíku (ROS) a vytváření dalších volných radikálů. Neurotoxická glutamátu naznačuje mitochondriální dysfunkci v neurálních buňkách, která se projevuje jako buněčná smrt, nekrotická nebo apoptická (Hiebert, 2015).

Oxidace je proces, který je nezbytný pro fyziologické fungování lidského těla. Při traumatickém poranění mozku dochází k nerovnováze mezi antioxidační aktivitou a produkcí (aktivitou) volných radikálů (reaktivních forem kyslíku). Stav nevyváženosti vede k nadměrnému množství volných radikálů, které působí nepříznivě na lipidy, proteiny a DNA (Ismail, 2020). Časem nekontrolovaný a neléčený oxidační stres může mít za následek patologické změny v organismu (mrtvice), vyvolání chronických, degenerativních onemocnění či urychlení procesu stárnutí těla (Pizzino, 2017).

Potřeba energie je základním předpokladem pro správné fungování, kterou sdílejí všechny živé organismy. Dopyt cerebella probíhá oxidativním metabolismem glukózy a kyslíku. Narušením fyziologického metabolismu a energetických předpokladů vede k výše popsaným sekundárním procesům, excitotoxicitě, snížené funkci iontové pumpy, mitochondriální dysfunkci, jejichž prediktorem mohou být, např. mechanismus stresu, zánětlivé reakce a jiné, (obr.č.8) (Shi, 2016, Rostami, 2014, Cochran,2003).

Několik studií uvádí, že při těžkých formách TBI dochází v akutní fázi poranění mozku k výraznému zvýšení hladiny glukózy v krvi, a po pár dnech následuje její pokles (Rostami, 2014, Kaur, 2018). Udržování nízké hladiny glukózy je spojeno se zvýšeným rizikem úmrtnosti a poukazuje na významnost přísunu glukózy do poškozeného mozku. Perzistující zvýšená intracerebrální koncentrace glukózy způsobuje kognitivní dysfunkci, poškození struktur mozku a může mít nežádoucí účinek na klinický výsledek (Shi, 2016, Rovlias,2000).

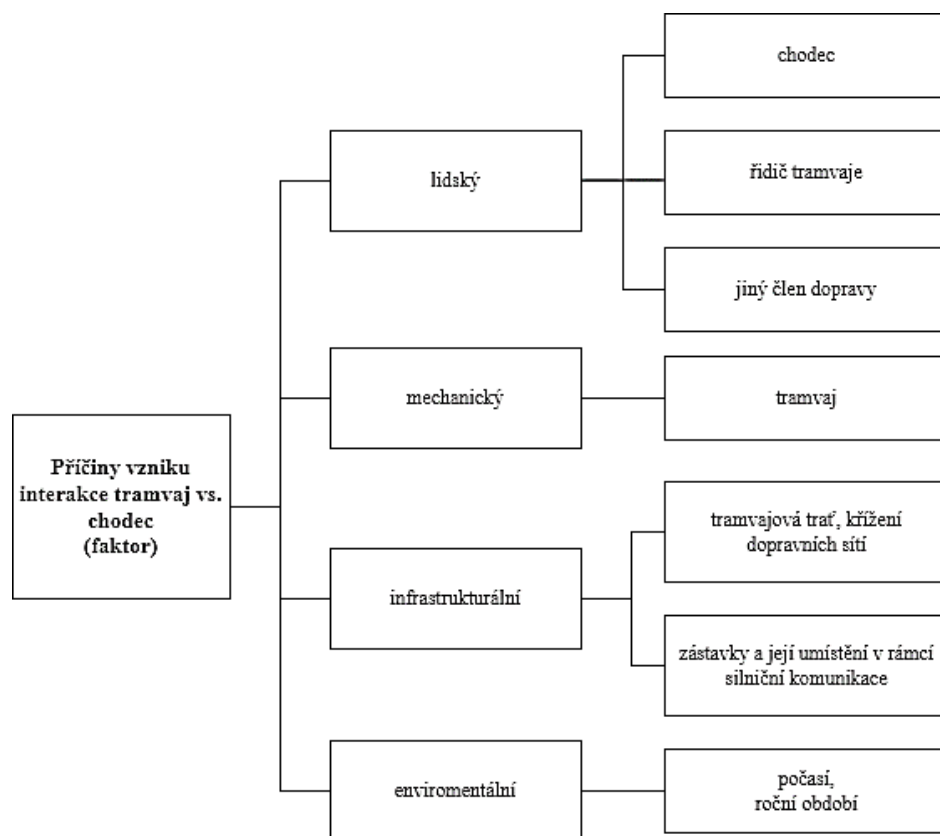


Obrázek č.8: Mechanismy vyvolávající hyperglykémii po TBI (Shi, 2016)

Cerebrální vasospasmus je vážnou sekundární komplikací SAH (výše popsané primární onemocnění), vyskytující se u více než 30 % případů. Studie Kramer a Winer (2013) udává incidenci traumatického vasospasmu až v 68 % situacích po TBI (Kramer, 2013, Sobey, 2001). Vazokonstrikce jedné nebo více intrakraniálních arterií vzniká složitým mechanismem v důsledku kontrakce hladkého svalstva, morfologických změn ve stěnách cév a produkci volných radikálů (Sobey, 2001, Dewitt, 2003). Komplikací je neurologické a funkční zhoršení, které může vést ke trvalým deficitům, ve vážných případech až k mozkovému infarktu (Kramer, 2013).

2.4 Příčiny nehodového střetu tramvaj vs. chodec

V posledních letech se klade velký důraz na městskou hromadnou dopravu, za účelem zlepšení environmentálního systému, klimatických podmínek – kvality ovzduší ve městech, snížení emisí, motorizovaného hluku a ruchu. Modernizace a přizpůsobování se novým podmínkám podmiňuje zvýšenou výstavbu tramvajových sítí a zastávek ve městech, což mělo za následek vyšší počet tramvají na tratích. Systémy kolejové hromadné dopravy se považují za ekologické, efektivní a ekonomické, avšak nevýhodou je dlouhá brzdná dráha a špatná manévrovatelnost s tramvají a neschopnost vyhnout se srážce výhybnou akcí. Na druhé straně, zvýšením hustoty veřejné dopravy se za poslední desetiletí zvýšil výskyt střetu tramvaje s chodci, cyklisty a motorovými vozidly, evidentní je i nepozornost chodců z používání „smart“ zařízení (Zhou, 2018, Dongxiu, 2016). Na základě nejčastěji zmíněných důvodů vzniku nehody ve studiích Hedelin et al., Rossetti et al. a Budzyński et al., jsme rozdělili příčiny do 4 kategorií, viz. obr.č.9 (Hedelin, 1996, Rossetti, 2007, Budzyński, 2019).



Obrázek č.9: Příčiny vzniku střetu (Hedelin, 1996, Rossetti, 2007, Budzyński, 2019)

Zvyšující nároky a očekávání cestujících na systém tramvajové dopravy ve smíšené infrastruktuře představuje zvýšenou pozornost množství problémů, do určité míry stále nevyřešených a komplexnějších výzev včetně bezpečnosti silničního provozu a ochraně „zranitelných účastníků“. Získaná zahraniční literatura o bezpečnosti tramvajové sítě se zaměřila na bezpečnost dopravy ve smíšené infrastruktuře (Guerrieri, 2018, Szmagliński, 2018). Budzyński (2019) ve své studii nasbíral data, z období čtyř let (2013–2017), přístavního města Gdaňsk (Polsko), kterou zaměřil na kontrolu bezpečnosti tramvajové dopravy v terénu o rozmezí 55 km. Tramvajová trať zaznamenala přibližně 200 incidentů ročně, které ovlivňují spolehlivost a funkčnost tramvajových systémů (Budzyński, 2019). Nikolaeva a kol. (2021) zkoumal umístění a konstrukční řešení tramvajových zastávek a provozní podmínky. Na základě získaných dat vytvořil model propojení bezpečnosti tramvajových zastávek a chování chodců (Nikolaeva, 2021). Unger a kol. (2002) se zaměřil na retrospektivní analýzu zranění dětí na autobusových a tramvajových zastávkách k vytvoření prevence a zvýšené bezpečnosti. Mimořádně nebezpečný je přechod přes cestu

zpoza hromadného prostriedku v oblasti zastávky (Unger, 2002). Identifikací bezpečnostních rizik a jejich zdrojů v tramvajové dopravě ve studiích rozebrali Szmagilski a kol. (2018) a Soczówka a Zochowska (2020). Studie zaznamenaly opakující se problémy, nebo ty, které se vyskytují na delších tratích, které jsou zdrojem nebezpečí nebo jsou nebezpečné pro ostatní účastníky silničního provozu:

- špatný technický stav tramvajové infrastruktury
- velmi špatný technický stav tramvaje, porucha zařízení
- chybějící světelné signály pro chodce projíždějící přes koleje
- vysoká tramvajová rychlost
- přechody pro chodce přes tramvajové tratě nejsou zřízeny pro nevidomé a slabozraké
- tramvajové tratě jsou součástí vozovky bez oddělení, což znamená, že chodci používají vozovku při nastupování a vystupování
- chybějící tramvajové zastávky, označení, případně špatná přehlednost zastávky
- poškození tramvajové infrastruktury – vandalismus
- žádná bezpečná opatření, která by bránila autům vjíždět na nástupiště tramvají, v případě, že je součástí vozovky a tramvaje je na zastávce
- žádné bezpečnostní prvky, které by bránily chodcům přecházet přes tramvajové koleje a silnice, kde je to zakázáno
- nebezpečí vykolejení
- tramvajové tratě velmi blízko cesty, žádné místo pro chodce
- místa potencionálních kolizí mezi automobilovou, tramvajovou dopravou a chodci/cyklisty na špatně signalizovaných křižovatkách a v okolí nich – jízda na červenou
- přechod chodců na červenou, nepozornost způsobená používáním „inteligentních“ zařízení, vyskytující se i u řidičů tramvaje
- opilost chodců, řidiče tramvaje, nepozornost a nedodržování základních dopravních pravidel (Soczówka, 2020, Budzyński, 2019, Guerrieri, 2018, Szmagliński, 2018, Hedelin 1996, Sagberg, 1997)

Autoři citované literatury se zaměřili zejména na příčiny vzniku nehody z mechanického a infrastrukturního pohledu, avšak opomenuté environmentální faktory mají také velký vliv a mohou způsobit překážky na trati a nespolehlivost systému.

Povětrnostní podmínky mohou ovlivnit provoz, jeho efektivnost, infrastrukturu a bezpečný pohyb dopravního prostředku po kolejových drahách a cestujících. Některá období v roce zvyšují pravděpodobnost vzniku nehody (obr.č.10), také jako kritické hodiny během dne (obr.č.11) (Rossetti, 2007).

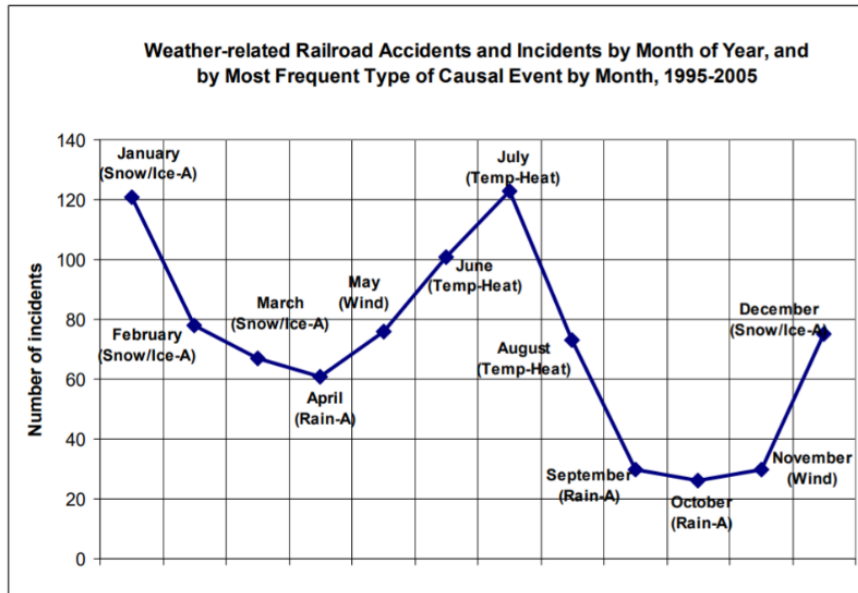


Figure 1

Obrázek č.10: Dopad ročního období a měsíce v roce na výskyt nehod (Rossetti, 2007)

Obrázek číslo 10 zaznamenává závislost mezi počtem tramvajových incidentů (osa y) a měsícem v roce s nejčastějším povětrnostním stavem (osa x). Za nejkritičtější období se považujeme leden a červenec s nejvyšším počtem kolizí.

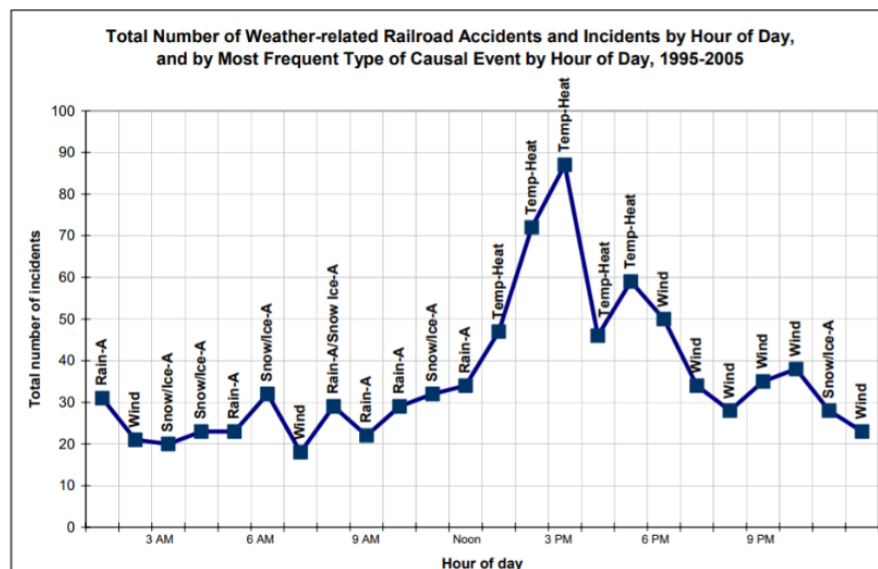


Figure 2

Obrázek č.11: Nehody a kolize zapříčiněné počasím rozdělené do časového pásma dne (Rossetti, 2007)

Obrázek číslo 11 zaznamenává závislost mezi celkovým počtem tramvajových incidentů (osa y) a hodinou dne s nejčastějším povětrnostním stavem (osa x). Za nejkritičtější čas považujeme 3. hodinu odpoledne.

Srážky a mlha vedou ke snížení viditelnosti signálů, a tak stále zůstávají kritickým bezpečnostním problémem. Záplavová voda může poškodit zařízení a přerušit napájení pohonného zařízení agregátu a oslabit strukturální integritu. Nadměrné teplo může zdeformovat stopy, mikrostrukturu kolejnic, což může vést k roztažení, ohnutí až zlomení kolejnicových drah. Vítr, pozemní hurikány či bouře mohou být jednou z nejrůšivějších povětrnostních podmínek pro kolejovou dopravu. Při nárazovém bočním větru může dojít ke vykolejení nebo převrácení tramvajového vozu. Silný vítr může nafoukat větve a listí na kolejovou trať a strhnout nadzemní elektrické vedení, což může vést k narušení městské hromadné dopravy. Sníh, led či silné zimní bouře mohou narušit celý dopravní systém. V kolejových výhybkách může docházet k hromadění sněhu a ledu. Led může pokrývat a blokovat pohyblivé části dráhy a nadzemní elektrické vedení a zvýšit tak riziko vykolejení a jiných nehod. Při velmi nízkých teplotách může docházet ke vzniku mikrotrhlin, oddálení až zlomení kolejnice a vést k fatálním nehodám (Rossetti, 2007).

2.4.1 Opatření a podmínky pro snížení incidentů

Statistiky posledních let potvrzují zvýšený výskyt incidentů spojených s veřejnou hromadnou dopravou. Většina z nich zahrnuje kolize a nehody, které ovlivňují následně funkčnost, spolehlivost, a hlavně bezpečnost na silnicích a tramvajového systému. Navíc, mnohé z incidentů jsou mechanického a infrastrukturního charakteru. Na základě výše uvedených hlavních a nejčastějších příčin by opatření zahrnovala:

- podrobnou analýzu bezpečnosti silničního provozu v místech kolizí mezi tramvajemi, chodci a případně jinými vozidly: opatření by hodnotila požadavky, např. viditelnost, značení, signalizace, rozložení provozu atd. a identifikovaly by úroveň rizika nehody
- školení řidičů tramvají o bezpečnosti silničního provozu
- vzdělávací kampaně pro řidiče a chodce s cílem zvýšit informovanost o tramvajích a jejich okolí
- pravidelné kontroly stavu infrastruktury kolejiště a jeho okolí
- lepší zpřístupnění a označení pro fyzicky znevýhodněné lidi
- modernizace tramvají a jejich systémů pro snížení až minimalizování smrtelných úrazů

- naučné a informační kampaně probíhající ve školních zařízeních. Při nehodách motorových vozidel, městských hromadných dopravních prostředků zahyne tisíce chodců po světě každý rok. V posledních letech se tato čísla zvyšují. Vznikající kampaně zaměřené na bezpečnost chodců jsou dalším ze způsobů, jak snížit počet nehod účastníky silničního provozu (chodci, cyklisté, běžci). Akce probíhají po celém světě, pr. „Be Nice, Look Twice“ (San Francisco), „Heads up“ (Californie-Eureka), „Neskákej mi pod kola!“ (Česká republika – Praha) (Budzyński, 2019).

Neexistuje univerzální způsob, jak zvýšit bezpečnost tramvají ve smíšené dopravě. Města, dopravní sítě a infrastruktura jsou specifická a vyžadují speciální řešení. Nicméně, analýzy, údaje související s bezpečností tramvajových systémů vůči chodcům a příslušníkům silničního provozu jsou dostatečně „bohaté“ a lze z nich vyvodit obecné závěry pro její zvýšení a zlepšení (Marti, 2016).

2.4.2 Nehodovost tramvají na trati

Po druhé světové válce přišel velký úpadek tramvajové dopravy ve světě. V té době byly považovány za zastaralý dopravní prostředek. Po desetiletích stagnace, v 80.-90. letech 20. století, kolejová doprava prochází obdobím „renesance“, která přetrvává až dodnes (Szmagliński, 2018, Sagberg, 1997). Nicméně, rozvoj tramvajové sítě a začlenění do uzlové infrastruktury smíšené dopravy, zvýšilo množství nehod ve městech a příměstských částech. Incidenty zapříčiněné střetem tramvaje a chodce jsou zdrojem lehkých až mnohočetných polytraumat s výraznou úmrtností (Nikolaeva, 2021, Demant, 2010).

V Gdaňsku (Polsko) v letech 2013–2017 byla provedena analýza bezpečnosti tramvajového systému. Nejčastějšími příčinami zastavení nebo zkolabování dopravy byly kolize a nehody. V roce 2015 došlo k nárůstu počtu vykolejení, za který mohl špatný technický stav a údržba. Mezi nejběžnější kolize byly klasifikovány boční nárazy v místě křížení infrastruktury, druhou nejčastější příhodou bylo zranění chodců a cyklistů a méně častými byly čelní nárazy mezi dopravními prostředky. Více než 60 % incidentů bylo způsobeno řidiči automobilů a 15 % nehod zapříčinili chodci, cyklisté a běžci (Szmagliński, 2018). Studie provedené v USA (1999-2004) a Norsku, v městě Oslo (1986-1989) přišly k podobným výsledkům jako v Polsku. K nejčastějším střetům docházelo na křižovatkách, a to bočním nárazem aut do tramvají odbočujících vlevo (Guerrieri, 2018, Sagberg, 1997).

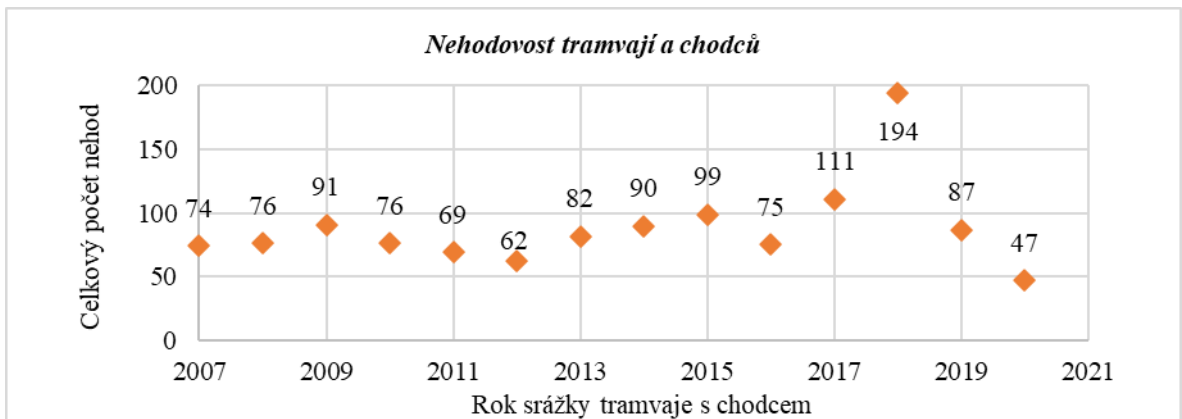
V Německu, pomocí multidetektorové počítačové tomografie (MDCT), byly hodnoceny typy a četnost zranění při nehodách po střetu tramvají s chodci, v období od září 2004 do prosince 2006. V té době bylo zraněno 18 chodců a všichni byli zařazeni do studie. Incidenty se staly během procházení kolejí, na zastávkách tramvají nebo v jejich blízkosti. U každého pacienta byla dostupná doba střetu, mechanismus nárazu, zajištěno prvotní vyšetření MDCT na diagnostiku zranění, laboratorní testy, včetně hladiny alkoholu v krvi. Více než polovina zraněných byli muži, u 77 % byla zvýšená hladina alkoholu v krvi. Vyšší počet nehod byl zaznamenán v zimních měsících (říjen-březen). Z celkového počtu byla 4 smrtelná zranění s úrazem hlavy neslučitelným se životem. Poranění hlavy byla nejčastější a vyskytovala se u 83 % p., trauma hrudníku u 65 % p. s plicními kontuzemi a zlomeninami žeber, méně často se vyskytovalo trauma páteře a amputace končetin jen u 4 pacientu (Demant, 2010).

Střety dětí s dopravními prostředky se stávají v dnešní době velmi častými. Jsou způsobeny nepozorností dětí, řidičů a nevhodnými podmínkami. V Rakousku, městě Graz, byla provedena studie v letech 1995–2000, během tohoto 5 - letého výzkumu shromáždili data o nehodách způsobených tramvají, automobilem a autobusem. Do studie bylo zařazeno 30 dětí, 2 z nich zemřely na těžké trauma hlavy a krku. Více než polovina dětí se zranila na cestě do/ze školy. Časový vrchol nehod byl zjištěn odpoledne kolem 14 hod., méně časté byly srážky v ranních a večerních hodinách. Průměrný věk dětí byl 9,5 roku. V typech poranění převažují zranění hlavy a dolních končetin. U 30 % dětí přetrvávají posttraumatické poruchy (Unger, 2002).

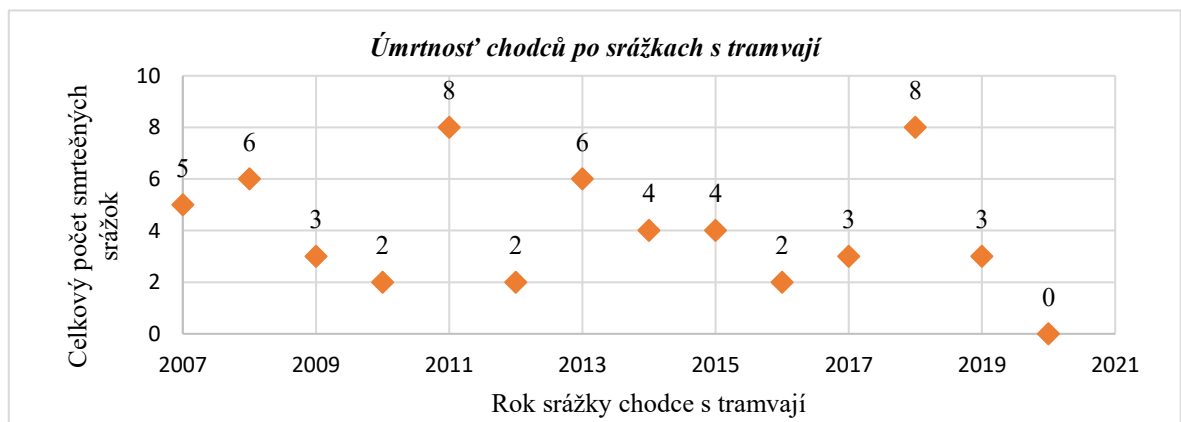
V Norsku, Oslu se pojetí bezpečnosti posledních let tramvajové dopravy zlepšuje a také zvyšuje. V 90. letech 20. st. tramvajová doprava činila 3 miliony vozokilometrů/rok. V průběhu let 1986–1996 došlo průměrně k 25. - 30. srážkám chodců, cyklistů /rok a průměrně k 600 incidentů s motorovými vozidly. V období 1982–1995 bylo zjištěno 10 smrtelných případů. Nejčastější příčiny vzniku nehody byla nepozornost chodce, vstupování na kolej při nedostatečné vzdálenosti blížící se tramvaje, nerespektování semaforů – přechod na červenou. Pravděpodobnost kolize v blízkosti tramvajové zastávky je 10krát vyšší než v průběhu kolejové tratě a 2/3 nehod byly způsobeny nepozorností chodců (Sagberg, 1997).

V České republice pomocí dat získaných z dopravního podniku hl. m. Prahy byly získány statistické údaje nehodovosti chodců a tramvají za období roků 2007–2020, obr.č.12. V této době došlo ke 1233 nehodám, 56 neslučitelných se životem, obr.č.13. V roce 2018 statistické údaje zaznamenaly nejvyšší počet nehod, 194 /rok. V roce 2011 a 2018 bylo zjištěno 8 smrtelných případů, což poukazuje na nejvyšší počet v letech 2007–2020. V

posledních 3 letech začaly vznikat osvětové kampaně, akce, opatření zaměřená na zvýšení bezpečnosti a prevence srážek tramvají s chodci, protože počet vážných střetů každým rokem rostl. V roce 2019 zaznamenaly o 60 % méně nehod (87 incidentů) než v předchozím roce 2018 a počet srážek stále klesá. V roce 2020 ani jedna srážka s tramvají neskončila smrtí chodce. Považuje se za nejbezpečnější za posledních 15 let (DICR, 2007–2020).



Obrázek č.12: Nehodovost tramvají a chodců (DICR,2007–2020)



Obrázek č.13: Úmrtnost chodců po srážkách s tramvají (DICR,2007–2020)

3 Cíle a výzkumné otázky práce, hypotézy

3.1 Cíle práce

Cíl č. 1: Jedným z cílů diplomové práce, teoretické části, je zpracování rešerše na základě tuzemské a zahraniční literatury, která pojednává o vlivu mechanické zátěže na lidskou hlavu.

Cíl č. 2: Cílem hlavní části diplomové práce je analýza získaných dat při experimentech crash-testu, s využitím tramvaje a testovací figuríny Hybrid III. Cílem dané analýzy je popis vlivu mechanické zátěže na lidskou hlavu při střetech v různých rychlostech, postavení figuríny a typech čel tramvajových souprav.

3.2 Úkoly práce

1. Vyhledání a zpracování literární rešerše z dostupných zdrojů na danou problematiku
2. Stanovení cílů experimentu, hypotéz a vědeckých otázek
3. Určení metodiky měření
4. Konkretizování a uskutečnění experimentu
5. Zpracování získaných experimentálních dat a vyhodnocení výsledků
6. Interpretace diskuse a závěru

3.3 Výzkumné otázky

Otázka č. 1: V jak velkém rozsahu budou zranění podle daných kritérií poranění AIS při rychlosti 5 km/h, 10 km/h, 15 km/h a 20 km/h při frontálním a sagitálním nárazu?

Otázka č. 2: Při jaké rychlosti, typu tramvaje a postavení figuríny (frontální/sagitální) je pravděpodobnost smrtelného nárazu?

3.4 Hypotézy

Hypotéza č. 1: Rychlost tramvaje má vliv na rozsah a vážnost zranění při porovnání AIS kritérii při frontálním i sagitálním nárazu.

Hypotéza č. 2: Tvar a konstrukce karoserie čelní kapoty tramvaje má vliv na rozsah a vážnost zranění při porovnání AIS kritérii při frontálním i sagitálním nárazu.

Hypotéza č. 3: Poloha figuríny vůči vozidlu má vliv na rozsah a vážnost zranění při porovnání AIS kritérii při nárazu.

4 Metodika práce

Diplomová práce je součástí 4-letého grantu, v rámci katedry biomechaniky a anatomie na UK FTVS pod vedením doc. PaedDr. Karla Jelena, CSc.

Název Grantu: GRANT OPVVV výzva 26, ANALÝZA NEHODOVÝCH DĚJŮ CHODEC TRAMVAJ - VALIDACE SIMULAČNÍCH MODELŮ (2019-2022)

Etická komise: simulace kolize tramvaj vs. chodec, byla provedena pomocí **figuríny** velikosti dospělého muže, bez živých objektů, na výzkum se **nevztahuje** nutnost žádat o souhlas etické komise.

Diplomová práce je složena ze dvou částí, a to teoretického úvodu do dané problematiky a vlastní experimentální činnosti.

V teoretickém úvodu je kladen důraz na zranění v oblasti hlavy, mechanismu nárazu a kritéria, která slouží k hodnocení daných poranění. Teoretická východiska práce jsou zpracována formou odborné literární rešerše. Jsou podkladem pro pochopení a provedení vlastního výzkumu. K vypracování byly použity zdroje v elektronické a papírové (tištěné) formě. Jednotlivé studie byly vyhledávány na základě různých kombinací klíčových slov, ze zahraničních i domácích zdrojů. Odborná literatura byla vyhledávána ve vědeckých databázích: Scopus, Web of Science, Medline, EBSCO, PEDro, PubMed a citována dle citační normy ČSN ISO 690.

Experimentální část popisuje provedení experimentů a analýzu dat získaných na měřicí koleji v dílnách DPP ve spolupráci UK FTVS provedením nárazových dějů. Provedené experimenty se soustřeďují na kontaktní nárazy s využitím tramvaje a chodce (Jasti 50% muž Hybrid III with pedestrian kit). Při daných experimentech jsou zaznamenávána data, která dynamicky a kinematicky charakterizují náraz čela tramvaje do figuríny. V naší práci se zaměřujeme jen na hodnocení zatížení hlavy, avšak měřena byla zatížení i ostatních tělesných segmentů. Tato data také nesou informace o pohybu hlavy po nárazu. Další získanou informací z daných experimentů je vliv parametrů na tento náraz. Při provedení experimentu byla dodržena základní bezpečnostní pravidla.

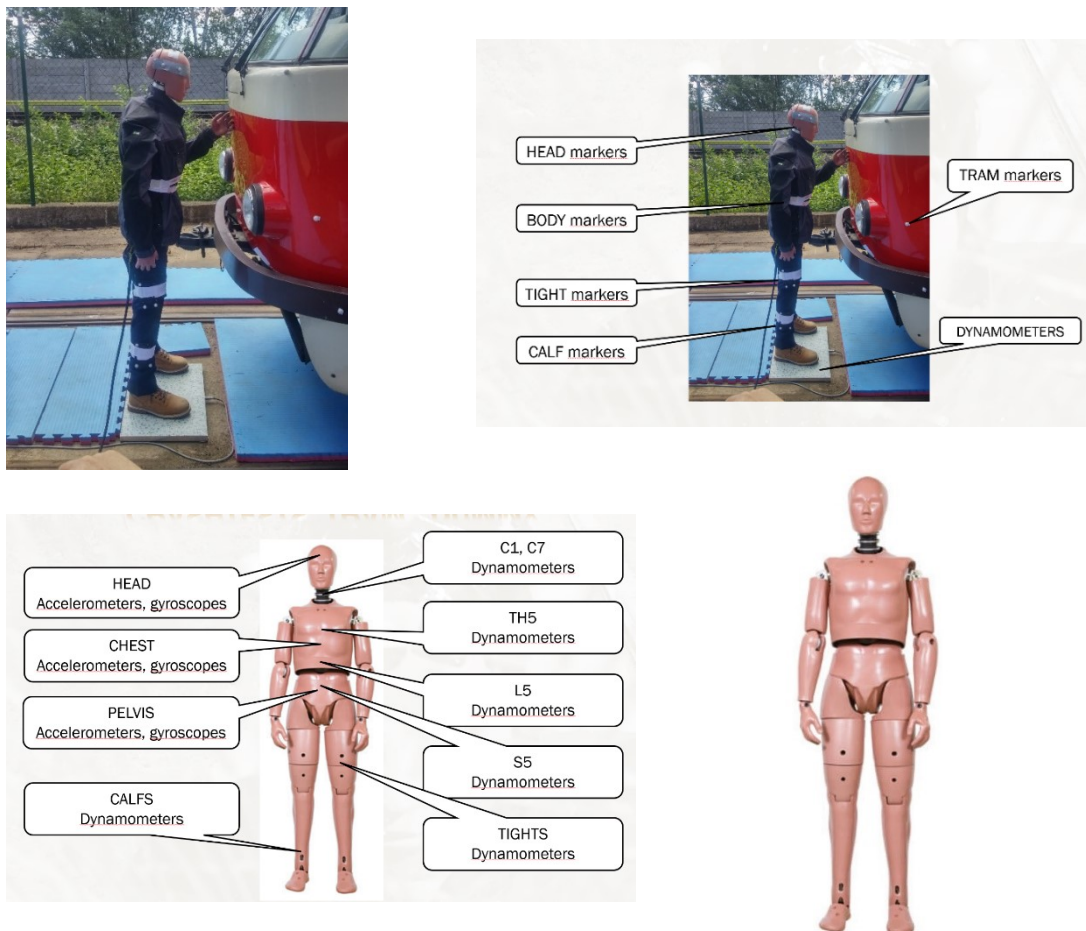
4.1 Popis použitých testovacích objektů, vybavení pro výzkum

Na plánované série nárazových zkoušek byly vybrány čtyři modely tramvají, můžeme vidět na obr.č.14. Diferenciace tramvají byla podle roku výroby a tvaru čela přední karoserie. Jako první byl na experiment použit nejstarší model tramvaje Tatra T03. Typ československé tramvaje, vyráběn od začátku 60. let do 90. let 20. století ČKD Praha v závodě Tatra Smíchov. Tento model odpovídá americké koncepci PCC (PCC koncepce byla zvolena USA, před 2. světovou válkou za nejlépe řešené tramvaje). Stala se nejprodávanějším kusem, během období jeho výroby, bylo prodáno více než 14 000 jednotek. Dalším typem tramvaje z minulého století je Tatra KT8D5, která byla vyrobena podnikem ČKD jako předchozí zmiňovaný model. Také byly přezdívány jako „kachny“ či „kačeny“, vzhledem k provedení jejich přední karoserie. Modernizace dopravní infrastruktury nám přinesla poslední, námi vybrané dva modely tramvají, typ Škoda T14 a T15. Jedná se o nízkopodlažní modely, vyrobené společností Škoda Transportation s.r.o. Škoda T14 od roku 2006 a pokročilejší typ Škoda T15, ty můžeme vidět o něco později, od roku 2010 na pražských tramvajových tratích. Obecně tramvaje váží okolo 35–45 tun bez cestujících.



Obrázek č.14: Modely tramvají, vlevo nahoře tramvaj T3, vpravo nahoře tramvaj KT8, vlevo dole tramvaj T14 a vpravo dole tramvaj T15 (autor fotografie Honza Groh)

Na místo chodce byla vybrána figurína, která se používá pro účely výzkumu a vývoje, jako je hodnocení zranění chodců/cyklisty/jezdců - **Jasti Hybrid III**, 50. percentil mužského pohlaví. Tento model představuje postavu průměrného muže. Pro měření srážky s tramvají byl doplněn „pedestrian kit“, který proměnil sedící figurínu na vzpřímenou. Harmonizovaný model HIII-50M, navržen v roce 2010, je kombinací komponentů společnosti First Technologies Safety Systems Inc. a Denton ATD Inc. a přístrojů určených ke snížení variací, viz obr.č.15.



Obrázek č.15: Ilustrační zobrazení figuríny Jasti Hybrid III (obrázek autora)

Pro záznam údajů byla použita tato zařízení: vysokorychlostní kamera se záznamovou frekvencí 10 000 fps pro záběr z boku, druhá vysokorychlostní kamera 500 fps pro záběr zepředu ve směru jízdy, kinematický systém Qualisys 3D v konfiguraci s osmi kamerami, 2 ploché dynamometry pro záznam kontaktních síl mezi podložkou a figurínou a zejména „in body“ měřící systém Kistler DTI. Tento systém je plně vestavěn do figuríny a při probíhajícím měření také plně autonomní. Obsahuje 64 jednotlivých měřících čidel se záznamovou frekvencí 20 000 Hz. Měřenými veličinami jsou 3D akcelerace a 3D rychlosti

otáčení hlavy, trupu a hýždí a momenty sil mezi jednotlivými segmenty opět ve všech 3 osách kartézského systému. Zejména z těchto dat jsou pak vypočítávána kritéria hodnocení poranění.

Délka železniční tratě, na které byl proveden experiment, měla přímočarý tvar a délku 200 m.

Použitá rychlost tramvaje na železniční trati byla 5 km/h, 10 km/h, 15 km/h a 20 km/h a postavení figuríny ve frontální a sagitální rovině k tramvaji.

Všechny senzory využitě při daných experimentech byly osazeny, kalibrovány a certifikovány. Využitě testovací figuríny jsou certifikovány výrobcem tak, že je zajištěna kompatibilita měření a tudíž je zajištěna kompatibilita naměřených dat za účelem porovnávání výsledků z různých světových laboratoří. Tato figurína je ovšem testována a certifikována pouze pro čelní (frontální) nárazy. Validace figuríny pro boční (sagitální) nárazy je zvláště provedena v laboratoři BEZ a není součástí mé práce.

4.2 Popis samotného experimentu

Experimenty byly realizovány od 10/2019 do 10/2020 v 6 měřicích blocích. Experimenty probíhaly na měřicí koleji v ústředních dílnách DPP, ve spolupráci UK FTVS, VUKV a.s., ŠKODA Transportatio, Advance Engineering a Dopravního podniku hl. města Prahy.

Figurína Hybrid III. byla postavena vzpřímeně čelem k tramvaji (frontální rovina) a poté stranou k tramvaji (sagitální rovina) v pozici střed vozu + $0.15 \cdot$ šířka vagónu. K zinscenované srážce došlo přibližně ve středu trati, jak již bylo výše popsáno, celková délka tratě měla 200 m. Primární kontakt byl různý podle typu tramvaje. Při každém typu tramvaje, dané rychlosti a postavení figuríny bylo provedeno jedno měření. Tento postup měření jsme opakovali u každého z modelů tramvají.

Při sběru dat jsme pomocí akcelerometrů získali údaje o zrychlení hlavy ve třech směrech x , y , z a z nichž x je paralelní se směrem pohybu tramvaje, y a z jsou kolmé k tomuto směru. Hodnoty zrychlení byly sbírány s frekvencí 20 000 Hz.

Příklad protokolu měření je uveden v příloze č. 1.

4.3 Zpracování dat

Získaná data o zrychlení hlavy ve třech rovinách x , y , z z provedeného experimentu simulace nárazových dějů tramvaj vs. chodec byly zpracovány s použitím aplikace Microsoft Office Excel 2007 určeným pro operační systém Windows. Měření nebyla opakována, takže z každého simulovaného nárazu je jeden časový záznam. Z naměřených dat zrychlení hlavy ve směru x , y , z jsme vypočítali velikost vektoru zrychlení jako:

$$a = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}$$

Základní charakteristika nárazového děje byla vypočtena pomocí Head Injury Criterion (HIC) a porovnána se škálou závažnosti poranění AIS, viz. v podkapitole 2.1.1(tab.č.1) a 2.1.2 (obr.č.4).

Pro výpočet byl použit vzorec:

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

Kde t_1 a t_2 jsou počáteční a konečný čas akceleračního pulsu a \hat{a} je normalizované zrychlení hlavy. To je vyjádřeno jako: $\hat{a} = \frac{a}{g}$, kde a je zrychlení hlavy a g je gravitační zrychlení (Gao,2010).

K získání hodnoty odhadu pravděpodobnosti rizika zranění nebo smrti klasifikované škálou AIS byl využit vzorec pravděpodobnosti zranění (resp. funkce rizika zranění) spojeného s výslednou hodnotou HIC_{15} navrženého Prasad a Mertz (Prasad a Mertz, 1985).

Pro výpočet byly použity vzorce:

$$P(AIS2) = 1/[1 + e^{(2,49+140/HIC15)-0,0069 \times HIC15}]$$
$$P(AIS3) = 1/[1 + e^{(3,39+140/HIC15)-0,00531 \times HIC15}]$$
$$P(AIS4) = 1/[1 + e^{(4,90+140/HIC15)-0,00501 \times HIC15}]$$

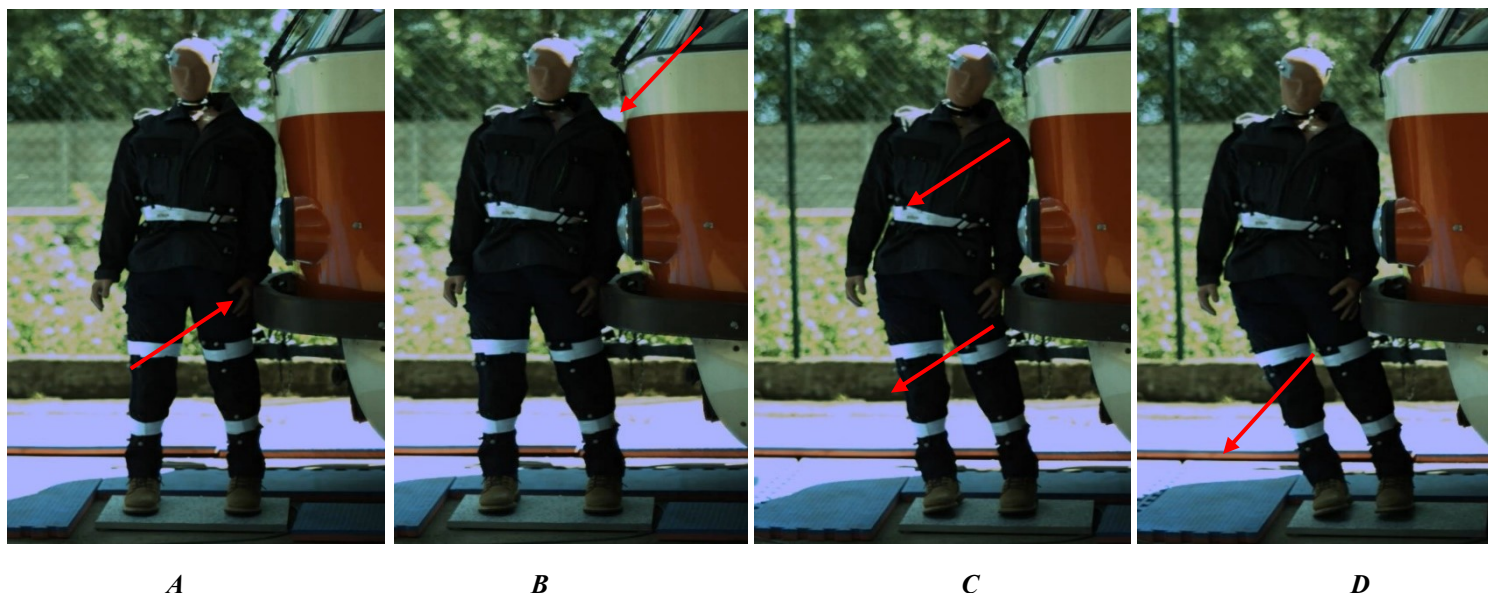
(Luján,2021,Mariotti, 2019).

Pro výpočet parametrů nebylo třeba použít žádný CFC filtr.

5 Výsledky

Cílem daného experimentu bylo posoudit potenciální zranění hlavy figuríny při frontálním a sagitálním nárazu tramvaje. Do výzkumu byly zahrnuty 4 typy tramvajových souprav (T3, KT8, T14, T15) a figurína Jasti Hybrid III. Měření bylo provedeno při 4 rychlostech (5 km/h, 10 km/h, 15 km/h, 20 km/h) a dvou směrech nárazu do statické polohy postavení modelu (frontální, sagitální směr). U daných parametrů bylo provedeno jedno měření. Všechny nárazové zkoušky byly zaznamenány na videozáznam vysokorychlostními kamerami, na základě kterých byla vytvořena tab.č.3 a 4.

Následující série obrázků dokumentuje průběh testu, na kterém můžeme vidět sagitální náraz tramvaje T03 při rychlosti 5 km/h do figuríny (obr.č.16). Část A nám znázorňuje primární kontakt tramvajového čela soupravy T03 do oblasti kyčelního kloubu figuríny, následuje sekundární náraz do oblasti ramenního kloubu, viz část B. V části obrázku C a D můžeme vidět odraz figuríny od čela tramvaje bez kontaktu s hlavou a pád směrem na podložku (šipky znázorňují popisované oblasti nárazu tramvaje do figuríny).



Obrázek č.16 A,B,C,D: Sagitální náraz tramvaje T03 při rychlosti 5 km/h do figuríny (obrázek autora)

V tab.č.3 můžeme vidět zaznamenaný kontakt nárazu tramvaje T03, KT8D5, T14, T15 do figuríny ve frontální rovině. Jak je vidět, u všech typů tramvajové soupravy došlo ke kontaktu s hlavou. V případě tramvaje KT8D5 a T03 se jedná o primární náraz do obličejové

části hlavy, který sledujeme při rychlosti soupravy KT8D5 10 km/h, 15 km/h a T03 5 km/h. U ostatních typů a rychlostí se jedná o následující, resp. sekundární náraz, kdy primární kontakt byl zaznamenán s jinou částí těla. U modernějšího typu přední kapoty tramvaje T14 a T15 primární náraz sleduje do pánevní oblasti těla. Pro typ tramvaje KT8D5 při rychlosti tramvaje 20 km/h bohužel videozáznam není znám. Platí i pro sagitální směr nárazu.

Tabulka č.3: Záznam kontaktu s hlavou figuríny a primárního nárazu tramvajové soupravy ve frontální rovině

Typ tramvaje	Rychlost tramvaje při náraze	Kontakt s hlavou ANO/NE	Primární náraz tramvaje
KT8D5	5 km/h	ANO	Hrudní oblast
	10 km/h	ANO	Hlava
	15 km/h	ANO	Hlava + hrudní obl.
	20 km/h	-	-
T03	5 km/h	ANO	Hlava + pánevní obl.
	10 km/h	ANO	Pánevní obl.
	15 km/h	ANO	Pánevní obl.
	20 km/h	ANO	Pánevní obl.
T14	5 km/h	ANO	Pánevní obl.+ obl. břicha
	10 km/h	ANO	Hrudní obl. + obl. břicha
	15 km/h	ANO	Pánevní obl.+ obl. břicha
	20 km/h	ANO	Pánevní obl.+ obl. břicha
T15	5 km/h	ANO	Pánevní obl.+ obl. stehna
	10 km/h	ANO	Pánevní obl.
	15 km/h	ANO	Pánevní obl.+ obl. stehna
	20 km/h	ANO	Pánevní obl.

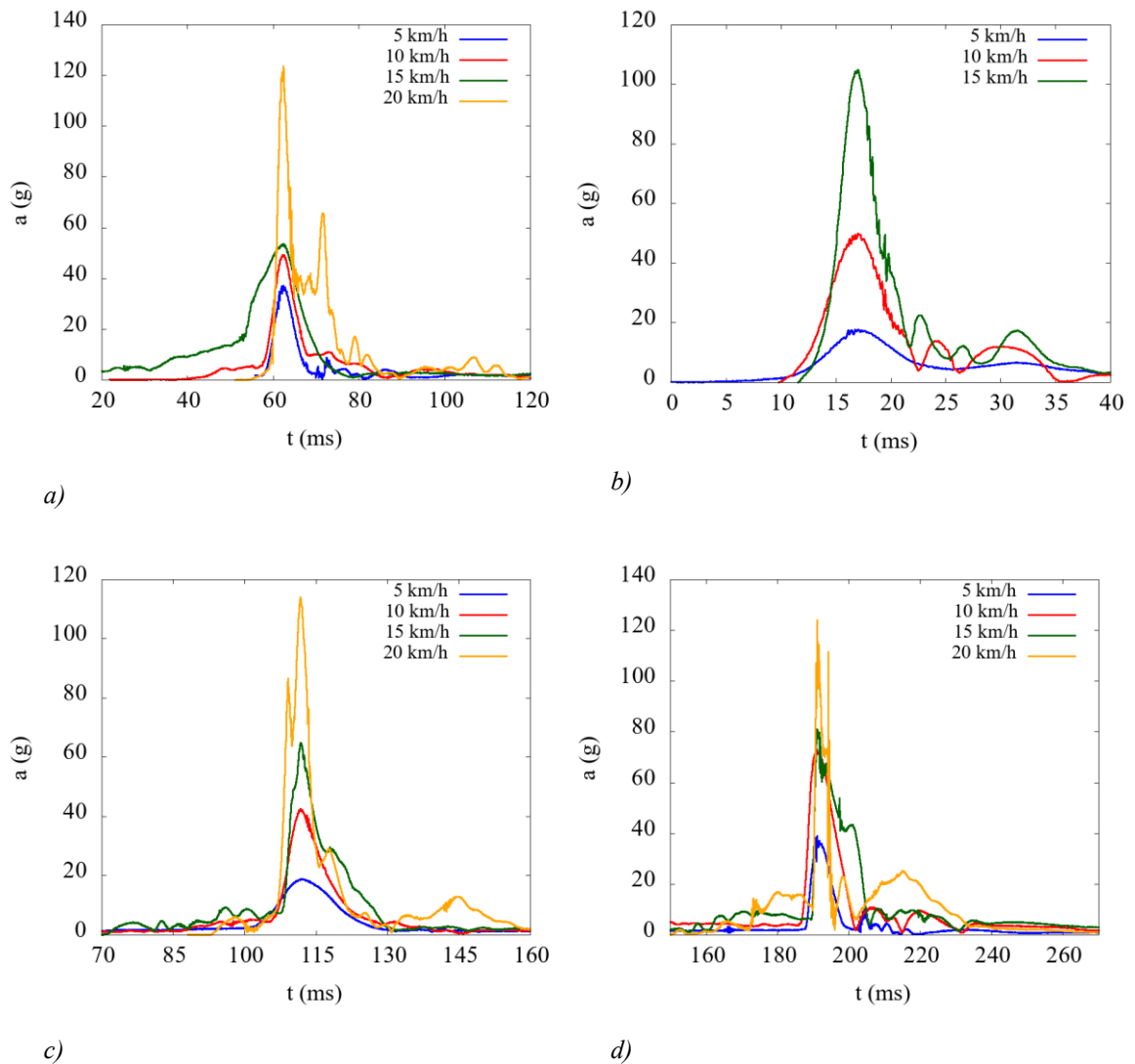
Tabulka č.4 nám uvádí záznam pořadí dějů primárního ataku a kontaktu s hlavou figuríny o tramvajové čelo soupravy T03, KT8, T14, T15 v sagitální rovině. Při sagitálních nárazech nedochází tak často ke kontaktu s hlavou jako při frontálním nárazu. Při sagitálním nárazu došlo ke kontaktu s hlavou jen ve třech případech. Sledujeme to při vyšších rychlostech tramvaje 15 km/h a 20 km/h při modernějším typu čela soupravy tramvaje T14 a T15. Ani v jednom z těchto případů nesledujeme prvotní kontakt o hlavu, ale jedná se až o následný náraz. Primární náraz ve většině případů sledujeme do pánevní a hrudní oblasti těla figuríny.

Tabulka č.4: Záznam kontaktu s hlavou figuríny a primárního nárazu tramvajové soupravy v sagitální rovině

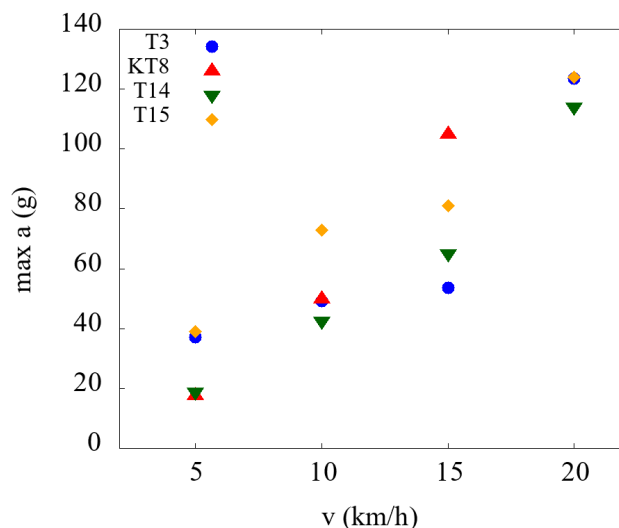
Typ tramvaje	Rychlost tramvaje při náraze	Kontakt s hlavou ANO/NE	Primární náraz tramvaje
KT8D5	5 km/h	NE	Obl. horní končetiny
	10 km/h	NE	Hrudní obl.
	15 km/h	NE	Obl. horní končetiny + obl. stehna
	20 km/h	-	-
T03	5 km/h	NE	Obl. horní končetiny + obl. stehna
	10 km/h	NE	Obl. horní končetiny + obl. stehna
	15 km/h	NE	Obl. horní končetiny + obl. stehna
	20 km/h	NE	Pánvoví obl.
T14	5 km/h	NE	Pánevní obl.
	10 km/h	NE	Obl. stehna + obl. KOK
	15 km/h	NE	Pánevní obl.
	20 km/h	ANO	Pánevní obl. + obl. KOK
T15	5 km/h	NE	Oblast KOK + obl. stehna
	10 km/h	NE	Pánevní obl.
	15 km/h	ANO	Pánevní obl.
	20 km/h	ANO	Pánevní obl.

Během nárazu tramvaje do figuríny byl zaznamenán časový záznam zrychlení, které působí na hlavu figuríny. Časový záznam byl vytvořen pro složky vektoru zrychlení ve směru x, y a z. Velikost vektoru zrychlení byla následně vypočtena dle uvedeného v podkapitole 4.3. Dané časové závislosti velikosti vektoru zrychlení pro primární frontální nárazy tramvajů typu T03, KT8D5, T14 a T15 jsou zobrazeny na obr.č.17 a-d. Ze zobrazených závislostí je vidět, že impulsy zrychlení hlavy mají relativně krátké trvání přibližně do 15 ms. Z časových závislostí zrychlení hlavy lze také pozorovat, že maximální hodnoty impulsů zrychlení se pro jednotlivé typy tramvajů se zvyšují se zvyšující se rychlostí tramvaje a v případě rychlosti tramvaje 20 km/h maxima dosahují přibližně 120 g. Závislost maximální hodnoty impulsu zrychlení působícího na hlavu figuríny na rychlosti jednotlivých typů tramvajů je zobrazena na obr.č.18. Jak lze vidět, nejvyšších hodnot je dosaženo u tramvaje typu T15 při rychlosti 20 km/h, avšak hodnota maxima pro typ T03 při stejné rychlosti nárazu je velmi blízká hodnotě maxima pro typ T15. Pro typ tramvaje KT8D5 bohužel data pro náraz při rychlosti tramvaje 20 km/h nejsou známa. Z dat je však patrné, že v případě nárazu při rychlosti tramvaje typu KT8D5 15 km/h je hodnota maxima zrychlení

podstatně vyšší než u ostatních typů tramvají. Pokud by byl tento trend zachován, tak nejvyšší hodnoty zrychlení působícího na hlavu figuríny při nárazu v rychlosti 20 km/h by se mohly předpokládat pro typ tramvaje KT8D5.

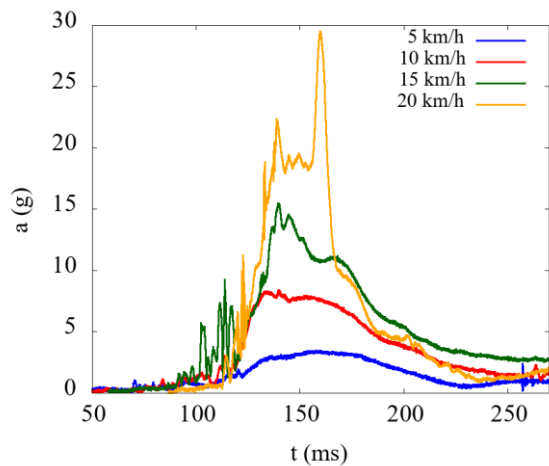


Obrázek č.17: Závislost zrychlení působícího na hlavu na čase pro frontální nárazy při indikovaných rychlostech tramvaje typu a) T3, b) KT8, c) T14 a d) T15

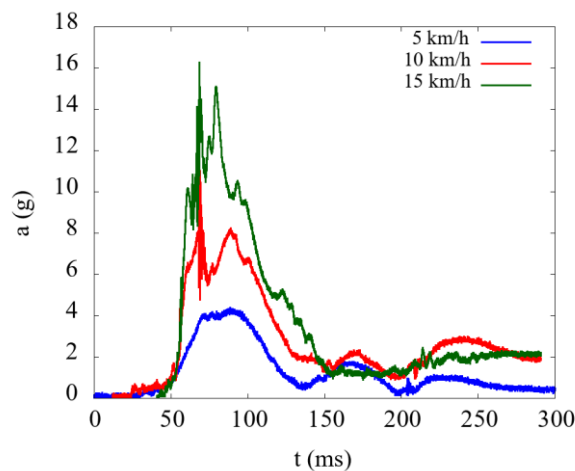


Obrázek č.18: Závislost maximální hodnoty zrychlení působícího na hlavu figuríny během nárazu na rychlosti tramvaje

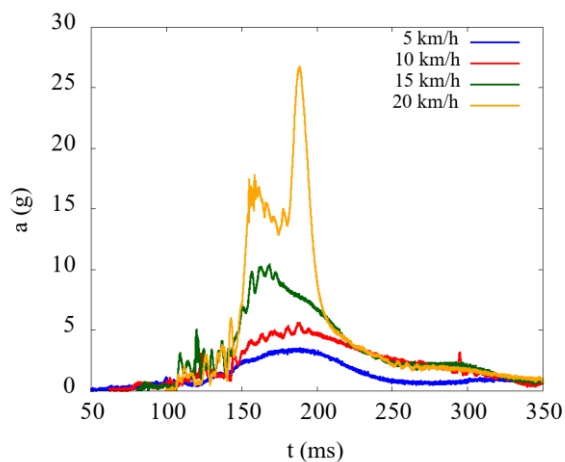
Časové závislosti velikosti vektoru zrychlení pro primární sagitální nárazy tramvají typu T3, KT8, T14 a T15 jsou zobrazeny na obr.č.19 a-d. Ze zobrazených závislostí lze vidět, že impulsy zrychlení působícího na hlavu figuríny mají odlišný charakter než v případě frontálních nárazů. Impulsy mají delší trvání, až několik desítek milisekund a maximální hodnoty velikosti vektoru zrychlení dosahují nižších hodnot než v předchozím případě, což lze vidět na obr.č.20. Jako v případě frontálních nárazů, maximální hodnoty velikosti vektoru zrychlení působícího na hlavu figuríny při nárazu stoupají se zvyšující se rychlostí tramvaje. Určité odlišnosti je však možné pozorovat u tramvaje T15 při rychlostech 15 km/h a 20 km/h, kdy je impuls zrychlení časově relativně krátký a maximální hodnota velikosti vektoru zrychlení je vyšší než u ostatních typů tramvají. Data pro případ nárazu typu tramvaje KT8D5 při rychlosti 20 km/h jsou, jako v předchozím popisovaném případě, nedostupná.



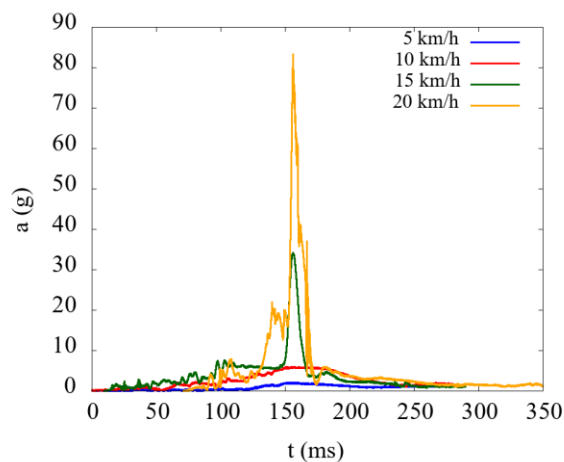
a)



b)

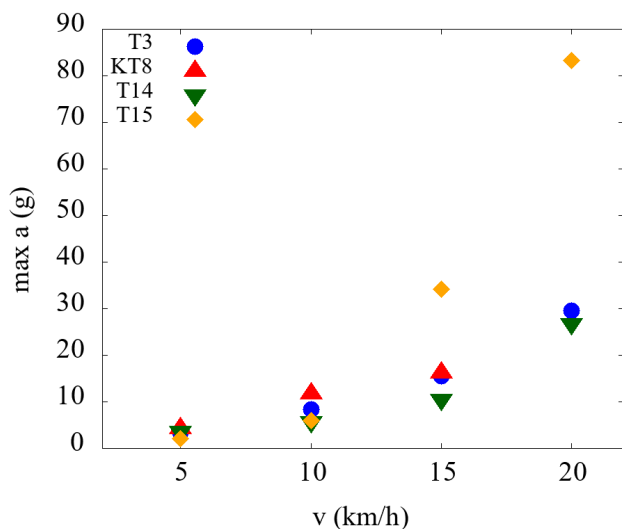


c)



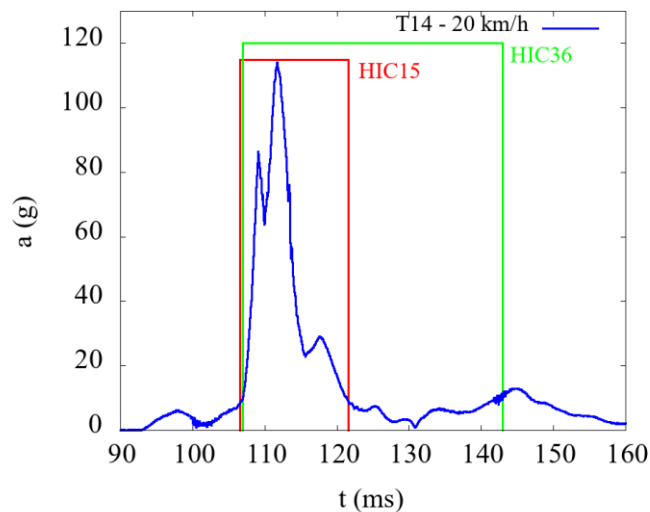
d)

Obrázek č.19: Závislost zrychlení působícího na hlavu od času pro sagitální nárazy při indikovaných rychlostech tramvaje typu a) T3, b) KT8, c) T14 a d) T15



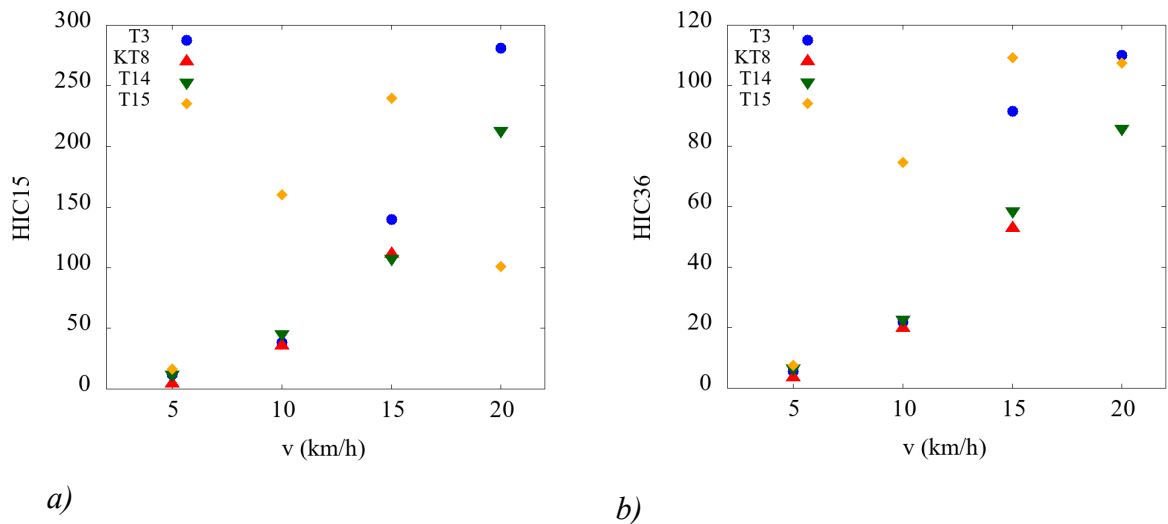
Obrázek č.20: Závislost maximální hodnoty zrychlení působícího na hlavu figuríny během nárazu na rychlosti tramvaje

Ke kvantifikaci účinků nárazu tramvaje na hlavu figuríny se využilo kritérium HIC (Head Injury Criterion), které je blíže popsáno v druhé kapitole. Hodnoty HIC byly vypočteny z výše uvedených časových závislostí velikosti vektoru zrychlení hlavy figuríny podle vztahu uvedeného v podkapitole 4.3. HIC je integrální hodnotou, která zohledňuje efekt zrychlení působícího na hlavu figuríny, ale také trvání (časový interval) působící akcelerace. Hodnoty HIC byly vypočteny pro časový interval 15 ms (HIC_{15}) a 36 ms (HIC_{36}). Dané časové intervaly jsou nejpoužívanějšími intervaly v literatuře. Na obr.č.21 lze vidět časový záznam velikosti vektoru zrychlení pro případ nárazu tramvaje T14 při rychlosti 20 km/h a znázorněné časové intervaly 15 ms a 36 ms. Vyznačeny jsou oblasti časové závislosti, kde bylo dosaženo maximální hodnoty integrálu.



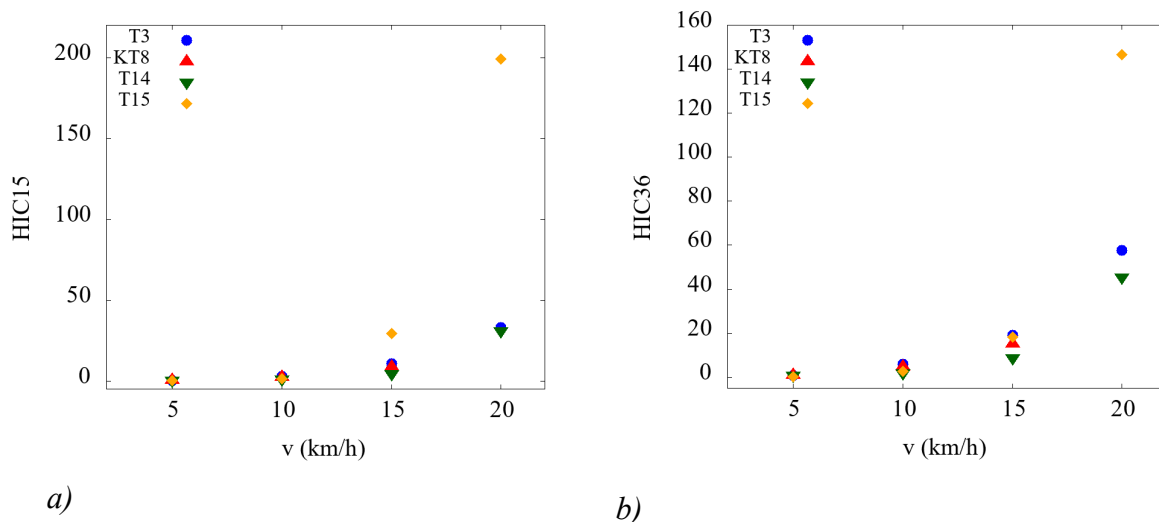
Obrázek č.21: Příklad zvoleného časového intervalu při výpočtu hodnoty HIC_{15} a HIC_{36}

Vypočtené hodnoty HIC_{15} a HIC_{36} pro případ frontálních nárazů jednotlivých typů tramvají v závislosti na rychlosti tramvaje při nárazu do figuríny jsou zobrazeny na obr.č.22 a,b. Jak lze vidět, hodnoty HIC_{15} a HIC_{36} narůstají se zvyšující se rychlostí tramvaje u typů tramvají T03, KT8D5 a T14. V případě tramvaje T15 vidíme signifikantní pokles hodnoty HIC_{15} při rychlosti tramvaje 20 km/h a velmi malý, téměř zanedbatelný, pokles hodnoty HIC_{36} při stejné rychlosti tramvaje. Nejvyšších hodnot HIC_{15} a HIC_{36} bylo dosaženo u tramvaje typu T3 při rychlosti 20 km/h. Vzhledem k povaze impulsů zrychlení působícího na hlavu figuríny při nárazu (relativně krátké pulzy do 15 ms) je vhodnější při dalším hodnocení efektu nárazu na hlavu figuríny uvažovat hodnoty HIC_{15} .



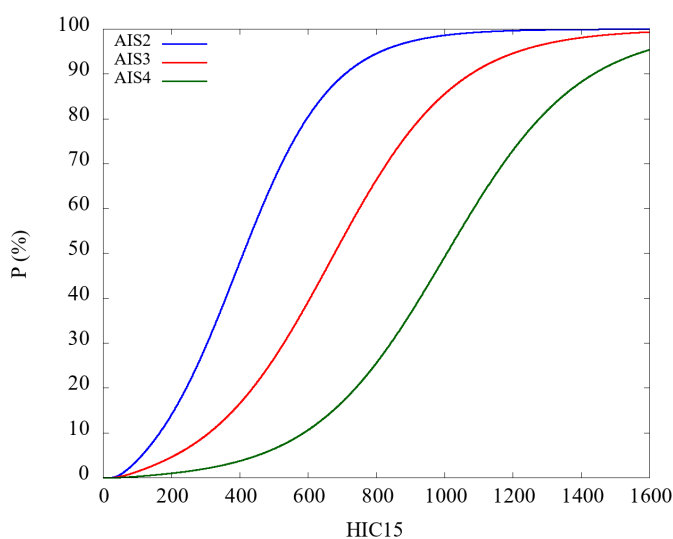
Obrázek č.22: Vypočtené hodnoty a) HIC_{15} a b) HIC_{36} pro případ frontálních nárazů pro jednotlivé typy tramvají v závislosti na rychlosti tramvaje

Vypočtené hodnoty HIC_{15} a HIC_{36} pro případ sagitálních nárazů jednotlivých typů tramvají v závislosti na rychlosti tramvaje při nárazu do figuríny jsou zobrazeny na obr.č.23 a,b. Tak jako v předchozím případě, hodnoty HIC_{15} a HIC_{36} rostou spolu se zvyšující se rychlostí. Maximální hodnoty HIC_{15} a HIC_{36} jsou dosaženy pro typ tramvaje T15 a náraz v rychlosti 20 km/h, které jsou signifikantně vyšší než v případě sagitálních nárazů ostatních typů tramvají. Vzhledem k povaze impulsů zrychlení působícího na hlavu figuríny při nárazu, které jsou u většiny typů tramvají delší než 36 ms, by bylo možno vhodnější při dalším hodnocení efektu nárazu na hlavu figuríny uvažovat hodnoty HIC_{36} . Avšak, impuls zrychlení působícího na hlavu figuríny pro nejvyšší hodnotu HIC_{15} a HIC_{36} je relativně krátký (<36ms) a hodnoty pro ostatní typy tramvají jsou signifikantně nižší.



Obrázek č.23: Vypočtené hodnoty a) HIC_{15} a b) HIC_{36} pro případ sagitálních nárazů pro jednotlivé typy tramvají v závislosti na rychlosti tramvaje

S využitím tzv. Prasad-Mertzových křivek lze také určit pravděpodobnosti zranění hlavy charakterizované pomocí škály AIS z vypočtených hodnot HIC_{15} a HIC_{36} . Škála AIS hodnotí závažnost poranění hlavy a je blíže popsána v podkapitole 2.3.1. Pro výpočet pravděpodobností zranění jednotlivých stupňů škály AIS z HIC_{15} a HIC_{36} byly využity vztahy uvedené v podkapitole 2.3.1. Prasad-Mertzové křivky pro HIC_{15} a pro kategorie AIS2, AIS3 a AIS4 jsou zobrazeny na obr.č.24.



Obrázek č.24: Prasad-Mertzové křivky pro HIC_{15} a pro kategorie AIS2, AIS3 a AIS4

V tab.č.5 jsou uvedeny vypočtené hodnoty HIC_{15} a hodnoty pravděpodobnosti zranění pro AIS2, AIS3 a AIS4 pro jednotlivé typy tramvají a jednotlivé rychlosti tramvají při frontálním nárazu tramvaje do figuríny. Jak je vidět pravděpodobnost závažných zranění je při nízkých rychlostech nulová, nebo velmi nízká a narůstá se zvyšující se rychlostí tramvaje. Nejvyšší pravděpodobnost pro zranění hlavy AIS ≥ 2 je pro typ tramvaje T03 při rychlosti 20 km/h.

Tabulka č.5: Vypočítané hodnoty HIC_{15} a pravděpodobnosti zranění hlavy charakterizované škálou AIS pro jednotlivé typy tramvají a rychlosti frontálního nárazu. Jednotlivé pravděpodobnosti jsou uvedeny v procentech

Rychlost	Typ tramvaje	HIC_{15}	AIS2	AIS3	AIS4
5 km/h	T03	11.77	0.00	0.00	0.00
	KT8D5	4.32	0.00	0.00	0.00
	T14	11.79	0.00	0.00	0.00
	T15	16.21	0.00	0.00	0.00
10 km/h	T03	38.41	0.28	0.11	0.02
	KTD58	35.91	0.22	0.08	0.02
	T14	45.10	0.51	0.19	0.04
	T15	159.98	9.44	3.18	0.69
15 km/h	T03	139.56	7.38	2.53	0.55
	KT8D5	111.38	4.84	1.70	0.37
	T14	107.52	4.52	1.60	0.35
	T15	239.67	19.46	6.29	1.36
20 km/h	T03	281.22	25.97	8.36	1.82
	KT8D5	-	-	-	-
	T14	213.02	15.74	5.14	1.11
	*T15	101.06	4.0	1.42	0.31

*T15 (20 km/h) snížení hodnoty nastalo nejspíše na základě destrukce čelního skla a tím změnou průběhu impaktu. Kinetická energie byla částečně disipována do dislokací, prasklin skla, a poté se v průběhu impaktu razantně změnily jeho materiálové vlastnosti („změklo“).

V tab.č.6 jsou uvedeny vypočtené hodnoty HIC_{15} a hodnoty pravděpodobnosti zranění pro AIS2, AIS3 a AIS4 pro jednotlivé typy tramvají a jednotlivé rychlosti tramvají při sagitálním nárazu tramvaje do figuríny. Vzhledem k velmi nízkým hodnotám HIC_{15} jsou pravděpodobnosti zranění kategorie AIS ≥ 2 téměř nulové, až na případ typu tramvaje T15 při 20 km/h.

Tabulka č.6: Vypočtené hodnoty HIC_{15} a pravděpodobnosti zranění hlavy charakterizované škálou AIS pro jednotlivé typy tramvají a rychlosti sagitálního nárazu. Jednotlivé pravděpodobnosti jsou uvedeny v procentech

Rychlost	Typ tramvaje	HIC₁₅	AIS2	AIS3	AIS4
5 km/h	T03	0.30	0.00	0.00	0.00
	KT8D5	0.52	0.00	0.00	0.00
	T14	0.31	0.00	0.00	0.00
	T15	0.07	0.00	0.00	0.00
10 km/h	T03	2.68	0.00	0.00	0.00
	KT8D5	2.33	0.00	0.00	0.00
	T14	0.86	0.00	0.00	0.00
	T15	1.21	0.00	0.00	0.00
15 km/h	T03	10.59	0.00	0.00	0.00
	KT8D5	8.77	0.00	0.00	0.00
	T14	4.42	0.00	0.00	0.00
	T15	29.45	0.09	0.03	0.01
20 km/h	T03	33.04	0.15	0.06	0.01
	KT8D5	-	-	-	-
	T14	30.77	0.11	0.04	0.01
	T15	199.11	13.95	4.58	0.99

6 Diskuse

Hlavním cílem diplomové práce je vyhodnocení získaných dat při experimentech s využitím tramvaje a testovací figuríny Justi Hybrid III a popis vlivu mechanické zátěže na lidskou hlavu při střetech v různých rychlostech, postavení figuríny a typech čel tramvají.

6.1 Diskuse k výsledkům práce, hypotézám a výzkumným otázkám

Grafickou interpretaci příkladu primárního kontaktu nárazu tramvajové soupravy můžeme vidět na obr. 16 A,B,C,D. Výsledky bezkontaktního a kontaktního nárazu hlavy o tramvajové čelo při zadaných kritériích na základě videozáznamů je zpracováno v tab.č.3 a 4. Výsledky nárazu tramvaje do figuríny můžeme interpretovat tak, že ve většině případů primární náraz absorbovala jiná oblast těla při sagitálním i frontálním postavení. Jen ve třech případech byl zaregistrován prvotní náraz do obličejové části hlavy ve frontální rovině, a to při relativně nízkých rychlostech nárazu. Tento primární náraz do hlavy figuríny byl zaznamenán u typu KT8D5 (10 km/h a 15 km/h) a T03 (5 km/h). Nebyly zaznamenány horší výsledky primárního kontaktu do hlavy při hodnocení kritériem HIC (viz. tab.č.5), jako výsledky zjištěné bez přímého kontaktu hlavy při impaktu v porovnání s ostatními typy tramvají. Při frontálním postavení figuríny sledujeme náraz hlavy ve všech případech, narozdíl od sagitálního postavení figuríny při nárazu. V tomto případě nedochází ani k jednomu prvotnímu kontaktu tramvajového čela s hlavou. Kontakty jsou sekundárního charakteru, při vyšších rychlostech, modernějším tvaru a konstrukce karoserie čelní kapoty typu T14 a T15, zatímco ve frontálním směru byly signifikantní přední karoserie tramvají starších prototypů.

Světová literatura zabývající se nárazovými zkouškami tramvaje s chodcem v podobě experimentů a simulací je velmi okrajová. Ke konfrontování výsledků experimentu budou použity články zabývající se nárazovými zkouškami všech dopravních prostředků (automobily, autobusy vs. chodci, cyklisté) hodnotící Head injury criterion a škálu poranění AIS při relevantních rychlostech a směrech nárazu. Nejčastějším typem byly experimenty v podobě počítačových simulací.

Na základě vypočtených hodnot HIC, jsme určili pravděpodobnost zranění hlavy klasifikované škálou abbreviated injury scale (AIS), tab.č. 5 a 6. Při výpočtu Head Injury Criterium jsme použili hodnotu HIC_{15} , vzhledem ke krátkému trvání impulzů zrychlení působícího na hlavu figuríny při nárazu, viz. obr.č.23.

Hypotézy č. 1, 2, 3 budeme interpretovat z tab.č. 3,4,5 a 6.

Hypotéza č. 1: Rychlost tramvaje má vliv na rozsah a vážnost zranění při porovnání AIS kritérii při frontálním i sagitálním nárazu.

Rychlost tramvaje má vliv na velikost a vážnost zranění jak při sagitálním, tak i frontálním nárazu. Pravděpodobnost vážnějšího zranění nám roste se zvyšující se rychlostí u všech typů ve frontální rovině nárazu postavení figuríny. Avšak pravděpodobnost vážnějšího zranění je při našich nízkých rychlostech nulová nebo velmi nízká. Nejvyšší pravděpodobnosti zranění dosahujeme při nejvyšší rychlosti tramvaje 20 km/h, pro typ tramvajové soupravy T03 (nejstarší model), kde dosahujeme klasifikace $AIS \geq 2$, hodnotu 25 %. V případě tramvaje typu T15 můžeme vidět nepoměr se zvyšující se rychlostí a pravděpodobností zranění AIS. Při 20 km/h ($AIS \geq 2 - 4\%$) dochází ke poklesu hodnoty vážnosti zranění než při rychlosti 15 km/h ($AIS \geq 2 - 20\%$).

Hodnoty pravděpodobnosti zranění stupně AIS 2 při sagitálním nárazu je téměř ve většině případů nulová až na jeden případ. Kvalifikace AIS stupně 3 a výše v našich výsledcích nemá signifikantní význam. Model tramvajového čela soupravy T15 považujeme za nejmodernější typ, se kterým jsme my prováděli experimentální část. Nejvyšší pravděpodobnost dosažení zranění kategorie $AIS \geq 2$ dosahuje při nejvyšší rychlosti 20 km/h hodnotu pravděpodobnosti 14 %. Představuje nižší hodnoty, než vidíme při frontálních nárazech.

Hypotéza č. 2: Poloha figuríny vůči vozidlu má vliv na rozsah a vážnost zranění při porovnání AIS kritérii při nárazu.

Interpretací jsme zjistili, že sagitální náraz na základě našich výsledků je bezpečnější pro účastníka dopravní nehody v porovnání s frontálním směrem nárazu. Podle autorů Hayes a kol. (2007) za vážnější zranění hlavy charakterizované stupnicí AIS můžeme považovat stupeň AIS 3, který odpovídá hodnotě HIC v rozsahu 900–1254, což vykazuje při skóre 1000 pravděpodobnost poranění hlavy 50–60 % (AIS, 2015, Hayes,2007). Z výsledků frontálního

i sagitálního nárazu (tab.č.5 a 6) je zjištěna velmi malá pravděpodobnost dosažení, tak vážného zranění. Nejvyšší hodnota, kterou jsme obdrželi je 9 % pravděpodobnosti úrovně $AIS \geq 3$ při frontálním nárazu, 20 km / h, tramvaje typu T3. Při sagitálních nárazech jsme takových hodnot neměřili. Nejvyšší hodnota, kterou jsme získali, je 5 % pravděpodobnost $AIS \geq 3$, u typu T15, rychlosti 20 km/h. V obou případech se jednalo o nejvyšší rychlost nárazu tramvaje do figuríny.

Rozsah zranění při rychlostech 5–20 km/h a daných kritériích, poranění hlavy klasifikované škálou AIS, při frontálním i sagitálním nárazu by neměl dosáhnout vyššího stupně než $AIS \geq 2$. Zranění bychom mohli považovat za méně vážná. Z tohoto zjištění nám vyplývá, že pravděpodobnost smrtelného nárazu při našich nízkých rychlostech, typech tramvají a postavení figuríny nebyl zjištěn. Hodnota charakterizovaná stupnicí AIS neslučitelná se životem a předpovídající smrt je označena jako AIS 6, avšak s každým jedním stupněm narůstá (AIS,2005).

Výsledky pravděpodobnosti zranění při stejných rychlostech nárazu a postavení figuríny odpovídají dosavadním zjištěním studií v oblasti automobilového průmyslu, se zařazením aut, autobusov.

Například studie autorův Golfo a kol. (2019) ve své publikaci studuje podmínky nárazu dospívajícího chodce s autobusem se zaměřením na oblast hlavy a hrudníku vytvořené simulací. Analýzu rizika poranění hlavy hodnotili parametry HIC_{15} a škálou AIS (pravděpodobnost AIS_{3+} , AIS_{4+}). Při měření použili i vyšší rychlosti nárazu až do 50 km/h. Výsledky studie ukazují přibližně shodné údaje při nižších rychlostech nárazu frontálním i sagitálním. Pravděpodobnost zranění na škále $AIS \geq 3$ a $AIS \geq 4$ při sagitálním nárazu, rychlosti 15-20 km/h je nulová, což koreluje s našimi výsledky experimentu (tab.č.6). Ve frontálním směru shledáváme rozdíl u dvou typů tramvají (T15 (15 km/h) a T03 (20 km/h)), kde pravděpodobnost dosažení zranění $AIS \geq 3$ se relativně zvyšuje. U ostatních zkoumaných objektů / typů tramvají i autobusu pravděpodobnost na škále $AIS \geq 3$ a $AIS \geq 4$ je velmi nízká až nulová. Při vyšší rychlosti autobusu 40 km/h a 50 km/h je pravděpodobnost více než 90 % na stupnici $AIS \geq 3$ a $AIS \geq 4$ (Golfo, 2019). Stejných výsledků shledáváme i ve studii Han et al. (2012) hodnotících stupen zranění AIS_{4+} při rychlosti nárazu 20 km/h. Při analýze byly použity čtyři typy vozidel s postavením figuríny v sagitální rovině. Riziko poranění hlavy AIS_{4+} se zvýšilo v důsledku zvýšení rychlosti

nárazu od 40 do 50 km/h. Také poukázali, že na riziko zranění má vliv tvar a konstrukce vozu (Han, 2012).

Podmínky nárazu simulace srážky byly také hodnoceny v rámci studie Mariotti a kol. (2014). V uvedeném případě se jednalo o střet automobilu střední třídy (sedan) s figurínou dospívajícího chodce za účelem zjištění parametrů poranění oblasti hlavy a hrudníku. Zkoušky byly provedeny při vyšších rychlostech než 20 km/h. Nicméně, při 20 km/h rychlosti sledujeme korelaci výsledků frontálního i sagitálního nárazu jako u výše uvedeného střetu s autobusem se všemi uvedenými fakty. Pravděpodobnost zranění AIS ≥ 3 a AIS ≥ 4 je nulová, jen ve frontálním směru nárazu tramvaje sledujeme rozdíl. Se zvyšující rychlostí automobilu (40-50 km/h) roste procento pravděpodobnosti rizika zranění AIS $\geq 4-5$. Rychlost automobilu 30 km/h vykazuje přibližnou shodu pravděpodobnosti AIS ≥ 2 , srovnatelnou ve frontálním směru nárazu s tramvajemi jedoucími rychlostmi do 20 km/h (Mariotti, 2014).

V analýze životně důležitých částí lidského těla (hlava, hrudník) pokračovaly i v roce 2019, autoři Mariotti, Carollo et al. Zkoumali srážku osobního automobilu typu SUV/ sportovní užitkový vůz SUV a figuríny s postavou teenagera vytvořenou simulací. Kromě hodnocení výše uvedených částí, analyzovali i vliv poranění mechanické zátěže na oblast stehenní kosti. Použité rychlosti byly v rozmezí 20–50 km/h. Přičemž při 20 km/h dosáhnou max. pravděpodobnost zranění AIS ≥ 1 v obou směrech nárazu (frontální i sagitální). Důležitým poznatkem studie bylo zjištění, že tvar čelní kapoty automobilu bude mít velký vliv a význam při poranění hlavy nebo jiných částí těla (Mariotti, Carollo, 2019).

Hypotéza č. 3: Tvar a konstrukce karoserie čelní kapoty tramvaje má vliv na rozsah a vážnost zranění při porovnání AIS kritérii při frontálním i sagitálním nárazu.

Modernizace tramvajových tratí a samotných souprav z pohledu použitého materiálu, úpravy hmotnosti za účelem jejího snížení, designu přední karoserie a mnohého dalšího by měla přispět ke zlepšení bezpečnosti a zvýšení spolehlivosti tramvajové dopravě na silnicích (Špirk,2021, Lopot,2019, Weber,2015, Hynčík, 2008, Grzebieta et Rechnitzer, 2000). Můžeme tedy předpokládat, že tvar a konstrukce karoserie bude mít zásadní vliv na rozsah a vážnost zranění.

V experimentální studii srovnávající srážku bočního nárazu „chodce“ mezi tramvajovou soupravou T6A5 ČKD s klasickým předkem a vytvořenou počítačovou simulací s moderním designem přední karoserie bylo zjištěno, že způsob, jakým přední

nárazník formuje oběť nárazu, má zásadní vliv na riziko zranění chodce. Hodnota HIC kritéria při simulaci byla podstatně nižší než při nárazu se soupravou s klasickým předkem (Lopot, 2019). Úpravu designu předního čela tramvají ve své publikaci popisovali i Špirk et kol. (2021). Materiálová změna čelního skla, zvýšení sklonu a snížení výšky přední karoserie tramvaje může vést k opatřením k zabránění srážky hlavy nebo snížení nárazové rychlosti hlavy při střetu a snížení počtu smrtelných nehod na kolejový trati (Špirk, 2021).

Na základě výše uvedeného článku, bychom mohli předpokládat, že starší modely tramvají s kolmým čelem T03 a KT8D5 budou díky vzhledu sledovat horší parametry výsledků než u moderního designu se zahnutým čelem přední karoserie tramvají, který sledujeme u T14 a T15 (obr.č.16). Z konkrétních parametrů toto tvrzení není u nás tak výrazně, a tudíž nelze jej potvrdit, ani jej vyvrátit. Při sagitálním nárazu můžeme tvrdit, že vliv na rozsah a vážnost zranění nemá až tak zásadní vliv tvar a konstrukce karoserie tramvajového předku. Model T15 vykazuje horší parametry zranění při 20 km/h než starší model T03. Model T03 a T14 při rychlosti 20 km/h dosahují přibližně podobných výsledků úrovně možného zranění. Kdežto při frontálním směru nárazu sledujeme rozdíly. Při rychlosti 5 km/h jsou kritéria zranění hlavy přibližně totožná jak u starších modelů, tak u moderního designu. Při rychlosti 10 km/h výrazný rozdíl vidíme u typu T15 (moderní typ čela), také při rychlosti 15 km/h. Jen v jednom případě, při rychlosti 20 km/h dosahuje vážnějšího zranění nejstarší model karoserie tramvaje T03.

Na základě našich výsledků, tvar a konstrukce čela karoserie dle data výroby tramvaje, nemá až tak zásadní vliv na rozsah a vážnost zranění oblasti hlavy při našich zvolených parametrech.

Výzkumem bezpečnosti tramvají se zabývali již v roce 2000 v Melbourne a snažili se zvýšit bezpečnost při srážkách s účastníky silničního provozu. Kdežto, považovaly tramvaje pohybující se na tratích za velmi agresivní a nebezpečné stroje svým mohutným vzhledem a konstrukčním sestavením. Simulovali boční náraz tramvaje do auta a figuríny postavy dospělého muže (simulační program Madymo), s použitím různých typů výplně a délky nárazníku za účelem zjištění, zda závažnost nárazu by se mohl snížit přepracováním přední strany tramvaje. V případě nárazu chodců, bylo zjištěno, že navržená výplň pomáhá snížit zranění hlavy při bočním nárazu, hodnoty HIC výrazně klesly (Grzebieta et Rechnitzer, 2000). Simulací předního blatníku, jeho umístěním a různými typy jeho složení s cílem snížit riziko zranění se zabývali i ve studii z roku 2008, kde využili geometrii modelu tramvaje

vytvořenou škodou Transportation s.r.o. a model figuríny ROBBY dospělé osoby a dítěte (Hynčík, 2008).

Vývoj principů designu pro optimalizované nebo nové přední čelo tramvaje, z hlediska snížení rizika zranění chodců je alternativním nebo spíše doplňkovým opatřením pasivní bezpečnosti (Weber,2015). Weber a kol. ve své publikaci definovali doporučení zlepšení bezpečnosti chodců i ostatních účastníků cestního provozu změnou umístění a designu konstrukčních dílů předních čel tramvají v simulačním prostředí Madyno s využitím 50. percentil mužského pohlaví a figuríny 6letého dítěte (Weber,2015).

Výše uvedená fakta výsledků experimentu srážky tramvaje s figurínou velikosti průměrného chodce nám vypověděla tato zjištění. Frontální nárazy budou za každých okolností kontaktní s čelem tramvajové soupravy. Se zvyšující rychlostí tramvaje se zvyšuje i riziko zranění hlavy v obou směrech nárazu. Frontální náraz bude mít horší dopad na zranění chodce, ale tvar a konstrukce karoserie nebude mít velký vliv na rozsah a vážnost zranění u vybraných typů tramvají. Zranění dosažená při experimentu nepřesáhnou vyšší stupeň zranění kategorie AIS ≥ 2 . Byla by to jen velmi malá pravděpodobnost. Abychom dosáhli pravděpodobnosti smrtelného nárazu, museli bychom provést experiment při vyšších rychlostech.

6.2 Diskuse k metodě získání dat

K získání a nahrání testovacích dat byla použita čidla, senzory a měřící technologie schopná zaznamenávat data s velkou rychlostí poměrně přesně s rychlým záznamem. Veškerá použitá měřící technika během provádění experimentálního testování byla kalibrována a certifikována.

Použitý model figuríny Hybrid III. je certifikován výrobcem, tak aby byla zajištěna kompatibilita měření a možnost porovnání získaných dat s experimentálními výsledky celosvětových výzkumných laboratoří. Jasti Hybrid III. sedící figurína byla doplněna „pedestrian kit“, který umožnil přeměnu figuríny na stojící pro měření střetu s tramvají. Testovací model je určen pouze pro frontální náraz a pro sagitální náraz byla provedena validace v laboratoři UK FTVS a není součástí mé práce. Tedy největší nepřesnost je v použití figuríny. Hybrid III. obsahuje 64 jednotlivých měřících čidel systému Kistler DTI, použitých k přesnosti získání naměřených dat, avšak model nemůže mít naprosto stejné

vlastnosti jako tělo živého člověka. V budoucnu by bylo dobré provést srovnání srážky „živé“ lidské hlavy a impaktoru aby se porovnal data figuríny a hlavy živé osoby. Srovnání mechanických vlastností člověka a figuríny je námětem další studie v rámci projektu.

6.3 Využití výsledků diplomové práce v praxi

V současné světové literatuře je řada studií nabízejících a zabývajících se crash testy různých dopravních prostředků, hlavně automobilového průmyslu. U tramvají se tento počet snižuje a vyskytují se ve formě počítačových simulací řešících zejména tvar a konstrukci přední karoserie. I když tento faktor je velmi důležitý na oblast studie, nemůžeme opomenout nebezpečí zranění vznikající při těchto nehodách. Jako jedny z mála, cílem našeho experimentu bylo i zhodnocení pravděpodobnosti možného zranění při určitých rychlostech. Zjištěné výsledky nám mohou dopomoci k lepšímu pochopení příčin nehodového střetu a z toho vyplývající závažnosti zranění při dopravních kolizích zapříčiněných tramvajovou dopravou a chodcem. Jelikož se společnost neustále rozvíjí spolu s ní se rozvíjí i zaměření na zvýšenou bezpečnost, naše práce může být dobrým podkladem pro hlubší zpracování a probádání dané problematiky. Společnost a svět prochází velkými technickými změnami, modernizaci sledujeme v každém odvětví, životní styl se „zrychluje“. Používání „smart“ zařízení na každém kroku přispívá ke zvýšení nepozornosti účastníků silničního provozu. Celosvětové kampaně založené na studiích, jako je tato mohou dopomoci ke zvýšení bezpečnosti silniční dopravy ve městech. V neposlední řadě, na základě zjištěných dat a zmíněných výsledků, práce bude podkladem pro validaci počítačových modelů a sloužit pro návrh konstrukcí nových čel.

6.4 Limity práce

Za primární limit práce považuji nedostatek studií na danou tematiku. Experimenty interakce chodce s tramvají jsou okrajové a neprobádané. Existuje několik výzkumů řešících problematiku srážky vytvořené simulací, avšak chybí experimenty. Na druhou stranu, v současnosti je dostatek zdrojů srovnávající srážku s ostatními účastníky silničního provozu chodce / cyklisty s automobilem, které jsme využili ke konfrontaci s našimi zjištěními.

Záměrem grantu byla validace počítačového modelu. Při nárazech nemělo docházet k destrukci figuríny a zároveň bylo předpokládáno řešení bezpečnosti zejména kolem zastávek

a v hustém provozu města, a proto byly použity nízké rychlosti při nárazu. Nicméně, na druhé straně samotná tramvaj je schopna dosáhnout v provozu až rychlosti 50–60 km/h a v literatuře jsou častokrát uvedeny rychlosti od 20 km/h a výše. Za rozpor v práci, mohu takové tedy považovat relativně nízké nárazové rychlosti při srážce i když v okolí zastávek jede poměrně nízkou rychlostí.

Postavení jednotlivých částí těla při nárazu nebylo vždy možné dosáhnout ve všech směrech a směrech stejné. Tím mohlo dojít ke odchýlkám a zkreslení výsledků nárazu.

U námi zvolených parametrů (rychlost, postavení figuríny a typ tramvaje) bylo vždy provedeno jedno měření. Mezi limity práce určitě patří chybějící kontrolní měření.

Měření provedené v naší práci bylo provedeno za předpokladu stálé rychlosti až do doby, než došlo ke střetu a poté začalo brzdění tramvaje na trati. Můžeme předpokládat, že ve většině střetů tramvaje s účastníky silničního provozu řidič bude chtít zabránit nárazu a bude tedy proveden náraz s brzděním, tak vidíme i ve výzkumu dle Bellavia a kol. 2007. Ve své studii interpretují výsledky simulace crash testu automobilu s modelem chodce. I když, v našem případě doba impaktu byla vždy velmi krátká, tudíž změnou rychlosti by pravděpodobně nestačila nastat výrazná změna dopadu „následků zranění“.

V neposlední řadě, pokud chodec, nechce spáchat sebevraždu a nepostaví se staticky přímo do cesty tramvaje nebo pozornost chodce je něčím rozptýlena, můžeme předpokládat, že většinu případů je v pohybu, což nám potvrdila i studia dle Yang a kol. 2005 což nám opět může zkreslit hodnoty naměřených dat a pravděpodobnost kritéria závažnosti poranění (Yang, 2005).

7 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zjištění a zhodnocení následků impaktu mezi člověkem (figurínou Hybrid III) a městským hromadným prostředkem, čelem tramvajové soupravy. Při nárazech nemělo docházet k destrukci figuríny a zároveň bylo předpokládáno řešení bezpečnosti zejména kolem zastávek a v hustém provozu města. Proto byly použity poměrně nízké nárazové rychlosti tramvajové soupravy. Výsledky studie naznačují, že použité typy tramvajových souprav, při tak nízkých rychlostech nárazu by neměly způsobit vážné zranění nebyly smrtelné. Nic méně, ale to neznamena, že se přestane klást důraz na zvýšenou bezpečnost a osvětové kampaně na městskou hromadnou dopravu v centrálních infrastrukturálních částí měst.

V rámci této práce byl zkoumán vliv rychlosti, postavení figuríny vzhledem k nárazu tramvaje a velikosti zranění u čtyř modelů tramvajové soupravy se zaměřením následku na oblast hlavy. Místo člověka byla použita figurína o velikosti průměrného dospělého muže. K hodnocení míry pravděpodobnosti poranění hlavy v důsledku impaktu bylo použito kritérium HIC. Poté, klasifikace a stupeň zranění byl charakterizován AIS škálou. Výsledky signifikantně neprokázaly, že starší model čela tramvaje (KT8D5, T03) způsobí vážnější zranění při námi zvolených kritériích, než u „mladších“ modelů (T14, T15). Ale s narůstající rychlostí bude docházet vždy ke vzniku vážnějšího zranění. Při frontálních nárazech bude docházet vždy ke kontaktu hlavy s čelem soupravy a takové výsledky budou značně horší než při nekontaktním nárazu nebo sagitálním směru srážky. Zvolené nízké rychlosti tramvají v hustých centrech provozu a v okolí zastávek by měly být dostatečně bezpečné, aby nedocházelo k vyšším stupněm zranění kategorie AIS ≥ 2 . Byla by to jen velmi malá pravděpodobnost vzniku smrtelného nárazu, ovšem i to se stát může. Zdánlivý, nepatrný primární charakter poranění nemusí odpovídat sekundárnímu rozvoji následku.

Jelikož městská hromadná doprava je naší součástí a do budoucna se bude rozrůstat, je třeba nastavit podmínky a bezpečnost, tak aby se minimalizovalo množství zranění způsobených srážkou mezi účastníky silničního provozu a dopravními prostředky. Úmrtí chodců a cyklistů představují 26 % světových dopravních úmrtí, přičemž tramvajová doprava má 12krát vyšší pravděpodobnost nehody než osobní automobily. Jedním z nejnebezpečnějších míst vzniklých nehod se vyznačují přechody pro chodce. Nepozornost,

překážky na cestách, přelidněnost zvyšují pravděpodobnost příčin vzniku dopravních „neštěstí“ přičemž rychlost a tvar přední části karoserie tramvaje mohou zesílit a zhoršit následky srážky chodce či účastníka silničního provozu.

Závěrem lze konstatovat, že i když výsledky diplomové práce potvrdily předem stanovené hypotézy, práce si s sebou nese i menší limity, které mohly přispět ke zkreslení výsledků nárazu a pravděpodobnosti stupně zranění. Můžeme konstatovat s přiměřenou dávkou sebekritiky, že i přes drobné limity, práce splňuje požadavky kladení v metodice práce a dostatečně zpracování a argumentování dosažených výsledků. Práce mě umožnila hlubší náhled do dané problematiky a zlepšení se v orientování ve světové odborné literatuře pomocí online vědeckých databází ze zahraničních i domácích zdrojů. V neposlední řadě, na základě zjištěných dat a zmíněných výsledků, práce bude/může být podkladem pro validaci počítačových modelů předních čel tramvajových souprav a sloužit pro návrh konstrukcí nových čel pro zvýšení bezpečnosti na silniční provozu.

Seznam použité literatury

1. ABRAHAM, M. K. et CHANG, W. Subarachnoid Hemorrhage. *Emergency Medicine Clinics of North America* [online]. 2016, **34**(4), 901-916 [cit. 2021-9-5]. ISSN 07338627. Dostupné z: doi:10.1016/j.emc.2016.06.011
2. ADAMS, J., DOYLE, D., et al. Diffuse axonal injury in head injury: Definition, diagnosis and grading. *Histopathology* [online]. 1989, **15**(1), 49-59 [cit. 2021-9-6]. ISSN 03090167. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2559.1989.tb03040.x
3. AIS. *The abbreviated injury scale dictionary* [online]. 2005, poslední revize 2008 [cit. 2022-03-12]. Dostupné z: <https://www.aaam.org/abbreviated-injury-scale-ais/>
4. ALEMAN, M. et PRANGE, T. Neurocranium and Brain. *Equine Surgery, Elsevier* [online]. 2019, s. 895-900 [cit. 2022-01-31]. ISBN 9780323484206. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-323-48420-6.00054-5
5. ARNE, B.C. Management of scalp hemorrhage and lacerations. *Journal of special operations medicine* [online]. 2012, **12**(1), 6-11. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22427044/>
6. BABU, J.M. et al. Spinal Emergencies in Primary Care Practice. *The American Journal of Medicine* [online]. 2019, **132**(3), 300-306 [cit. 2021-9-6]. ISSN 00029343. Dostupné z: doi:10.1016/j.amjmed.2018.09.022
7. Be nice, look twice [online]. 2013, poslední revize 2022 [cit. 2022-03-1]. Dostupné z: <https://www.sfmta.com/getting-around/safety/safety-education-campaigns/pedestrian-safety>
8. BELLAVIA, G. et MARIOTTI, G. Multibody numerical simulation for vehicle – pedestrian crash test and analysis of characteristic parameters. *IRIS UniPA* [online]. 2007; s.1-13 [cit. 2022-01-31] Dostupné z: <https://iris.unipa.it/retrieve/handle/10447/25105/34572/29>
9. BROWNE, K.D., et al. Mild Traumatic Brain Injury and Diffuse Axonal Injury in Swine. *Journal of Neurotrauma* [online]. 2011, **28**(9), 1747-1755 [cit. 2021-9-6]. ISSN 0897-7151. Dostupné z: doi:10.1089/neu.2011.1913
10. BUDZYŃSKI, M. et al. Identifying Selected Tram Transport Risks. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering* [online]. 2019, **603** [cit. 2021-9-8]. ISSN 1757-899X. Dostupné z: doi:10.1088/1757-899X/603/4/042053

11. CAROLLO,F., VIRZÌ MARIOTTI,G., NASO,V. et GOLFO,S. Head, chest and femur injury in teenage pedestrian–SUV crash; mass influence on the speeds. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering* [online]. 2019, **233**(4), 790-809 [cit. 2021-12-16]. ISSN 0954-4070. Dostupné z: doi:10.1177/0954407017753803
12. CASE, M. Head Trauma: Neuropathology. *Encyclopedia of Forensic and Legal Medicine* [online]. Elsevier, 2016, 2016, s. 1-9 [cit. 2021-9-6]. ISBN 9780128000557. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-800034-2.00200-7
13. COCHRAN,A. et al. Hyperglycemia and Outcomes from Pediatric Traumatic Brain Injury. *The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care* [online]. 2003, **55**(6), 1035-1038 [cit. 2021-11-13]. ISSN 0022-5282. Dostupné z: doi:10.1097/01.TA.0000031175.96507.48
14. DEMANT,A.W.,BANGARD,C., BOVENSCHULTE,H. et al. MDCT evaluation of injuries after tram accidents in pedestrians. *Emergency Radiology* [online]. 2010, **17**(2), 103-108 [cit. 2021-10-20]. ISSN 1070-3004. Dostupné z: doi:10.1007/s10140-009-0844-4
15. DEWITT,D.S. et PROUGH,S. Traumatic Cerebral Vascular Injury: The Effects of Concussive Brain Injury on the Cerebral Vasculature. *Journal of Neurotrauma* [online]. 2003, **20**(9), 795-825 [cit. 2021-11-11]. ISSN 0897-7151. Dostupné z: doi:10.1089/089771503322385755
16. DOBIÁŠ,V. et al. *Prednemocničná urgentná medicína*. Martin:Osveta, 2007. ISBN 978-80-8063-255-7
17. DONGXIU, O.U. et al. Analysis of tram conflict risk with pedestrian at the intersection based on ATA. In: *2016 Prognostics and System Health Management Conference (PHM-Chengdu)* [online]. 2016, 1-6 [cit. 2021-9-8]. ISBN 978-1-5090-2778-1. Dostupné z: doi:10.1109/PHM.2016.7819890
18. Drážní inspekce. *Nezávislý národní orgán pro odborné šetření příčin mimořádných událostí v drážní dopravě*. [online]. 2007-2020 [cit. 2021-09-21]. Dostupné z: <http://www.dicr.cz/o-drazni-inspekci>
19. EVANS, R.W. *Neurology and Trauma*. New York: Oxford University Press, 2006. ISBN 978-0195170320.
20. FAKHARIAN,E., BANAEI,S. et al. *Traumatic Brain Injury - Pathobiology, Advanced Diagnostics and Acute Management* [online]. InTech, 2018, 2018-05-09 [cit. 2021-11-20]. ISBN 978-1-78923-116-8. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.75454

21. FARIED,A. et al. Correlation between the skull base fracture and the incidence of intracranial hemorrhage in patients with traumatic brain injury. *Chinese Journal of Traumatology* [online]. 2019, **22**(5), 286-289 [cit. 2021-9-5]. ISSN 10081275. Dostupné z: doi:10.1016/j.cjtee.2019.05.006
22. FITZPATRICK, M.O. et SEEX, K. Scalp lacerations demand careful attention before interhospital transfer of head injured patients. *Emergency Medicine Journal* [online]. 1996, **13**(3), 207-208 [cit. 2021-9-5]. ISSN 1472-0205. Dostupné z: doi:10.1136/emj.13.3.207
23. FLAHERTY, B. F., et al. Repeat Head CT for Expectant Management of Traumatic Epidural Hematoma. *Pediatrics* [online]. 2018, **142**(3) [cit. 2021-9-6]. ISSN 0031-4005. Dostupné z: doi:10.1542/peds.2018-0385
24. GAO,D. et WAMPLER,CH. Head injury criterion. *IEEE Robotics & Automation Magazine* [online]. 2009, **16**(4), 71-74 [cit. 2021-11-07]. ISSN 1070-9932. Dostupné z: doi:10.1109/MRA.2009.934824
25. GENNARELLI, T. A., THIBAUT, L.E. et al. Directional Dependence of Axonal Brain Injury due to Centroidal and Non-Centroidal Acceleration. *Society of Automotive Engineers* [online]. 1987, **31**, 49-53 [cit. 2021-9-6]. Dostupné z: doi:10.4271/872197
26. GIJN, V.J., KERR, R.J. et al. Subarachnoid haemorrhage. *The Lancet* [online]. 2007, **369**(9558), 306-318 [cit. 2021-9-5]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi:10.1016/S0140-6736(07)60153-6
27. GOLFO, S., VIRZÌ MARIOTTI, G., CAROLLO, F., ARGO, A. et BARBARACI,G. Safety considerations on teenage pedestrian–bus impact. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering* [online]. 2019, **233**(14), 3839-3856 [cit. 2021-12-16]. ISSN 0954-4070. Dostupné z: doi:10.1177/0954407019
28. GORBUNOV,N. et LONG,Y. *Traumatic Brain Injury - Pathobiology, Advanced Diagnostics and Acute Management* [online]. InTech, 2018 [cit. 2022-03-14]. ISBN 978-1-78923-116-8. Dostupné z: doi:10.5772/intechopen.68640
29. GREENWALD, R., GWIN,T., CHU,J. et al. IMPACT SEVERITY MEASURES FOR EVALUATING MILD TRAUMATIC BRAIN INJURY RISK EXPOSURE. *Neurosurgery* [online]. 2008, **62**(4), 789-798 [cit. 2022-03-14]. ISSN 0148-396X. Dostupné z: doi:10.1227/01.neu.0000318162.67472.ad REILLY, P. a BULLOCK, R. *Head Injury*. Chapman & Hall, 1997. ISBN 0-412-58540-5.

30. GROH,H. *Wikimedia Commons* [online]. 2007 [cit. 2022-03-12]. Dostupné z: https://lmo.wikipedia.org/wiki/%C5%A0koda_14T
31. GRZEBIETA,R.H. et RECHNITZER,G. Tram interface crashworthiness. *Proceedings of the International Crashworthiness Conference* [online]. 2000, 244 – 255 [cit. 2022-02-06]. Dostupné z: https://www.dvexperts.net/pubs/tram_interface_crashworthiness.pdf
32. GUERRIERI,M. Tramways in Urban Areas: An Overview on Safety at Road Intersections. *Urban Rail Transit* [online]. 2018, **4**(4), 223-233 [cit. 2021-10-20]. ISSN 2199-6687. Dostupné z: doi:10.1007/s40864-018-0093-5
33. HAMDEH, A., SHEVCHENKO,G. et al. Proteomic differences between focal and diffuse traumatic brain injury in human brain tissue. *Scientific Reports* [online]. 2018, **8**(1) [cit. 2022-03-14]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-018-25060-0KING, A.I. *The Biomechanics of Impact Injury*. Springer International Publishing, 2018. ISBN 978-3-319-49792-1.
34. HAN,Y., YANG,J. et al. Effects of Vehicle Impact Velocity, Vehicle Front-End Shapes on Pedestrian Injury Risk. *Traffic Injury Prevention* [online]. 2012, **13**(5), 507-518 [cit. 2022-02-02]. ISSN 1538-9588. Dostupné z: doi:10.1080/15389588.2012.661111
35. HARDMAN, S.,ROMINIYI, O. et al. Is cranial computed tomography unnecessary in children with a head injury and isolated vomiting? *BMJ* [online]. [cit. 2021-9-6]. ISSN 0959-8138. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.l1875
36. HAYES,W.C. et al. Forensic Injury Biomechanics. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 2007, **9**(1), 55-86 [cit. 2021-11-07]. ISSN 1523-9829. Dostupné z: doi:10.1146/annurev.bioeng.9.060906.151946
37. Head up [online]. 2015 [cit. 2021-10-9]. Dostupné z: https://altago.com/wp-content/uploads/Eureka_FinalReport_FINAL_webview_101515.pdf
38. HEDELIN, A. et al. Trams—a risk factor for pedestrians. *Accident Analysis & Prevention* [online]. 1996, **28**(6), 733-738 [cit. 2021-9-8]. ISSN 00014575. Dostupné z: doi:10.1016/S0001-4575(96)00048-6
39. HIEBERT, J.B., SHEN, Q. et al. Traumatic brain injury and mitochondrial dysfunction. *The American Journal of the Medical Sciences* [online]. 2015, **350**(2), 132-138 [cit. 2021-9-5]. ISSN 00029629. Dostupné z: doi:10.1097/MAJ.0000000000000506
40. HIRT, M. et VOREL, F. *Soudní lékařství*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-271-0268-6.

41. HUNG, K-L. Pediatric abusive head trauma. *Biomedical Journal* [online]. 2020, **43**(3), 240-250 [cit. 2022-02-09]. ISSN 23194170. Dostupné z: doi:10.1016/j.bj.2020.03.008
42. HYNČÍK,L., KOCKOVA,H. et al. Optimization of tram face with respect to passive safety. *Engineering and Computational Mechanics* [online]. 2008, **2**(2), 53-56 [cit. 2022-02-02]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/270899089>
43. ISMAIL,H., SHAKKOUR,Z.,TABET,M. et al. Traumatic Brain Injury: Oxidative Stress and Novel Anti-Oxidants Such as Mitoquinone and Edaravone. *Antioxidants* [online]. 2020, **9**(10) [cit. 2021-11-10]. ISSN 2076-3921. Dostupné z: doi:10.3390/antiox9100943
44. KAUR,P. et SHARMA,S. Recent Advances in Pathophysiology of Traumatic Brain Injury. *Current Neuropharmacol* [online]. 2018, **16**(8), 1224-1238 [cit. 2022-02-02]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6142406/>
45. KHOSHYOMN, S. et TRANMER, B.I. Diagnosis and management of pediatric closed head injury. *Seminars in Pediatric Surgery* [online]. 2004, **13**(2), 80-86 [cit. 2021-9-5]. ISSN 10558586. Dostupné z: doi:10.1053/j.sempedsurg.2004.01.003
46. KIESER, D., CARR,D. et al. Injury Biomechanics. *Forensic Epidemiology* [online]. Elsevier, 2016, s. 201-230 [cit. 2022-02-02]. ISBN 9780124045842. Dostupné z: doi: 10.1016/B978-0-12-404584-2.00008-2
47. KINOSHITA,K. Traumatic brain injury: pathophysiology for neurocritical care. *Journal of Intensive Care* [online]. 2016, **4**(1) [cit. 2021-11-13]. ISSN 2052-0492. Dostupné z: doi:10.1186/s40560-016-0138-3
48. KLEIVEN,S. Why Most Traumatic Brain Injuries are Not Caused by Linear Acceleration but Skull Fractures are. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. 2013, **1** [cit. 2022-03-14]. ISSN 2296-4185. Dostupné z: doi:10.3389/fbioe.2013.00015
49. KRAMER,R. Cerebral Vasospasm in Traumatic Brain Injury. *Neurology Research International* [online]. 2013, **2013**, 1-7 [cit. 2021-11-11]. ISSN 2090-1852. Dostupné z: doi:10.1155/2013/415813
50. KURBAT,M. et LELEVICH,V. Metabolism of amino acids in the brain. *Neurochemical Journal* [online]. 2009, **3** (1), 23-28 [cit. 5.7.2021]. Dostupné z: doi:10.1134/S1819712409010036
51. LEINONEN,V., VANNINEN,R. et RAURAMAA,T. Raised intracranial pressure and brain edema. *Neuropathology* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 25-37 [cit. 2022-03-12].

- Handbook of Clinical Neurology. ISBN 9780128023952. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-802395-2.00004-3
52. LOPOT, F., KUBOVÝ, P. et al. Collision between a Pedestrian and Tram - Pilot Experiment. *Manufacturing Technology* [online]. 2019, **19**(6), 998-1002 [cit. 2022-02-19]. ISSN 12132489. Dostupné z: doi:10.21062/ujep/409.2019/a/1213-2489/MT/19/6/998
53. LUDI, E. et al. Do Radiologists and Surgeons Speak the Same Language? A Retrospective Review of Facial Trauma. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2016, **207**(5), 1070-1076 [cit. 2021-9-5]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/AJR.15.15901
54. LUJÁN, K.V.P, SILVA, R. et al. Accidental Injuries Caused by Automotive Frontal Collision. *Latin American Journal of Solids and Structures* [online]. 2021, **18**(1) [cit. 2022-02-09]. ISSN 1679-7825. Dostupné z: doi:10.1590/1679-78256256
55. MARIOTTI, G. Head Injury Criterion: Mini Review. *American Journal of Biomedical Science & Research* [online]. 2019, **5**(5), 406-407 [cit. 2022-02-06]. ISSN 26421747. Dostupné z: doi:10.34297/AJBSR.2019.05.000957
56. MARTI, C.H.M., KUPFERSCHMID, J. et al. Safety in Mixed Traffic: Best Practices from Switzerland. *Transsilverportation Research Record: Journal of the Transportation Research Board* [online]. 2016, **2540**(1), 125-137 [cit. 2021-10-9]. ISSN 0361-1981. Dostupné z: doi:10.3141/2540-14
57. MCLAUGHLIN, A. Traumatic Brain Injury in the Military. *Open Journal of Modern Neurosurgery* [online]. 2013, **03**(02), 23-28 [cit. 2022-02-09]. ISSN 2163-0569. Dostupné z: doi:10.4236/ojmn.2013.32005
58. MEANEY, D., MORRISON, B. et DALE BASS, C.. The Mechanics of Traumatic Brain Injury: A Review of What We Know and What We Need to Know for Reducing Its Societal Burden. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2014, **136**(2) [cit. 2022-03-14]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: doi:10.1115/1.4026364
59. MEANEY, D.F. et SMITH, D.H. Biomechanics of Concussion. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 2011, **30**(1), 19-31 [cit. 2021-9-5]. ISSN 02785919. Dostupné z: doi:10.1016/j.csm.2010.08.009
60. MICHINAGA, S. et KOYAMA, Y. Pathogenesis of Brain Edema and Investigation into Anti-Edema Drugs. *International Journal of Molecular Sciences* [online]. 2015, **16**(12), 9949-9975 [cit. 2022-03-12]. ISSN 1422-0067. Dostupné z: doi:10.3390/ijms16059949

61. MOURE-GUARDIOLA,C., RUBIO,I. et al. Evaluation of Combat Helmet Behavior under Blunt Impact. *Applied Sciences* [online]. 2020, **10**(23) [cit. 2021-11-07]. ISSN 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app10238470
62. NAMJOSHI,D., CHENG,Y. et al. Towards clinical management of traumatic brain injury: a review of models and mechanisms from a biomechanical perspective. *Disease Models & Mechanisms* [online]. [cit. 2022-03-14]. ISSN 1754-8411. Dostupné z: doi:10.1242/dmm.011320.
63. Neskákej mi pod kola [online]. 2019, poslední revize 2022 [cit. 2022-03-1]. Dostupné z: <https://www.neskakejmipodkola.cz/#kestazeni>
64. NIKOLAEVA, R., VDOVIN,E. Pedestrian safety assessment in the area of tram stops. *E3S Web of Conferences* [online]. 2021, **274** [cit. 2021-10-20]. ISSN 2267-1242. Dostupné z: doi:10.1051/e3sconf/202127413004
65. OEUR, R., GILCHRIST,D. et HOSHIZAKI,T. Interaction of external head impact parameters on region and volume of strain for collisions in sport. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology* [online]. 2019, **233**(2), 258-267 [cit. 2022-03-14]. ISSN 1754-3371. Dostupné z: doi:10.1177/1754337118819337
66. OMMAYA, A.K. et HIRSCH, A.E. Tolerances for cerebral concussion from head impact and whiplash in primates. *Journal of Biomechanics* [online]. 1971, **4**(1), 13-21 [cit. 2021-9-7]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(71)90011-X
67. OMMAYA, A.K., GOLDSMITH, W. et THIBAUT, L. Biomechanics and neuropathology of adult and paediatric head injury. *British Journal of Neurosurgery* [online]. 2009, **16**(3), 220-242 [cit. 2021-9-7]. ISSN 0268-8697. Dostupné z: doi:10.1080/02688690220148824
68. PIZZINO,G., RRERA,N, CUCINOTTA,M. et al. Oxidative Stress: Harms and Benefits for Human Health. *Oxidative Medicine and Cellular Longevity* [online]. 2017, **2017**, 1-13 [cit. 2021-11-10]. ISSN 1942-0900. Dostupné z: doi:10.1155/2017/8416763
69. PRASAD,P. et MERTZ,H.J. *The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment* [online].1985 [cit. 2022-02-09]. Dostupné z: doi:10.4271/851246
70. PUSHKARNA, A., BHATOE, H.S. et SUDAMBREKAR, S.M.. Head Injuries. *Medical Journal Armed Forces India* [online]. 2010, **66**(4), 321-324 [cit. 2021-9-6]. ISSN 03771237. Dostupné z: doi:10.1016/S0377-1237(10)80008-5

71. ROQUE,C. et CARDOSO,J.L. Observations on the relationship between European standards for safety barrier impact severity and the degree of injury sustained. *IATSS Research* [online]. 2013, **37**(1), 21-29 [cit. 2021-11-07]. ISSN 03861112. Dostupné z: doi:10.1016/j.iatssr.2013.04.002
72. ROSSETTI,M. Analysis of weather events on u.s railroads. *Volpe National Transportation Systems Center, Cambridge, MA* [online]. 2007 [cit. 2022-02-06]. Dostupné z: <https://rosap.ntl.bts.gov/view/dot/9745>
73. ROSTAMI,E. Glucose and the Injured Brain-Monitored in the Neurointensive Care Unit. *Frontiers in Neurology* [online]. 2014, **5** [cit. 2021-11-13]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2014.00091
74. ROVLIAS,A. et KOTSOU,S. The Influence of Hyperglycemia on Neurological Outcome in Patients with Severe Head Injury. *Neurosurgery* [online]. 2000, **46**(2), 335-342 [cit. 2021-11-13]. ISSN 0148-396X. Dostupné z: doi:10.1097/00006123-200002000-00015
75. RYAN, L.M. et WARDEN, D.L. Post concussion syndrome. *International Review of Psychiatry* [online]. 2009, **15**(4), 310-316 [cit. 2021-9-5]. ISSN 0954-0261. Dostupné z: doi:10.1080/09540260310001606692
76. SAGBERG,F. et SAETERMO,I-A. Traffic safety of tram transport. *Institute of Transport Economics* [online]. 1997, **86** [cit. 2021-10-20]. Dostupné z: <https://www.toi.no/getfile.php/138906-1208933888>
77. SHI,J., DONG,B. et al. Review: Traumatic brain injury and hyperglycemia, a potentially modifiable risk factor. *Oncotarget* [online]. 2016, **7**(43), 71052-71061 [cit. 2021-11-13]. ISSN 1949-2553. Dostupné z: doi:10.18632/oncotarget.11958
78. SCHEJBALOVÁ, Z., KVÁŠOVÁ,A. et al. Dynamic Tests: Passenger Car vs. Child Pedestrian. *Transactions on Transport Sciences* [online]. 2010, **3**(4), 187-196 [cit. 2022-02-06]. ISSN 1802971X. Dostupné z: doi:10.2478/v10158-010-0025-x
79. SCHMITT, K., NIEDERER, P.F., MUSER, M.H. a WALZ, F. *Trauma Biomechanics: Accidental injury in traffic and sports*. Springer Science & Business, 2014. ISBN 978-3-642-03713-9.
80. SMRČKA, M. *Poranění mozku*. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-820-2.
81. SOBEY,Ch.G. Cerebrovascular Dysfunction After Subarachnoid Haemorrhage: Novel Mechanisms And Directions For Therapy. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology* [online]. 2001, **28**(11), 926-929 [cit. 2021-11-11]. ISSN 0305-1870. Dostupné z: doi:10.1046/j.1440-1681.2001.03550.x

82. SOCZÓWKA,P. et ŻOCHOWSKA,R. Interactions between tram passengers and road vehicles at tram stops - a pilot study. *Transactions on Transport Sciences* [online]. 2020, **11**(2), 64-76 [cit. 2021-10-23]. ISSN 1802971X. Dostupné z: doi:10.5507/tots.2020.007
83. STEFANI,M.A., MODKOVSKI,R. et al. Elevated glutamate and lactate predict brain death after severe head trauma. *Annals of Clinical and Translational Neurology* [online]. 2017, **4** (6), 392-402 [cit. 5.7.2021]. Dostupné z: doi: 10.1002/acn3.416
84. STROUSE, P. J. Shaken baby syndrome is real. *Pediatric Radiology* [online]. 2018, **48**(8), 1043-1047 [cit. 2021-9-6]. ISSN 0301-0449. Dostupné z: doi:10.1007/s00247-018-4158-0
85. SZMAGLIŃSKI, J., GRULKOWSKI,S. et al. Identification of safety hazards and their sources in tram transport. *MATEC Web of Conferences* [online]. 2018, **231** [cit. 2021-10-20]. ISSN 2261-236X. Dostupné z: doi:10.1051/mateconf/201823105008
86. ŠPIRK, S., ŠPIČKA,J. et al. Utilization of the Validated Windshield Material Model in Simulation of Tram to Pedestrian Collision. *Materials* [online]. 2021, **14**(2) [cit. 2022-02-19]. ISSN 1996-1944. Dostupné z: doi:10.3390/ma14020265
87. TOMA, M., CHAN-AKELEY, R., LIPARI, CH. et KUO, S.H. Mechanism of Coup and Contrecoup Injuries Induced by a Knock-Out Punch. *Mathematical and Computational Applications* [online]. 2020, **25**(2) [cit. 2021-9-8]. ISSN 2297-8747. Dostupné z: doi:10.3390/mca25020022
88. TAKHOUNTS, E.G., CRAIG, M.J., MOORHOUSE, K. a McFADDEN, J. Development of Brain Injury Criteria (BrIC). *Stapp Car Crash Journal* [online]. 2013, **57**, 243-266 [cit. 2022-03-1]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/259770862_Development_of_Brain_Injury_Criteria_BrIC
89. UNGER,R. et al. Child pedestrian injuries at tram and bus stops. *Injury* [online]. 2002, **33**(6), 485-488 [cit. 2021-10-20]. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/S0020-1383(02)00051-7
90. VIRZÌ MARIOTTI,G. et GOLFO,S. Determination and analysis of the head and chest parameters by simulation of a vehicle–teenager impact. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering* [online]. 2014, **228**(1), 3-20 [cit. 2021-12-16]. ISSN 0954-4070. Dostupné z: doi:10.1177/0954407013501487

91. WALZ, F. *Trauma Biomechanics: An Introduction to Injury Biomechanics*. Springer, 2020. ISBN 978-3-030-11659-0.
92. WANI, A. A. et al. Skull base fractures: An institutional experience with review of literature. *The Indian Journal of Neurotrauma* [online]. 2013, **10**(2), 120-126 [cit. 2021-9-5]. ISSN 09730508. Dostupné z: doi:10.1016/j.ijnt.2013.05.009
93. WEBER, T., MUSER, M. et al. Optimising the design of tramways to mitigate injury risk in pedestrian impacts. *IRCOBI Conference* [online]. 2015, 339-349 [cit. 2022-02-06]. Dostupné z: http://www.ircobi.org/wordpress/downloads/irc15/pdf_files/45.pdf
94. WERNER, C. et ENGELHARD, [online]. 2007, **99**(1), 4-9 [cit. 2021-9-6]. ISSN 00070912. Dostupné z: doi:10.1093/bja/aem131
95. YANG, C., XIAO, Z., WANG, L., MO, F. Influences of impact scenarios and vehicle front-end design on head injury risk of motorcyclist. *Accident Analysis & Prevention* [online]. 2020, **145** [cit. 2022-03-14]. ISSN 00014575. Dostupné z: doi:10.1016/j.aap.2020.105697
96. YANG, J., YAO, J. et OTTE, D. Correlation of different impact conditions to the injury severity of pedestrians in real world accidents. *19th Int Tech Conf Enhanc Saf Veh* [online]. 2005; s.1-8 [cit. 2022-01-31] Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/239588612>
97. ZHOU, H., ZHANG, CH., ZHAN, J. et ZHANG, J. Research on the city tram collision at a level crossing. *Advances in Mechanical Engineering* [online]. 2018, **10**(9) [cit. 2021-9-8]. ISSN 1687-8140. Dostupné z: doi:10.1177/1687814018797563

Seznam příloh

Příloha č. 1: Příklad protokolu měření.....	79
Příloha č. 2: Seznam obrázků.....	81
Příloha č. 3: Seznam tabulek.....	82

Příloha č. 1: Příklad protokolu měření

Návrh protokolu měření – 1. 7. 2020 (náhradní termín 2. 7. 2020)

Časový plán – 1 měřicí den:

7:00 – příjezd do vozovny s aparaturou, 3 automobily

7.00 – 12:00 – předpokládaný čas přípravy

12:00 – Předpokládaný čas 1. nárazu

19:00 – Čas ukončení měření nezávislá na počtu crashtestů, sbalení přístrojů

20.00 – Nejzazší termín opuštění areálu

Tramvaje:

Tramvaj T3 - Přední spřáhlo odkloněné a upevněné do krajní polohy vpravo z pohledu řidiče.

Kolejiště:

Úsek kolejiště pro provedení zkoušky dle posledního jednání, včetně přívodu elektrické energie (230V) ve sloupku u montážní jámy na konci koleje. (Jsme samozřejmě připraveni napájet přístroje z vlastních motorových elektrocentrál).

Průchod pro kabely pod kolejnicí vlevo mezi panely z pohledu řidiče, v místě dle posledního jednání.

Kolejiště a přilehlé okolí bude pokryto žíněnkami vysokými cca 4 cm (tatami), pro minimalizaci škod na figuríně od sekundárních nárazů. Žíněnkový pás bude umístěn v délce 8 metrů mezi kolejemi a vlevo kolejiště (z pohledu řidiče).

Protokol měření:

Ideálně, při notné dávce štěstí, bychom chtěli provést 6 měřících pokusů:

Náraz 1: T3, 5km/h, čelem, $+0.15 \cdot B/2$

Náraz 2: T3, 10km/h, čelem, $+0.15 \cdot B/2$

Náraz 3: T3, 5km/h, bokem, $+0.15 \cdot B/2$

Náraz 4: T3, 10km/h, bokem, $+0.15 \cdot B/2$

Náraz 5: T3, 15km/h, čelem, $+0.15 \cdot B/2$

Náraz 6: T3, 15km/h, bokem, $+0.15 \cdot B/2$

Náraz 7: T3, 20km/h, čelem, $+0.15 \cdot B/2$

Náraz 8: T3, 20km/h, bokem, $+0.15 \cdot B/2$

Pokud by vše fungovalo dobře, provedli bychom více nárazů se stejnou tramvají v dalších polohách figuríny.

Použité technologie:

1. rychlokamera – záběr pouze střetu, pohled z levého boku – pole 1024 x 1024 cca 2 x 2 metry v reálu, rychlost záznamu 12 000 fps.

2. rychlokamera – záběr pohybu těla a tramvaje, pohled zepředu z montážní jámy, teleobjektiv – pole 1504 x 1128 cca 3 x 2 metry v reálu, rychlost 500 -1 000fps.

Kinematický systém Qualisys (záznam kinematiky nalepených markerů ve 3D) – cca 10 kamer, 2x stand – pole nárazu 1 000 fps a pohyb těla a tramvaje cca 200fps.

Dynamometrický systém (2x 3D plochý dynamometr Kistler) pro měření kontaktních sil mezi kolejištěm a figurínou.

Figurína +měřicí systém, bezdrátový, kompletně implementovaný do figuríny.

Záznam z tachografu tramvaje

Foto a video dokumentace

Stan, stolky, žíněnky, elektrovedení

Příloha č. 2: Seznam obrázků

Obrázek č.1: Křivka odolnosti hlavy vůči nárazu WSTC (Reilly, 1997).....	13
Obrázek č.2: Křivka rizika zranění hlavy dle stupnice AIS na základě hodnot kritéria HIC (Moure – Guardiola, 2020).....	18
Obrázek č.3: Schéma možných mechanismů poranění hlavy (Walz, 2020).....	20
Obrázek č.4: Schematický popis mechanismů poranění při kontaktní zátěži hlavy (Walz, 2020).....	21
Obrázek č.5: Schéma rozdělující primárně poranění v oblasti hlavy (Walz, 2020).....	22
Obrázek č.6 A, B: Můžeme vidět moment úderu rukavice do brady, tzn. prvotní poranění (A); moment kdy se mozek odráží v lebce, tzn. sekundární poranění (B). Pro srovnání, sekundární poranění můžeme považovat za vážnější (Toma, 2020).....	27
Obrázek č.7: Rozdělení sekundárních poranění (Kaur,2018).....	28
Obrázek č.8: Mechanismy vyvolávající hyperglykémii po TBI (Shi, 2016).....	30
Obrázek č.9: Příčiny vzniku střetu (Hedelin, 1996, Rossetti, 2007, Budzyński, 2019).....	32
Obrázek č.10: Dopad ročního období a měsíce v roce na výskyt nehod (Rossetti, 2007).....	34
Obrázek č.11: Nehody a kolize zapříčiněné počasím rozdělené do časového pásma dne (Rossetti, 2007).....	34
Obrázek č.12: Nehodovost tramvají a chodců (DICR,2007–2020).....	38
Obrázek č.13: Úmrtnost chodců po srážkách s tramvají (DICR,2007–2020).....	38
Obrázek č.14: Modely tramvají, vlevo nahoře tramvaj T3, vpravo nahoře tramvaj KT8, vlevo dole tramvaj T14 a vpravo dole tramvaj T15 (autor fotografie Honza Groh).....	42
Obrázek č.15: Ilustrační zobrazení figuríny Jasti Hybrid III (obrázek autora).....	43
Obrázek č.16 A,B,C,D: Sagitální náraz tramvaje T03 při rychlosti 5 km/h do figuríny (obrázek autora).....	46
Obrázek č.17: Závislost zrychlení působícího na hlavu na čase pro frontální nárazy při indikovaných rychlostech tramvaje typu a) T3, b) KT8, c) T14 a d) T15.....	49
Obrázek č.18: Závislost maximální hodnoty zrychlení působícího na hlavu figuríny během nárazu na rychlosti tramvaje.....	50
Obrázek č.19: Závislost zrychlení působícího na hlavu od času pro sagitální nárazy při indikovaných rychlostech tramvaje typu a) T3, b) KT8, c) T14 a d) T15.....	51
Obrázek č.20: Závislost maximální hodnoty zrychlení působícího na hlavu figuríny během nárazu na rychlosti tramvaje.....	52
Obrázek č.21: Příklad zvoleného časového intervalu při výpočtu hodnoty HIC_{15} a HIC_{36}	52
Obrázek č.22: Vypočtené hodnoty a) HIC_{15} a b) HIC_{36} pro případ frontálních nárazů pro jednotlivé typy tramvají v závislosti na rychlosti tramvaje.....	53
Obrázek č.23: Vypočtené hodnoty a) HIC_{15} a b) HIC_{36} pro případ sagitálních nárazů pro jednotlivé typy tramvají v závislosti na rychlosti tramvaje.....	54
Obrázek č.26: Prasad-Mertzové křivky pro HIC_{15} a pro kategorie AIS2, AIS3 a AIS4.....	54

Příloha č. 3: Seznam tabulek

<i>Tabulka č.1: Škála AIS (abbreviated injury scale) pro zranění v oblasti hlavy (AIS, 2015, Hayes,2007)</i>	<i>17</i>
<i>Tabulka č.2: Poranění primárně způsobená rotační a lineární kinematikou (Ommaya, 2002).....</i>	<i>22</i>
<i>Tabulka č.3: Záznam kontaktu s hlavou figuríny a primárního nárazu elektrické soupravy ve frontální rovině</i>	<i>47</i>
<i>Tabulka č.4: Záznam kontaktu s hlavou figuríny a primárního nárazu elektrické soupravy v sagitální rovině</i>	<i>48</i>
<i>Tabulka č.5: Vypočítané hodnoty HIC_{15} a pravděpodobnosti zranění hlavy charakterizované škálou AIS pro jednotlivé typy tramvají a rychlosti frontálního nárazu. Jednotlivé pravděpodobnosti jsou uvedeny v procentech</i>	<i>55</i>
<i>Tabulka č.6: Vypočtené hodnoty HIC_{15} a pravděpodobnosti zranění hlavy charakterizované škálou AIS pro jednotlivé typy tramvají a rychlosti sagitálního nárazu. Jednotlivé pravděpodobnosti jsou uvedeny v procentech.....</i>	<i>56</i>